

**PEDRO PAULO VALENTE GENTIL SOARES BRANCO**

**AVALIAÇÃO E MODIFICAÇÃO DO RISCO DE QUEDA EM  
IDOSOS COM RECURSO À POSTUROGRAFIA DINÂMICA  
COMPUTORIZADA**

Tese apresentada para a obtenção do Grau de Doutor em Medicina, na Especialidade de Medicina Física e de Reabilitação, conferido pela Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa

Orientador: Professor Doutor Jaime C. Branco



**Faculdade de Ciências Médicas**

**Universidade Nova de Lisboa**

**Lisboa**

**2013**

*Florentino Ariza subía y bajaba las escaleras con un cuidado especial, aun siendo joven, porque siempre había pensado que la vejez empezaba con una primera caída sin importancia, y la muerte seguía con la segunda.*

(Gabriel García Márquez – El amor en los tiempos del cólera)

## Resumo

**Introdução:** As quedas são comuns nos idosos, com mortalidade significativa, sendo o treino de equilíbrio eficaz na sua prevenção. A posturografia é uma técnica muito usada na avaliação do equilíbrio, que permite também o seu treino. No entanto, esta vertente tem sido pouco investigada.

**População e métodos:** a investigação foi desenvolvida em três fases. Estas foram a tradução, adaptação e validação para Portugal duma escala de equilíbrio, a *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*, a determinação dos “pontos de corte” para elevado risco de queda e mobilidade normal dessa mesma escala e a avaliação e modificação do risco de queda em idosos com recurso à posturografia dinâmica computadorizada. Foram incluídos 50 indivíduos (96% do sexo feminino, idade média de 73,9 anos) com alterações do equilíbrio por critérios subjectivos. A avaliação inicial incluiu antecedentes de queda, teste *Timed Up & Go*, versão portuguesa da escala ABC e avaliação posturográfica. Após a avaliação inicial, todos os indivíduos cumpriram um programa de 10 sessões de treino de equilíbrio com *biofeedback* visual em posturografia. Após o treino, todos os indivíduos foram reavaliados segundo as mesmas linhas da avaliação inicial.

**Resultados:** verificou-se uma evolução favorável dum conjunto alargado de parâmetros, avaliados por diversos métodos. No teste *Timed Up & Go* verificou-se uma diminuição de tempo muito significativa e uma diminuição significativa do número de indivíduos em elevado risco de queda e do número de mulheres com mobilidade reduzida. Na versão portuguesa da escala ABC verificou-se um aumento muito significativo da pontuação global e de todas as questões individuais, com diminuição muito significativa do número de indivíduos em elevado risco de queda e significativa de mulheres com mobilidade reduzida. Na posturografia verificaram-se diversas evoluções favoráveis, designadamente diminuição significativa da velocidade de oscilação postural, excepto com olhos abertos em superfície estável, melhoria nos limites de estabilidade, com diminuição significativa do tempo de reacção, aumento significativo do controlo direcciona e aumento muito significativo da velocidade de movimento, dos pontos de terminação e dos pontos de excursão máxima, melhoria nas transferências sedestação/ortostatismo, com diminuição significativa da transferência de peso e aumento significativo do índice de elevação da massa corporal e melhoria no desempenho da marcha, com diminuição significativa da largura de passo e aumento significativo do comprimento de passo e da velocidade.

**Conclusões:** as evoluções verificadas parecem demonstrar uma melhoria de vários factores associados ao risco de queda, que se poderá dever ao programa de treino efectuado. A grande disparidade entre a carga de treino considerada mais eficaz na prevenção de quedas, mais de 50 horas de exercício, e a carga de treino efectuada, de apenas 80 minutos em 10 sessões, poderá constituir um argumento a favor do treino com *biofeedback* visual em posturografia. No entanto, devem ser realçadas as limitações do estudo, em especial a ausência de ocultação, randomização ou controlo, os pontos de corte da versão portuguesa da escala ABC utilizados na estratificação da população estudada e a falta dum registo de quedas para além da segunda avaliação. Será desejável considerar estas limitações no desenho de futuros trabalhos.

## Summary

**Introduction:** falls are common in the elderly and have significant mortality. Balance training is considered effective in their prevention. Posturography is often used for balance evaluation. Although it also allows for balance training, this type of training has been scarcely investigated.

**Population and methods:** the investigation has been developed in three stages. These were the translation, adaptation and validation for Portugal of the “Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale”, the determination of its cut-points for high risk of falling and normal mobility and the evaluation and modification of the risk of falling through the use of dynamic computerized posturography. 50 subjects (96% females, mean age 73,9 years) complaining of balance disorder were included. The initial evaluation included fall history, Timed Up & Go Test, Portuguese version of the ABC scale and posturographic evaluation. After completing the initial evaluation, all subjects underwent a 10-session posturographic training programme, with visual feedback. After the training programme, all subjects were reevaluated along the same lines used in the initial evaluation.

**Results:** there was a beneficial evolution of a wide set of parameters, evaluated through different methods. In the Timed Up & Go Test there was a very significant decrease in time and a significant decrease in number of subjects in high risk of falling and in number of women with reduced mobility. In the Portuguese version of the ABC scale there was a very significant increase in the total score and in the individual score for every question, as well as a very significant decrease in the number of subjects in high risk of falling and a significant decrease in the number of women with reduced mobility. In the posturographic tests there were several beneficial evolutions, namely a significant decrease in postural sway, except with eyes open on firm surface, an improvement of the limits of stability with significant decrease in the reaction time, significant increase in directional control and very significant increase in movement velocity, endpoints and maximum excursions, an improvement in the seat to stand transfers, with significant decrease in weight transfer and significant increase in body mass rising index and an improvement in walking, with a significant decrease in step width and a significant increase in step length and speed.

**Conclusions:** the registered evolutions seem to demonstrate an improvement in several fall-risk factors that may be due to the training programme. The great difference between the training load considered effective for fall prevention, over 50 hours of exercise, and the performed training load of only 80 minutes in 10 sessions, may be an argument on behalf of posturographic visual feedback training. However, the study limitations must be emphasized, namely the lack of blinding, randomization and control, the used cut-points of the Portuguese version of the ABC scale that were used to stratify the population and the lack of a fall register beyond the second evaluation. These limitations should be accounted for in future investigations.

## Abreviaturas e símbolos

### Abreviaturas

ABC: *Activities-specific Balance Confidence (Scale)*.

AGS: *American Geriatrics Society*.

AP: antero-posterior.

AUC: *area under the curve*.

AVD: actividades de vida diária.

BBS: *Berg Balance Scale*.

BGS: *British Geriatrics Society*.

CEEA: (Escala de) Confiança no Equilíbrio Específica da Actividade.

cES: *continuous Equilibrium Score*.

CG: centro de gravidade.

CP: centro de pressão.

CM: centro de massa.

DGS: Direcção-Geral da Saúde.

EFST: *Elderly Fall Screening Test*.

ES: *Equilibrium Score*.

ESCEBD: *European Society for Clinical Evaluation of Balance Disorders*.

FES: *Falls Efficacy Scale*.

GARS-M: *Modified Gait Abnormality Rating Scale*.

HS-SOT: *Head-Shake Sensory Organization Test*.

ICD: *International Classification of Diseases*.

KIWGPFE: *Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly*.

LOS: *Limits of Stability*.

mCTSIB: *modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance*.

MFR: Medicina Física e de Reabilitação.

ML: médio-lateral.

MTSS: Ministério do Trabalho e Segurança Social.

NICE: *National Institute for Clinical Excellence*.

NNT: *number needed to treat*.

PDC: posturografia dinâmica computadorizada.  
PD: posturografia dinâmica.  
PE: posturografia estática.  
POMA: *Performance-oriented Mobility Assessment*.  
PSI: *Postural Stability Index*.  
ROC: *receiver operating characteristic*.  
RWS: *Rhythmic Weight Shift*.  
SOT: *Sensory Organization Test*.  
SQT: *Step/Quick Turn*.  
StS: *Sit to Stand*.  
SUO: *Step Up/Over*.  
TW: *Tandem Walk*.  
TUG: *Timed Up & Go*.  
UEMS: *Union Européene de Médecins Spécialistes*.  
US: *Unilateral Stance*.  
WA: *Walk Across*.  
WBS: *Weight Bearing/Squat*.  
WHO: *World Health Organization*.  
VPN: valor preditivo negativo.  
VPP: valor preditivo positivo.

## **Símbolos**

♀: Sexo feminino.

♂: Sexo masculino.

## Índice Geral

<b>I - Artigos científicos publicados no âmbito da tese</b>	<b>1</b>
<b>II - Introdução</b>	<b>2</b>
<b>III - Enquadramento na Especialidade de Medicina Física e de Reabilitação</b>	<b>3</b>
<b>IV - Enquadramento clínico e científico</b>	<b>5</b>
1. Equilíbrio e controlo postural	5
2. Sistema sensorial e sensitivo	7
3. Alterações do equilíbrio no idoso	8
4. Quedas na população idosa	9
4.1. Definição e classificação	9
4.2. Epidemiologia	10
4.2.1. Incidência	10
4.2.2. Localização	11
4.2.3. Consequências	11
4.2.4. Factores de risco	13
<b>V - Métodos de avaliação do risco de queda</b>	<b>16</b>
1. Avaliação clínica	16
2. Instrumentos de avaliação do risco de queda	18
2.1. Introdução	18
2.2. Teste <i>Timed Up &amp; Go</i>	20
2.3. <i>Berg Balance Scale</i>	21
2.4. <i>Tinetti Performance-oriented Mobility Assessment</i>	22
2.5. <i>Modified Gait Abnormality Rating Scale</i>	22
2.6. <i>Falls Efficacy Scale</i>	23
2.7. <i>Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale</i>	23
2.8. <i>Elderly Fall Screening Test</i>	24
<b>VI - Intervenções para prevenção das quedas</b>	<b>26</b>
1. Introdução	26
2. Suplementação com Vitamina D	27
3. Revisão da medicação instituída	28
4. Intervenção oftalmológica	29
5. Intervenção cardiovascular	31
6. Intervenção sobre outras patologias	31
7. Intervenção ambiental	32
7.1. Introdução	32
7.2. Intervenção ambiental domiciliária	33
7.3. Intervenção ambiental hospitalar	34
7.4. Intervenção ambiental em lar de idosos	34
8. Programas de exercício	35
8.1. Introdução	35
8.2. Possíveis mecanismos de acção dos programas de treino de equilíbrio	37
<b>VII - Posturografia</b>	<b>39</b>
1. Introdução	39
2. Sistema NeuroCom® Balance Master®	41
3. Testes para avaliação de disfunções sensoriais	42

3.1.mCTSIB ( <i>modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance</i> , ou “teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio”)	42
4. Testes para avaliação de deficiências motoras	45
4.1.LOS ( <i>Limits of Stability</i> , ou “limites de estabilidade”)	45
4.2.RWS ( <i>Rhythmic Weight Shift</i> , ou “variação rítmica de carga”)	48
4.3.WBS ( <i>Weight Bearing/Squat</i> , ou “distribuição bipodal de carga”)	50
5. Testes para avaliação de limitações funcionais	51
5.1.US ( <i>Unilateral Stance</i> , ou “apoio unilateral”)	51
5.2.StS ( <i>Sit to Stand</i> , ou “transferência sedestação/ortostatismo”)	53
5.3.WA ( <i>Walk Across</i> , ou “marcha na plataforma”)	55
5.4.TD ( <i>Tandem Walk</i> , ou “marcha pé ante pé”)	56
5.5.SQT ( <i>Step/Quick Turn</i> ou “passo com inversão rápida”)	58
5.6.SUO ( <i>Step Up/Over</i> , ou “passo sobre/para além”)	59
5.7.FL ( <i>Forward Lunge</i> , ou “ projecção para diante”)	61
6. Utilização clínica da posturografia	63
6.1.Posturografia como método de avaliação em patologias específicas	64
6.2.Posturografia como método de avaliação dos efeitos de substâncias de abuso	65
6.3.Posturografia como método de avaliação dos efeitos da exposição a agentes químicos e/ou físicos	66
6.4.Posturografia como método de avaliação de terapêuticas farmacológicas	66
6.5.Posturografia como método de avaliação doutras intervenções terapêuticas farmacológicas e/ou não-farmacológicas	67
6.6.Posturografia como método de avaliação do equilíbrio e risco de queda em idosos	69
6.7.Posturografia como método de avaliação de treino de equilíbrio	72
7. Posturografia como método de treino do equilíbrio	74
7.1.Posturografia como método de treino do equilíbrio em patologias específicas	75
7.2.Posturografia como método de treino do equilíbrio em idosos	76
<b>VIII - Plano de investigação</b>	<b>78</b>
1.Descrição geral do plano de investigação	78
<b>IX - Tradução, adaptação e validação para Portugal da <i>Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale</i></b>	<b>79</b>
1.Introdução	79
2.Objectivos	80
3.População e Métodos	80
3.1.Fase I	81
3.2.Fase II	82
4.Resultados	84
5.Discussão	87
6.Conclusões	89
<b>X - Determinação dos “pontos de corte” da escala CEEA para elevado risco de queda e para mobilidade normal</b>	<b>90</b>
1.Introdução	90
2.Objectivos	90

3.População e métodos	90
4.Resultados	91
5.Discussão	94
6.Conclusões	95
<b>XI - Avaliação e modificação do risco de queda em idosos com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada</b>	<b>96</b>
1.População e métodos	96
2.Avaliação inicial	98
3.Avaliação em Posturografia Dinâmica Computorizada	98
4. Programa de treino de equilíbrio	99
5.Avaliação final	103
6. Arquivo e tratamento de resultados	103
7.Resultados da população inicial	104
8.Teste TUG	105
9.Escala CEEA	106
10.Posturografia Dinâmica Computorizada	108
10.1.Teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	108
10.2.Teste dos limites de estabilidade	110
10.3.Teste de distribuição bipodal de carga	114
10.4.Teste de transferência sedestação/ortostatismo	116
10.5.Teste de marcha na plataforma	118
11.Resultados da população final	121
12.Teste TUG	122
13.Risco de queda	123
14.Mobilidade	123
15.Escala CEEA	124
15.1.Evolução da pontuação total da escala CEEA	124
15.2.Evolução da pontuação das questões individuais da escala CEEA	125
16.Evolução do risco de queda	125
17.Evolução da mobilidade	126
18.Comparação entre as classificações baseadas no resultado do teste TUG e da escala CEEA para elevado risco de queda e para mobilidade reduzida em mulheres	126
19.Posturografia Dinâmica Computorizada	131
19.1.Teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	132
19.2.Resultado normal da componente composta do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	134
19.3.Teste dos limites de estabilidade	135
19.3.1. Tempo de reacção	135
19.3.2.Capacidade de completar a componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade	136
19.3.3.Velocidade de movimento	137
19.3.4.Ponto de terminação	138
19.3.5.Ponto de excursão máxima	140
19.3.6.Controlo direccional	141
19.3.7.Capacidade de completar a componente “controlo direccional” do teste dos limites de estabilidade	142

19.4. Teste de distribuição bipodal de carga	142
19.4.1. Capacidade de completar o teste de distribuição bipodal de carga	143
19.5. Teste de transferência sedestação/ortostatismo	144
19.5.1. Resultado normal da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ ortostatismo	145
19.6. Teste de marcha na plataforma	146
20. Resultados na população inicial e final	148
<b>XII - Discussão</b>	<b>150</b>
1. Critérios de seleção	150
2. Programa de treino	151
3. Teste TUG	152
4. Escala CEEA	152
5. Posturografia Dinâmica Computorizada	155
5.1. Testes de avaliação de disfunção sensorial (teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio)	155
5.2. Testes de deficiências motoras (teste dos limites de estabilidade e teste de distribuição bipodal de carga)	158
5.3. Testes de limitações funcionais (teste de transferência sedestação/ortostatismo e teste de marcha na plataforma)	160
6. Evolução global dos resultados	162
7. Limitações do estudo	164
<b>XIII - Conclusões</b>	<b>167</b>
<b>XIV - Agradecimentos</b>	<b>169</b>
<b>XV - Bibliografia</b>	<b>170</b>

## **Anexos**

**Anexo I** - Validação da Versão Portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

**Anexo II** – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

**Anexo III** – Avaliação e modificação do risco de queda em idosos com recurso à posturografia dinâmica computadorizada

**Anexo IV** – *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

**Anexo V** – Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade (Escala CEEA)

**Anexo VI** – Termo de consentimento informado

## Índice de quadros

1	Grau de evidência dos factores de risco intrínsecos	14
2	Algoritmo de avaliação do risco de queda no idoso	17
3	Estudos randomizados e controlados sobre eficácia de programas de treino de equilíbrio	37
4	Resumo dos estudos referentes à associação entre variáveis posturográficas, equilíbrio e antecedentes ou risco de queda	72
5	Características das populações I (análise intra-observador) e II (análise inter-observador)	83
6	Análise comparativa intra-observador (teste de Wilcoxon)	85
7	Análise comparativa inter-observador (Teste de Wilcoxon)	85
8	Valores do $\kappa$ de Cohen para avaliação da concordância intra-observador e inter-observador	86
9	Valores de consistência interna	86
10	Valores de consistência interna da escala CEEA se removida individualmente cada uma das 16 questões	87
11	Análise dos melhores pontos de corte da escala CEEA correspondentes aos pontos de corte de 13,5 e 12 segundos do teste TUG	92
12	Crítérios de inclusão e de exclusão	96
13	Características da população inicial e final	97
14	Testes de PDC, seus componentes, subcomponentes, unidades de medida e objectivos da avaliação	99
15	Evolução dos resultados do teste TUG	105
16	Evolução dos valores da pontuação total da escala CEEA	106
17	Evolução dos valores da componente composta do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	108
18	Evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície estável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	109
19	Evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície estável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	109
20	Evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície instável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	109
21	Evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície instável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	109
22	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade	110
23	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade	111
24	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade	111
25	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade	111
26	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “controlo direcciona” do teste dos limites de estabilidade	111
27	Evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em extensão” do teste de distribuição bipodal de carga	115

28	Evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 30 graus” do teste de distribuição bipodal de carga	115
29	Evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 60 graus” do teste de distribuição bipodal de carga	115
30	Evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 90 graus” do teste de distribuição bipodal de carga	115
31	Evolução da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	117
32	Evolução da componente “índice de elevação da massa corporal” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	117
33	Evolução da componente “velocidade de oscilação do centro de pressão” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	117
34	Evolução da componente “simetria” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	117
35	Evolução da componente “largura do passo” do teste de marcha na plataforma	119
36	Evolução da componente “comprimento do passo” do teste de marcha na plataforma	119
37	Evolução da componente “velocidade” do teste de marcha na plataforma	119
38	Evolução da componente “simetria do comprimento do passo” do teste de marcha na plataforma	119
39	Avaliação de resultados efectuada na população inicial e final	121
40	Evolução dos resultados do teste TUG	122
41	Evolução do risco de queda, tomando como referência para elevado risco de queda um resultado do teste $TUG \geq 13,5$	123
42	Evolução da mobilidade em mulheres, tomando como referência um resultado do teste $TUG > 12$ segundos para mobilidade reduzida	124
43	Evolução dos valores da pontuação total da escala CEEA	124
44	Evolução do risco de queda, tomando como referência uma pontuação total da escala $CEEA \leq 700$ para elevado risco de queda	126
45	Evolução da mobilidade em mulheres, tomando como referência uma pontuação da escala $CEEA < 800$ para mobilidade reduzida	126
46	Comparação entre as classificações de elevado risco de queda baseadas nos resultados do teste TUG e da escala CEEA	127
47	Desempenho da escala CEEA como preditor de $TUG \geq 13,5$ segundos, em função do valor de corte	128
48	Comparação entre as classificações de mobilidade reduzida em mulheres baseadas nos resultados do teste TUG e da escala CEEA	129
49	Desempenho da escala CEEA como preditor de $TUG > 12$ segundos, em função do valor de corte	130
50	Evolução dos valores da componente composta do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	132
51	Evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície estável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	132
52	Evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície estável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	133
53	Evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície instável” do	

	teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	133
54	Evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície instável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	133
55	Evolução do resultado normal da componente composta do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	135
56	Evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade	135
57	Evolução da capacidade de completar a componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade	137
58	Evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade	137
59	Evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade	139
60	Evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade	140
61	Evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “controlo direcciona” do teste dos limites de estabilidade	140
62	Evolução da capacidade de completar a componente “controlo direcciona” do teste dos limites de estabilidade	142
63	Evolução da capacidade de completar o teste de distribuição bipodal de carga	144
64	Evolução dos resultados da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ ortostatismo	144
65	Evolução dos resultados da componente “índice de elevação da massa corporal” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	144
66	Evolução dos resultados da componente “velocidade de oscilação do centro de pressão” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	145
67	Evolução dos resultados da componente “simetria” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	145
68	Evolução, em termos da sua normalidade, da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ortostatismo	146
69	Evolução dos resultados da componente “largura de passo” do teste de marcha na plataforma	146
70	Evolução dos resultados da componente “comprimento de passo” do teste de marcha na plataforma	147
71	Evolução dos resultados da componente “velocidade” do teste de marcha na plataforma	147
72	Evolução dos resultados da componente “simetria do comprimento de passo” do teste de marcha na plataforma	147
73	Resultados obtidos na população inicial e final	149

## Índice de figuras

1	<i>modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance</i> (“teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio”)	43
2	<i>Limits of Stability</i> (“limites de estabilidade”)	47
3	<i>Rhythmic Weight Shift</i> (“variação rítmica de carga”)	49
4	<i>Weight Bearing/Squat</i> (“distribuição bipodal de carga”)	51
5	<i>Unilateral Stance</i> (“apoio unilateral”)	53
6	<i>Sit to Stand</i> (“transferência sedestação/ortostatismo”)	54
7	<i>Walk Across</i> (“marcha na plataforma”)	56
8	<i>Tandem Walk</i> (“marcha pé ante pé”)	57
9	<i>Step/Quick Turn</i> (“passo com inversão rápida”)	59
10	<i>Step Up/Over</i> (“passo sobre/para além”)	61
11	<i>Forward Lunge</i> (“ projecção para diante”)	63
12	Curva ROC para o desempenho do valor total (0-1600) da escala CEEA para um ponto de corte de 13,5 segundos no teste TUG	92
13	Curva ROC para o desempenho do valor total (0-1600) da escala CEEA para um ponto de corte de 12 segundos no teste TUG	93
14	Programa de treino, ilustrando o desempenho nos exercícios de <i>Midline Stability</i> (“linha média: estabilidade”), <i>Center 3 Forward</i> (“centro para diante em 3 direcções”), <i>Forward: Left/Right</i> (“para diante: esquerda/direita) e <i>Midline: Forward/Backward</i> (“linha média: para diante/para trás”)	102
15	Evolução dos resultados do teste TUG	105
16	Evolução dos valores da pontuação total da escala CEEA	107
17	Evolução dos conjuntos de questões da escala CEEA relacionadas com o ambiente doméstico (questões 1 e 3 a 7) e com o ambiente exterior (questões 2 e 8 a 16).	107
18	Evolução dos valores da componente composta do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	108
19	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade	112
20	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade.	112
21	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade	113
22	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade	113
23	Evolução dos valores da subcomponente composta da componente “controlo direcciona” do teste dos limites de estabilidade	114
24	Evolução dos resultados do teste de distribuição bipodal de carga	116
25	Evolução dos resultados do teste de transferência sedestação/ortostatismo	118
26	Evolução dos resultados do teste de marcha na plataforma	120
27	Evolução dos resultados do teste TUG	122
28	Evolução da pontuação das questões individuais da escala CEEA	125
29	Desempenho da escala CEEA como preditor de TUG $\geq$ 13,5 segundos, em função do ponto de corte	127
30	Desempenho da escala CEEA como preditor de TUG $>$ 12 segundos, em	

função do ponto de corte	129
31 Evolução relativa entre avaliações dos resultados dos testes de PDC	131
32 Evolução do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio	134
33 Evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade	136
34 Evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade	138
35 Evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade	139
36 Evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade	140
37 Evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “controlo direcção” do teste dos limites de estabilidade	141
38 Evolução dos resultados das várias componentes do teste de distribuição bipodal de carga	143
39 Evolução dos resultados do teste de marcha na plataforma	148

## **I – Artigos científicos publicados no âmbito da tese**

O conteúdo dos seguintes artigos científicos, publicados ou em processo de revisão com vista a publicação, foi utilizado na preparação da presente tese:

1. Soares Branco P. Validação da Versão Portuguesa da “Activities-specific Balance Confidence Scale. Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação. 2010; 19(2): 20-25<sup>1</sup>.

2. Soares Branco P. Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. Artigo em processo de revisão com vista à publicação pela Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação<sup>2</sup>.

3. Soares Branco P. Avaliação e Modificação do Risco de Queda em Idosos com Recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada. Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação. 2012; 21(1): 16-24<sup>3</sup>.

---

<sup>1</sup> Este artigo é apresentado em anexo (Anexo I).

<sup>2</sup> Este artigo é apresentado em anexo (Anexo II).

<sup>3</sup> Este artigo é apresentado em anexo (Anexo III).

## **II – Introdução**

Sendo este um projecto conducente à dissertação de Doutoramento em Medicina, na Especialidade de Medicina Física e de Reabilitação (MFR), torna-se necessário, antes de mais, justificar a escolha do tema, pelo seu enquadramento nesta Especialidade e pela sua relevância clínica e científica.

### III - Enquadramento na Especialidade de Medicina Física e de Reabilitação

A reabilitação é definida pela Organização Mundial de Saúde, citada pela *Union Européene de Médecins Spécialistes* (UEMS) como “o uso de todos os meios necessários para reduzir o impacto da condição incapacitante e permitir aos indivíduos incapacitados a obtenção de uma completa integração” (UEMS, 2009, p. 11). Os problemas colocados ao especialista em MFR são de natureza muito variada, desde situações incapacitantes decorrentes de traumatismos até uma plêiade de patologias, entre as quais as músculo-esqueléticas (UEMS, 2009, p. 67). Os problemas relacionados com a idade assumem uma particular importância, uma vez que o envelhecimento da população acarreta um aumento do nível de incapacidade, traduzido num aumento da amplitude e dos custos dos cuidados de saúde e sociais (UEMS, 2009, p. 19).

Neste contexto, a MFR é muitas vezes chamada a intervir em situações crónicas, prevenindo ou corrigindo incapacidades adicionais e maximizando o desempenho, quer dos sistemas afectados quer dos sistemas não afectados por essas situações (DeLisa, Martin & Currie, 1993, p. 11-12). Porém, a actividade da MFR deve também incluir a prevenção (DeLisa, Martin & Currie, 1993, p. 3), facto reforçado pela UEMS – Secção de MFR, que define esta Especialidade como “responsável pela prevenção, diagnóstico, tratamento e organização do programa de reabilitação dos indivíduos com patologias médicas incapacitantes e co-morbilidades em todos os grupos etários” (UEMS, 2009, p. 11). Com efeito, os especialistas em MFR poderão encontrar-se envolvidos em todos os níveis de prevenção da doença ou da lesão, contribuindo

nomeadamente para a prevenção de quedas (UEMS, 2009, p. 37). Assim sendo, este projecto de investigação pode enquadrar-se na Especialidade de MFR.

## **IV - Enquadramento clínico e científico**

### **1. Equilíbrio e controlo postural**

O equilíbrio, necessário para o desempenho eficaz das actividades de vida diária (AVD), pode ser definido como a capacidade de manter o centro de pressão de forma controlável dentro da base de sustentação, em situações estáticas, como ortostatismo ou sedestação, ou dinâmicas, como a marcha. O controlo postural é essencial para a manutenção do equilíbrio, podendo definir-se a postura como o posicionamento dos segmentos corporais, uns em relação aos outros e da sua orientação no espaço (Winter, 1995, citado por Howe *et al.*, 2012).

A manutenção do equilíbrio pressupõe a existência de aferências sensoriais e sensitivas (visuais, vestibulares e somato-sensitivas), o processamento dessas aferências pelo sistema nervoso central e a produção, através de eferências neuro-musculares, de movimentos coordenados e controlados (Januário & Amaral, 2010). Em ambiente iluminado e com uma base de sustentação firme, indivíduos saudáveis dependem em 70% da informação somato-sensitiva, em 10% da visual e em 20% da vestibular para a orientação postural (Peterka *et al.*, 2002, citado por Teixeira *et al.*, 2012), o que significa que as aferências somato-sensitivas são provavelmente a mais importante contribuição para o controlo postural no ser humano (Jáuregui-Renaud *et al.*, 1998). Porém, numa superfície instável, o peso da informação visual e vestibular aumenta, com diminuição relativa do peso da informação somato-sensitiva (Peterka *et al.*, 2002, citado por Teixeira *et al.*, 2012).

Na espécie humana, a postura erecta resulta numa projecção do olhar que seria impossível em quadrupedia (Gagey & Weber, 1999, p. XIV) e na existência duma grande massa corporal afastada do solo e assente numa base de sustentação relativamente pequena. Este facto dificulta o controlo postural (Alexandrov *et al.*, 2005), que está relacionado com diversos factores biomecânicos, designadamente o centro de massa (CM) e o centro de pressão (CP). O CM é o ponto correspondente à posição média ponderada de toda a massa corporal e coincide, para efeitos práticos, com o Centro de Gravidade (CG) ou seja, com o ponto de aplicação da força gravitacional sobre o corpo (Duarte & Freitas, 2010). O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças exercidas pelo corpo sobre a superfície de sustentação e pelas forças de rotação no apoio (Godinho, 2006).

O equilíbrio corporal depende da relação entre forças externas, como a gravidade e a reacção ao solo e forças internas, geradas por exemplo pelos movimentos cardio-respiratórios ou musculares. Como a relação entre estas forças é constantemente modificada, o corpo humano está em permanente adaptação ao desequilíbrio, sendo o seu consumo energético maior quando essa tarefa é mais difícil (Houdijk *et al.*, 2009).

Deste modo, o equilíbrio associa-se a um espaço cónico, de vértice inferior, que corresponde aos limites de estabilidade, ou seja, aos limites dentro dos quais o indivíduo pode deslocar o seu CM e manter o equilíbrio sem alterar a base de sustentação (Godinho, 2006; Januário & Amaral, 2010). Para alcançar este objectivo pode ser usada uma estratégia motora de anca ou de tornozelo ou, quando os limites de estabilidade são excedidos, uma estratégia de passo, que modifica a base de sustentação (Rose, 2005, p. 221-223).

## 2. Sistema sensorial e sensitivo

A modulação da informação sensorial e sensitiva depende do estado atencional e da integridade dos vários sistemas. No entanto, a variedade de aferências disponíveis assegura, dentro de certos limites, a compensação da falência, total ou parcial, de um dos sistemas. No equilíbrio, as aferências sensoriais mais relevantes provêm dos sistemas visual e vestibular. O sistema visual é importante na determinação da posição dos vários segmentos corporais e das características do meio envolvente, bem como na produção de respostas posturais, como a reacção visual de correcção postural. A sua eficácia depende dos vários movimentos oculares (sacádicos, de perseguição, nistagmo optocinético, conjugação e vergência), da acuidade visual, da distância ao alvo e da luminosidade e contraste do meio envolvente. No idoso, a luminosidade e a presença de referências visuais alteram de modo significativo a velocidade da marcha e a variabilidade do passo (Figueiro *et al.*, 2011). No equilíbrio estático, a visão monocular é tão eficaz quanto a binocular, mas o equilíbrio dinâmico parece mais dependente da visão binocular (Isotalo *et al.*, 2004). Em determinadas circunstâncias, genericamente designadas como ambliopia postural, as aferências visuais não são adequadamente utilizadas na manutenção do equilíbrio ou poderão mesmo prejudicá-la (Gagey & Weber, 1999, p. 66).

O sistema vestibular, através do utrículo, do sáculo e dos canais semi-circulares, fornece informações sobre os movimentos da cabeça, detectando acelerações lineares e angulares. Possui conexões com núcleos vestibulares, córtex cerebral, cerebelo, formação reticular, medula espinal e núcleos óculo-motores. Os canais semi-circulares integram o arco reflexo vestibulo-ocular, que permite manter

uma imagem estável através da rotação dos olhos em sentido contrário ao da rotação da cabeça. Embora possa ser largamente compensada pelo sistema visual, a falência do sistema vestibular condiciona uma grande incapacidade para a manutenção do equilíbrio com os olhos fechados (Januário & Amaral, 2010).

O sistema somato-sensitivo inclui diversos tipos de receptores: exteroceptores, proprioceptores e introceptores. Os exteroceptores são receptores superficiais, sensíveis a estímulos externos. Os órgãos dos sentidos podem ser considerados exteroceptores especiais, por oposição aos restantes, considerados exteroceptores gerais. Os proprioceptores são receptores profundos, sensíveis a movimento ou *stress* mecânico, como os fusos neuro-musculares ou os órgãos tendinosos de Golgi. Os introceptores correspondem aos receptores viscerais (Januário & Amaral, 2010). No solo, a principal fonte de informação sobre a atracção gravitacional provém da planta dos pés, muito rica em receptores de pressão e essencial para o constante ajustamento do apoio (Gagey & Weber, 1999, p. XIV).

### **3. Alterações do equilíbrio no idoso**

O envelhecimento associa-se à deterioração estrutural e funcional dos sistemas associados ao controlo do equilíbrio e da mobilidade, bem como a alterações na integração das aferências sensoriais (Teixeira *et al.*, 2011). Esta deterioração pode incluir a cognição, a força muscular, a propriocepção, a flexibilidade, o tempo de reacção e o sistema sensorial e sensitivo (Howe *et al.*, 2012), incluindo de forma independente a visão central e periférica (Patino *et al.*, 2010) e o vestibulo (Seeley, Stephens & Tate, 2011, p. 571-574). A diminuição progressiva de equilíbrio no idoso,

ou presbiequilíbrio, surge assim como um processo complexo e não totalmente compreendido que envolve alterações vestibulares, visuais, somato-sensitivas, motoras e doutros sistemas orgânicos e metabólicos (Tuunainen *et al.*, 2011). Embora no idoso a base de sustentação não se altere, os limites de estabilidade diminuem sensivelmente (Duarte & Freitas, 2010).

No idoso são frequentes respostas desadequadas (por defeito ou por excesso) às perturbações do equilíbrio (Stelmach, 1989), com dificuldade em gerir estímulos que obriguem a “dividir” a atenção (Brown, 1999; O'Halloran *et al.*, 2011) e em activar os músculos de forma adequada a uma correcção postural eficaz (Maki, 2005). Ocorre também aumento da dependência das aferências visuais durante a execução de tarefas cognitivas (Jamet *et al.*, 2004, citado por Teixeira *et al.*, 2011), mas diminuição da capacidade de utilizar estas aferências na manutenção do equilíbrio (Fransson *et al.*, 2004). Numa avaliação da influência dos estímulos sensoriais envolvidos na manutenção do equilíbrio corporal em mulheres idosas, Teixeira *et al.* (2011) concluíram que o equilíbrio era tanto pior quanto maior o número de sistemas sensoriais manipulados ou suprimidos. A diminuição da capacidade do idoso para manter o equilíbrio reduz a qualidade das tarefas desempenhadas e pode aumentar o risco de queda (Berg, 1989; Rossat, 2010).

#### **4. Quedas na população idosa**

##### **4.1. Definição e classificação**

A existência duma definição para a queda é importante, na medida em que estes eventos podem ser entendidos de modos muito diversos. Por exemplo, os idosos

tendem a descrever uma queda como uma perda de equilíbrio, ao passo que os profissionais de saúde a entendem frequentemente como um evento causador de lesão e perturbação da saúde. Assim sendo, a queda foi definida pela *World Health Organization* (WHO) como “um apoio não intencional no solo, chão ou outro nível inferior, excluindo alterações intencionais de posição para repousar em mobiliário, parede ou outro objecto” (WHO, 2007) ou, de forma menos exaustiva, pelo *Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly* (KIWGPFE) como “um evento durante o qual o indivíduo fica inadvertidamente imobilizado no solo” (KIWGPFE, 1987). As quedas encontram-se codificadas na *International Classification of Diseases* (ICD) 9 e 10, como E880 a E888 e W00 a W19, respectivamente.

## **4.2. Epidemiologia**

### **4.2.1. Incidência**

As quedas não fazem parte do processo normal de envelhecimento (KIWGPFE, 1987), mas são comuns na população idosa, em especial nas mulheres (Close *et al.*, 2005). Embora pareçam existir diferenças étnicas e geográficas na incidência destes eventos (Stanaway *et al.*, 2011; WHO, 2007), calcula-se que 28 a 35% dos indivíduos ambulatoriais na comunidade, com idade igual ou superior a 65 anos, sofre uma queda por ano. Este valor aumenta para 32 a 42% nos indivíduos com idade superior a 70 anos e para 50% nos indivíduos com idade igual ou superior a 85 anos. Para idosos institucionalizados, a sua incidência anual pode atingir 1,5 eventos/cama e ser recorrente em 40 a 50% dos indivíduos (Close *et al.*, 2005; WHO, 2007).

#### **4.2.2. Localização**

As quedas ocorrem sobretudo em casa, nas divisões mais frequentadas (Campbell *et al.*, 1990) e durante o dia. No entanto, alguns autores apontam valores entre 33 e 50% para as quedas no exterior (Prudham & Evans, 1981). Em situações que envolvem mudança de residência, a sua incidência pode duplicar, retornando ao normal após cerca de 3 meses (Close *et al.*, 2005).

#### **4.2.3. Consequências**

As quedas associam-se a considerável mortalidade, morbidade, *deficit* funcional e institucionalização prematura (American Geriatric Society, 2001; Close *et al.*, 2005; Peters, Van Schoor & Lips, 2009), sendo responsáveis por 40% das lesões fatais em idosos (WHO, 2007). No entanto, estes valores dependem do país e população estudada: nos Estados Unidos da América, a taxa anual de mortalidade por queda em indivíduos com idade igual ou superior a 65 anos é de 36,8 por 100.000 (46,2 e 31,1 para homens e mulheres, respectivamente). No Canadá, para o mesmo grupo etário, essa taxa é de 90,4 por 100.000. A mortalidade aumenta de forma exponencial com a idade em ambos os sexos, atingindo valores máximos para idades iguais ou superiores a 85 anos (WHO, 2007). Em todos os grupos etários, a mortalidade é maior em homens. Uma vez que a incidência de quedas é maior nas mulheres, este facto tem sido atribuído ao maior número de co-morbilidades dos homens face às mulheres do mesmo grupo etário (WHO, 2007).

Mesmo quando não provocam lesões, as quedas podem ter consequências graves, com destaque para o medo de cair (Howland *et al.*, 1993; KIWGPF, 1987). Este pode ser persistente, mais associado ao sexo feminino e a idade mais avançada, ou transitório (Oh-Park *et al.*, 2011) e contribuir de forma independente para o declínio funcional, associando-se a fragilidade, limitação da mobilidade, menor interação social, depressão e perda de qualidade de vida. A limitação de actividade decorrente do medo de cair, identificável pela presença de factores como depressão, fragilidade e actividades de participação social pode, por sua vez, comprometer o equilíbrio e agravar o risco de queda (Dias *et al.*, 2011; Tinetti, Richman & Powell, 1990).

Estima-se que 20% a 30% das quedas requerem cuidados médicos, sendo estes eventos responsáveis por 10 a 15% de todas as idas aos serviços de urgência, em especial devido a fracturas da extremidade proximal do fémur, traumatismos cranianos e lesões dos membros superiores (Close *et al.*, 2005; WHO, 2007). As quedas são responsáveis por 40% das mortes por lesão em idosos e por 1% da mortalidade nesta faixa etária (Close *et al.*, 2005). Cerca de 10% destes eventos resultam em fracturas (WHO, 2007) e embora este valor pareça relativamente baixo, o número absoluto de idosos que sofrem fracturas é elevado, colocando um pesado encargo nos sistemas de saúde e de segurança social (KIWGPF, 1987).

As quedas constituem um importante factor de risco para a generalidade das fracturas osteoporóticas, com excepção das vertebrais (Fitzgerald *et al.*, 2012). Por outro lado, a hipercifose torácica associada à osteoporose pode conduzir, num contexto de diminuição da força muscular, a maior oscilação corporal e instabilidade da marcha, aumentando o risco de queda (Sinaki *et al.*, 2005). Assim sendo, não se devem dissociar as abordagens das quedas e das fracturas osteoporóticas, em

particular a da extremidade proximal do fémur. Com efeito, mais de 90% destas fracturas resultam de quedas (Grisso *et al.*, 1991) e mais de 60% dos indivíduos com osteoporose do colo do fémur apresentam factores de risco de queda (Patel, Tweed & Chinappen, 2005).

Segundo a Direcção-Geral da Saúde (DGS), ocorreram em Portugal, no ano de 2006, 9523 fracturas da extremidade proximal do fémur, que acarretaram 52 milhões de Euros em cuidados hospitalares e das quais resultou uma mortalidade estimada de 20% a 30% no ano seguinte à fractura e uma incapacidade grave em cerca de 40% dos sobreviventes, dos quais apenas 15% recuperaram a capacidade funcional prévia (DGS, 2008). Em 2050, cerca de 1500 milhões de pessoas terão mais de 65 anos. Se nada for feito entretanto, ocorrerão nesse ano mais de 6,3 milhões de fracturas da extremidade proximal do fémur, uma a cada 5 segundos (Aroso Dias, 2002).

#### **4.2.4. Factores de risco**

A manutenção do equilíbrio é uma tarefa complexa e multifacetada, envolvendo factores como força, propriocepção, integridade neuro-muscular, visão, dor e medo de cair (Menz, 2007), tendo a investigação nesta área identificado mais de 400 potenciais factores de risco de queda (Close *et al.*, 2005), alguns dos quais são apresentados no quadro 1. Estes são habitualmente classificados em intrínsecos (inerentes ao próprio indivíduo) e extrínsecos (inerentes a dispositivos de interface entre o indivíduo e o meio envolvente ou ao próprio meio).

Domínio	Factor de risco	Associação
<b>Psicosocial/demográfico</b>	Idade avançada	***
	História de quedas	***
	Uso de auxiliar de marcha	***
	Limitação nas AVD	***
	Sexo feminino	**
	Viver só	**
	Inactividade	**
	Consumo de álcool	-
<b>Mobilidade e equilíbrio</b>	Incapacidades na marcha e mobilidade	***
	Incapacidades no ortostatismo	***
	Incapacidades nas transferências	***
	Incapacidades em inclinar/alcançar	**
	Lentidão em “marcar passo”	**
	Resposta inadequada a perturbações	*
<b>Marcha</b>	Diminuição da velocidade	***
	Diminuição da cadência	***
	Diminuição do comprimento do passo	***
	Aumento de duração do apoio	***
<b>Sensório-motor</b>	<b>Visão</b>	
	Má sensibilidade ao contraste	***
	Má percepção de profundidade	***
	Má acuidade visual	***
	Perda de campo visual	***
	Aumento da dependência do campo visual	*
	<b>Sensibilidade</b>	
	Diminuição da sensibilidade periférica	*
	Diminuição da função vestibular	**
	Má audição	*
	<b>Força</b>	
	Diminuição da força muscular	***
	Diminuição da potência muscular	*
	Diminuição da resistência muscular	*
<b>Tempo de reacção</b>		
Tempo de reacção simples	***	
Tempo de reacção composto	***	
<b>Alterações clínicas</b>	Alterações cognitivas	***
	Acidente vascular cerebral	***
	Doença de Parkinson	***
	Alterações podológicas	***
	Depressão	**
	Osteoartrose/artrite	**
	Alterações neurológicas	**
	Tonturas	*
	Hipotensão ortostática	*
	Alterações vestibulares	-
<b>Medicação</b>	Medicação múltipla	***
	Medicação psicoactiva	***
	Benzodiazepinas	***
	Antidepressivos	***
	Antipsicóticos	***
	Anti-hipertensores	*
	Analgésicos	-
	Anti-inflamatórios	-

Quadro 1: grau de evidência dos factores intrínsecos de risco de queda: forte (\*\*\*), moderado (\*\*), fraco (\*), muito fraco ou inexistente (-). Adaptado de Close *et al.* (2005).

Numa revisão realizada por Deandrea *et al.* (2010), a história de queda, as alterações da marcha, o uso de auxiliar de marcha, a vertigem, a doença de Parkinson e o uso de fármacos anti-epilépticos são apontados como os factores de risco de queda com mais elevado grau de evidência.

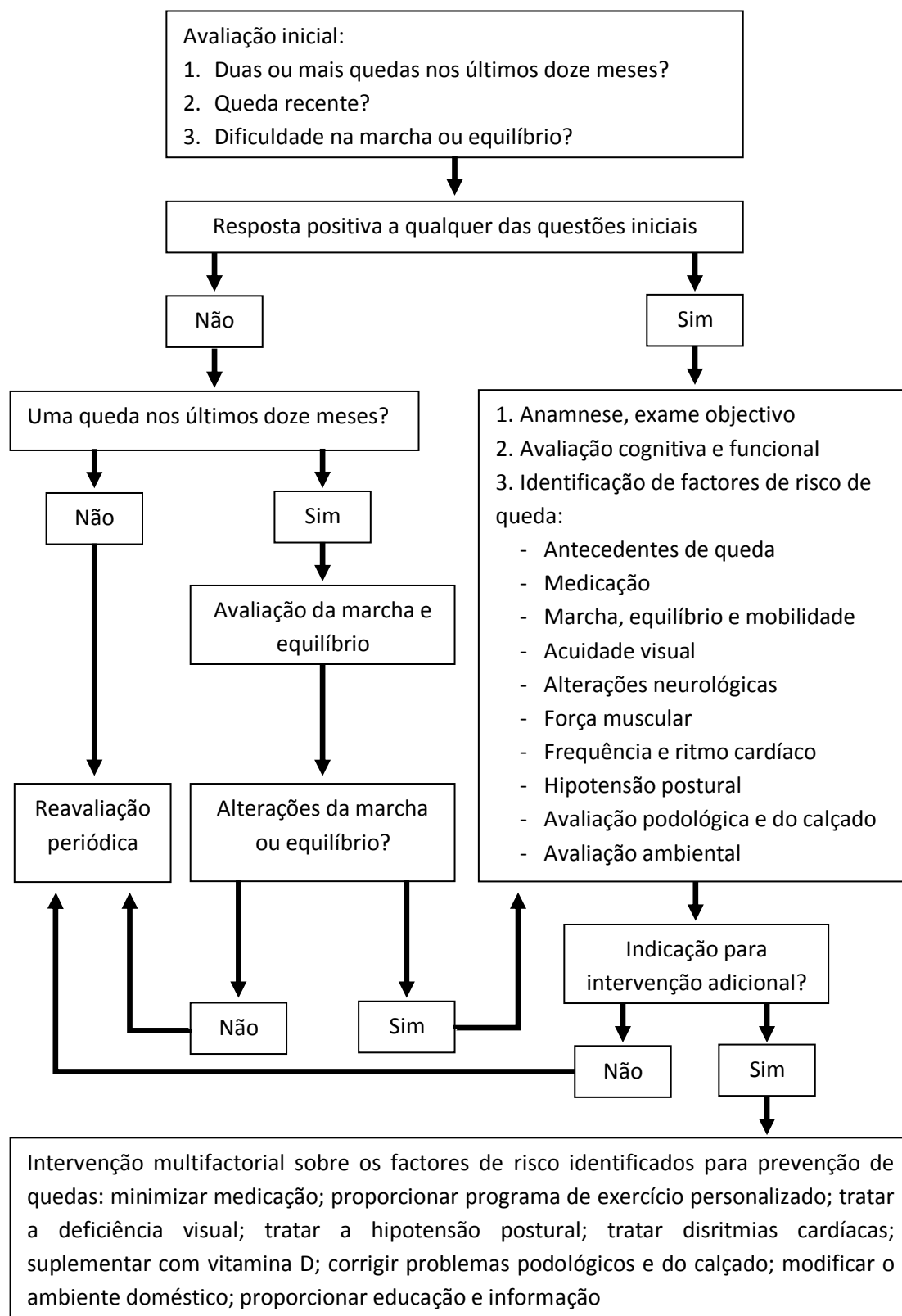
Noutra revisão, efectuada em 2011, Al-Ama refere que os principais factores independentes de risco de queda são, por ordem decrescente de grau de evidência, antecedentes de queda, alterações do equilíbrio, diminuição da força muscular, alterações visuais, uso concomitante de mais de quatro fármacos, fármacos psicotrópicos, alterações da marcha, depressão, tonturas, limitações funcionais, idade superior a 80 anos, sexo feminino, incontinência, alterações cognitivas, osteoartrose, *diabetes mellitus* e dor.

O risco de queda evolui de forma directamente proporcional ao número de factores de risco envolvidos (KIWGPF, 1987). Assim, este risco pode variar, em cada ano, entre 8%, quando não existem factores de risco identificados e 78%, quando estão presentes quatro factores de risco (Al-Ama, 2011).

## V - Métodos de avaliação do risco de queda

### 1. Avaliação clínica

A avaliação do risco de queda deve ser baseada na história clínica e no exame objectivo, que permitem regra geral avaliar a necessidade de exames auxiliares de diagnóstico e orientar a investigação subsequente (Close *et al.*, 2005). As alterações do equilíbrio e da marcha são causas *major* de queda em idosos e têm geralmente origem multifactorial, pelo que devem ser alvo duma avaliação abrangente. Deste modo, a ocorrência de queda em idosos deve ser apurada pelo menos anualmente e a avaliação do equilíbrio e da marcha deve ser realizada sempre que ocorra um relato de queda ou, na sua ausência, pelo menos uma vez (Salzman, 2010). Esta avaliação deve incluir a anamnese, o exame objectivo - com avaliação do equilíbrio e da marcha - e a avaliação ambiental (Bradley, 2011). Uma proposta de avaliação clínica do risco de queda no idoso foi apresentada em 2010 pela *American Geriatrics Society* (AGS) e pela *British Geriatrics Society* (BGS). Neste trabalho é proposta uma abordagem mais abrangente face a *guidelines* anteriores, na medida em que é recomendada uma avaliação multifactorial não só dos idosos com história de queda ou alterações do equilíbrio e da marcha, mas também dos idosos que refiram simplesmente dificuldades no equilíbrio e na marcha. Uma adaptação do algoritmo proposto é apresentada no quadro 2.



Quadro 2: algoritmo de avaliação do risco de queda no idoso. Adaptado de: Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons developed by the Panel on Prevention of Falls in Older Persons, American Geriatrics Society and British Geriatrics Society. J Am Ger Soc. 2010: 1-10.

## 2. Instrumentos de avaliação do risco de queda

### 2.1. Introdução

Face ao elevado grau de evidência da associação entre o risco de queda e as alterações do equilíbrio, mobilidade e marcha, muitos dos instrumentos para avaliação do risco de queda e do medo de cair incluem, de alguma forma, a avaliação do desempenho destas actividades (Close *et al.*, 2005; Gates *et al.*, 2008; Persad, Cook & Giordani, 2010). Alguns destes instrumentos têm sido baseados em estudos retrospectivos, apesar da dificuldade de os realizar em populações idosas; outros têm sido baseados em estudos prospectivos, dificultados pelo custo e pela necessidade de avaliar populações muito numerosas (Persad, Cook & Giordani, 2010).

Na avaliação do risco de queda podem ser considerados quatro tipos principais de instrumentos:

1. Instrumentos concebidos para avaliar directamente o desempenho de tarefas motoras, também designados como testes de mobilidade (Tiedemann *et al.*, 2008), que podem ser divididos em testes de desempenho de tarefa única ou testes de desempenho de tarefas múltiplas (Persad, Cook & Giordani, 2010). Como exemplo dos testes de mobilidade podem ser referidos o *Alternate-step Test*, a *Berg Balance Scale*, a *Gait Abnormality Rating Scale*, a *Modified Gait Abnormality Rating Scale*, o *Pick-up-weight test*, o *Sit-to-stand Test*, o *Six-metre-walk*, o *Stair Ascent and Descent*, o *Timed Up & Go Test* e a *Tinetti Performance-oriented Mobility Assessment*.

2. Instrumentos concebidos para avaliar a percepção individual de eficácia no desempenho de tarefas motoras, designados na literatura anglo-saxónica como *self-*

*report* ou *clinician-rated scales*, como por exemplo a *Falls Efficacy Scale* e a *Activities-specific Balance Confidence Scale*.

3. Instrumentos mistos, que associam componentes de ambos os anteriores, como por exemplo o *Elderly Fall Screening Test*.

4. Sistemas de posturografia computadorizada<sup>4</sup>.

Numa avaliação da validade predictiva de alguns destes instrumentos, efectuada por Perell *et al.* (2001), foram considerados úteis o teste *Timed Up & Go* (Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000), a *Tinetti Performance-oriented Mobility Assessment* (Tinetti, 1986), a *Berg Balance Scale* (Berg *et al.*, 1989), a *Modified Gait Abnormality Rating Scale* (Van Swearingen *et al.*, 1996) e o *Elderly Fall Screening Test* (Cwikel *et al.*, 1998). Segundo Perell *et al.* (2001), estes instrumentos demonstraram uma utilidade variável, mas podem ser utilizados como parte de programas de prevenção de quedas, sendo desnecessária a criação de novos instrumentos para o efeito. De facto, a profusão destes instrumentos traduz-se numa heterogeneidade de resultados que dificulta ou impossibilita a tão necessária realização de meta-análises: numa revisão realizada em 2008 por Orr *et al.*, 29 estudos randomizados e controlados utilizaram 68 testes diferentes para a avaliação do equilíbrio! Com efeito, para além dos instrumentos já citados, existem muitos outros, como o *Choice Stepping Reaction Time* (Pijnappels *et al.*, 2010), o *Dynamic Gait Index* (Marchetti & Whitney, 2006), o *Predict\_FIRST* (Sherrington *et al.*, 2010) ou o *Subjective Risk Rating of Specific Tasks* (Shimada *et al.*, 2011). Alguns destes instrumentos serão descritos em seguida.

---

<sup>4</sup> Estes sistemas serão abordados mais adiante, no capítulo VII.

## 2.2. Teste *Timed Up & Go*

O teste *Timed Up & Go* (TUG) (Podsiadlo e Richardson, 1991) pode ser utilizado para avaliar a mobilidade em idosos institucionalizados ou ambulatoriais na comunidade (Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000; Salzman, 2010), embora alguns autores sugiram que é mais apropriado para idosos com comorbilidades do que para idosos saudáveis ambulatoriais na comunidade (Bhatt *et al.*, 2011). É recomendado nas *guidelines* da AGS e do *National Institute for Clinical Excellence* (NICE) para a identificação de indivíduos com necessidade duma avaliação mais detalhada do equilíbrio e da marcha (AGS, 2001; NICE, 2004). Ao contrário doutros instrumentos de avaliação do risco de queda no idoso, o teste TUG tem uma distribuição normal e os seus resultados poderão depender não só do “simples” desempenho motor mas também doutros factores, como o estado cognitivo (Herman, Giladi & Hausdorff, 2011). A reprodução laboratorial de quedas demonstrou que o teste TUG possui uma capacidade preditiva de risco de queda a curto prazo superior à da *Berg Balance Scale* e da posturografia computadorizada (Bhatt *et al.*, 2011).

A sua realização é muito simples, necessitando apenas duma cadeira de braços, com assento colocado entre 44 e 47 cm de altura (Siggeirsdóttir *et al.*, 2002), um percurso disponível com 3 metros de comprimento, desde a cadeira até uma marca em adesivo colocada no chão e um cronómetro. O teste realiza-se após um ensaio de treino. No início, o indivíduo deve estar correctamente sentado. À ordem de partida, deve levantar-se, alcançar a marca, regressar e sentar-se de novo correctamente. O percurso é feito à velocidade normal do indivíduo testado, que deve usar calçado normal e, se necessário, um auxiliar de marcha. Os resultados correlacionam-se com a

velocidade da marcha, equilíbrio, nível funcional e capacidade de deambular no exterior.

Existem pontos de corte do teste TUG para limitação funcional, mobilidade normal em mulheres e elevado risco de queda. Podsiadlo e Richardson (1991) propuseram um ponto de corte de 30 segundos para predição de dependência funcional no idoso mas este valor, bastante elevado, reflecte provavelmente a população estudada, que incluiu idosos com diversas patologias neurológicas (Podsiadlo & Richardson, 1991). Bischoff *et al.* (2003) confirmaram estes resultados para indivíduos institucionalizados, mas propuseram um valor menor ou igual a 12 segundos para caracterizar como normal a mobilidade de mulheres com idades entre os 65 e 85 anos residentes na comunidade. Em relação ao risco de queda, Shumway-Cook, Brauer & Wollacott (2000) consideraram em elevado risco de queda os idosos com tempos de desempenho no teste TUG iguais ou superiores a 13,5 segundos.

### **2.3. Berg Balance Scale**

A *Berg Balance Scale* (BBS) (Berg *et al.*, 1989), é uma escala que avalia o desempenho do equilíbrio em 14 AVD, cada uma pontuada entre 0 e 4 pontos, com uma pontuação máxima, correspondendo ao melhor desempenho, de 56 pontos. Para a sua realização é necessário um cronómetro, uma fita métrica, um banco e uma cadeira, sendo o tempo de execução de aproximadamente 30 minutos. A pontuação baseia-se na qualidade da execução, no tempo em que uma posição pode ser mantida e na distância que o membro superior é capaz de alcançar à frente do corpo. Uma pontuação  $\leq 45$  associa-se a maior risco de queda (Thorbahn & Newton, 1996). Para

idosos com baixos níveis de actividade física, o ponto de corte de 49 demonstrou elevada sensibilidade (91%) e especificidade (92%). Em idosos com níveis mais elevados de actividade física, este instrumento demonstrou uma sensibilidade muito baixa (0 a 15%), embora com elevada especificidade (83 a 100%) para os diversos “pontos de corte” analisados (Santos *et al.*, 2011).

#### **2.4. Tinetti Performance-oriented Mobility Assessment**

A *Tinetti Performance-oriented Mobility Assessment*, ou POMA (Tinetti, 1986), permite avaliar o equilíbrio e a marcha no idoso. Para a sua realização é necessário um cronómetro, uma cadeira de assento firme, sem braços e um percurso de marcha de 4,57 metros, sendo o tempo de execução de aproximadamente 10 a 15 minutos. Apresenta 16 itens, cada um dos quais pontuável entre 0, correspondendo a maior nível de incapacidade, e 2. A pontuação total máxima possível, de 28, corresponde à soma das pontuações do equilíbrio, com uma pontuação máxima possível de 16, e da marcha, com uma pontuação máxima possível de 12. A pontuação total de 25 a 28, 19 a 24 ou inferior a 19 corresponde a baixo, médio ou elevado risco de queda, respectivamente.

#### **2.5. Modified Gait Abnormality Rating Scale**

A *Modified Gait Abnormality Rating Scale*, ou GARS-M (Van Swearingen *et al.*, 1996), consiste numa versão simplificada da *Gait Abnormality Rating Scale* (Wolfson *et al.*, 1990). A escala avalia 7 itens relacionados com a marcha, a partir de imagens

gravadas ou por observação directa, cada um dos quais pontuado entre 0, correspondendo ao melhor desempenho, e 3. O teste pode ser realizado em cerca de 3 minutos. Embora não seja indicado um ponto de corte para identificação de indivíduos em elevado risco de queda, a GARS-M proporciona, segundo os seus autores, um método simples de observação e documentação de anomalias da marcha que pode ser útil no planeamento de intervenções para redução do risco de queda.

### **2.6. Falls Efficacy Scale**

A *Falls Efficacy Scale* (FES) (Tinetti, Richman & Powell, 1990) é um instrumento desenhado para avaliar o risco de queda no desempenho de AVD em idosos. Avalia 10 AVD no domicílio, numa escala de 1 a 10, correspondendo, para cada pergunta, a pontuação de 1 a “muito confiante” e a de 10 a “nenhuma confiança”. Uma pontuação igual ou superior a 70 é indicadora de medo de cair, mas este instrumento mede apenas actividades simples no domicílio, pelo que apresenta tendência para um “efeito de tecto” em idosos ambulatorios na comunidade (Powell & Myers, 1995).

### **2.7. Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale**

A *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale* (Powell & Myers, 1995), foi concebida para avaliar o equilíbrio num conjunto de AVD associadas a um largo espectro de dificuldade, incluindo algumas potencialmente mais perigosas. Este instrumento incluiu questões previamente apresentadas na FES, mas com melhor caracterização e diversificação das situações. Ao contrário da FES, que visa caracterizar

o desempenho numa AVD “sem cair”, a escala ABC procura ser mais abrangente, caracterizando o desempenho numa AVD “sem perder o equilíbrio ou ficar instável”.

A escala ABC pode ser auto-administrada ou administrada através de entrevista pessoal ou telefónica e procura caracterizar o nível de confiança (capacidade de não perder equilíbrio ou ficar instável) no desempenho de 16 AVD, avaliado através de outras tantas perguntas. A confiança para cada AVD é medida escolhendo um dos pontos de percentagem na escala, entre 0% (sem confiança) a 100% (confiança completa), possibilitando um resultado total entre 0 (mínimo) e 1600 (máximo). Este valor é posteriormente dividido por 16 para obter a avaliação final de cada indivíduo. A escala ABC demonstrou boa qualidade psicométrica, elevada consistência interna e validade discriminativa, bem como boa consistência e fiabilidade (Parry *et al.*, 2001). Para além da versão original, em inglês do Canadá, este instrumento foi traduzido e adaptado para outros idiomas e realidades específicas (Mak *et al.*, 2007; Schott, 2008; Salbach *et al.*, 2006; Van Heuvelen *et al.*, 2005). Existe também uma versão abreviada e validada da escala ABC, contendo apenas 6 questões: a escala ABC-6 (Schepens, Goldberg & Wallace, 2010).

## **2.8. Elderly Fall Screening Test**

O *Elderly Fall Screening Test*, ou EFST (Cwikel *et al.*, 1998), foi concebido para diferenciar o risco de queda, em baixo e elevado, de idosos ambulatoriais na comunidade. Consiste na avaliação de 5 itens, com uma pontuação total variável entre 0, correspondendo a baixo risco, e 5, correspondendo a risco elevado. Os primeiros 3 itens resultam da auto-avaliação do indivíduo testado sobre história e número de

quedas ou “quase quedas” e os 2 últimos, a velocidade e a qualidade da marcha, são avaliados pelo observador, sendo o indivíduo considerado em elevado risco de queda se a pontuação total for  $\geq 2$ .

## VI - Intervenções para prevenção das quedas

### 1. Introdução

As intervenções para prevenção de quedas podem classificar-se em intervenções múltiplas, únicas, multifactoriais (Gillespie *et al.*, 2009) e monofactoriais (Al-Ama, 2011). As intervenções únicas e múltiplas consistem numa combinação fixa de uma ou duas ou mais categorias de intervenção aplicadas a todos os participantes dum programa. As intervenções monofactoriais e multifactoriais consistem na aplicação, caso a caso, de uma ou duas ou mais categorias de intervenção, com base numa avaliação individual prévia (Al-Ama, 2011; Gillespie *et al.*, 2009). Geralmente, as intervenções múltiplas são mais aplicadas em cuidados de longa duração e as intervenções multifactoriais mais aplicadas em idosos ambulatoriais na comunidade (AGS & BGS, 2010). Embora a necessidade de intervenções para prevenção do risco de queda seja inquestionável, a sua eficácia não é consensual. Para Balzer *et al.* (2012), a avaliação da eficácia destas intervenções é dificultada pela heterogeneidade dos estudos existentes, o que dificulta a avaliação dos estudos individuais e dificulta a realização de meta-análises e. Assim, para estes autores, as recomendações actuais para a prevenção de quedas no idoso não são completamente suportadas pela evidência científica (Balzer *et al.*, 2012).

Apesar de eventuais limitações na sua avaliação, existem diversas intervenções consideradas eficazes na prevenção de quedas: suplementação com vitamina D, revisão da medicação instituída, intervenção oftalmológica, intervenção cardiovascular e/ou sobre outras patologias, intervenção ambiental e programas de exercício (AGS &

BGS, 2010; Al-Ama, 2011; Gillespie *et al.*, 2009; Howe *et al.*, 2012). Uma abordagem personalizada, mesmo no contexto dum grupo, pode aumentar de modo significativo a adesão do idoso a um programa de prevenção de quedas (WHO, 2007). Os programas educacionais e informativos, quer do idoso quer dos seus cuidadores, são também considerados aspectos importantes da implementação e manutenção de estratégias de prevenção de queda. No entanto, a evidência da sua eficácia na prevenção de quedas é escassa, seja no âmbito de intervenções únicas ou múltiplas (AGS & BGS, 2010).

## **2. Suplementação com Vitamina D**

No idoso, a ingestão de vitamina D na dieta diminui, o que também acontece com a eficiência da produção endógena de calcitriol (DGS, 2008). A deficiência de vitamina D é frequente em idosos, diminuindo a força muscular e possivelmente a função neuro-muscular (AGS & BGS, 2010). Um limiar aceitável abaixo do qual se considera haver défice de vitamina D é representado como 50 mmol/l de 25-hidroxivitamina D (DGS, 2008).

Segundo Gillespie *et al.* (2009) a suplementação com vitamina D, isolada ou associada ao cálcio, só demonstrou eficácia na redução da frequência e risco de queda nos indivíduos mais idosos seleccionados com base em baixos níveis basais de vitamina D. Para Murad *et al.* (2011), no entanto, a suplementação com vitamina D apresenta evidência, embora de qualidade baixa a moderada, na diminuição do risco de queda, sobretudo em mulheres idosas. Segundo estes autores, esta diminuição é mais evidente quando existem *deficits* iniciais de vitamina D e apenas quando a

suplementação é realizada em simultâneo com a de cálcio (Murad *et al.*, 2011). A diminuição do risco de queda poderá dever-se a diversos factores, entre os quais o aumento da síntese proteica nas fibras musculares, com aumento da força muscular e redução da oscilação corporal.

Face à evidência de eficácia, ao baixo valor do *number needed to treat* (NNT), de 15 e à segurança e baixo custo da suplementação com vitamina D, todos os idosos com suspeita de deficiência de vitamina D devem receber suplementação (AGS & BGS, 2010). Quer a população a tratar quer a dose e duração do tratamento não se encontram ainda claramente estabelecidos (Murad *et al.*, 2011), mas este poderá ser mais eficaz com doses diárias de vitamina D iguais ou superiores a 800 UI (Al-Ama, 2011).

Para além da perspectiva específica das quedas, a suplementação justifica-se pelo facto da deficiência em vitamina D induzir o aumento da secreção de paratormona, com aumento da reabsorção óssea e pela idade ser uma determinante muito importante do risco de fractura. Deste modo, segundo a DGS, todos os indivíduos com mais de 65 anos têm indicação para realizar suplementação com vitamina D, à qual se deve associar o cálcio. Aquela é mais eficaz quando administrada por via oral em doses de 700 a 800 UI diárias (DGS, 2008).

### **3. Revisão da medicação instituída**

A existência duma relação entre algumas classes de fármacos e o risco de queda em idosos é reconhecida desde há vários anos. Leipzig, Cumming & Tinetti, em duas revisões e meta-análises realizadas em 1999, concluíram existir uma relação, pequena

mas consistente, entre a toma de psicotrópicos (sedativos/hipnóticos, anti-depressivos e neurolépticos) e o risco de queda em indivíduos com idade igual ou superior a 60 anos (Leipzig, Cumming & Tinetti, 1999a), bem como uma associação, embora fraca, entre a toma de digoxina, anti-arrítmicos de tipo Ia e diuréticos (tiazídicos ou de ansa) e o risco de queda em idosos (Leipzig, Cumming & Tinetti, 1999b). Segundo estes autores, não parece existir relação entre o risco de queda e outros fármacos de acção cardiovascular (beta-bloqueantes, anti-hipertensores de acção central, inibidores da enzima de conversão da angiotensina, bloqueadores dos canais de cálcio e nitratos) ou analgésicos (analgésicos narcóticos, analgésicos não-narcóticos, anti-inflamatórios não esteróides e ácido acetil-salicílico), mas idosos medicados com mais de 3 ou 4 fármacos de qualquer tipo (psicotrópicos, de acção cardiovascular ou analgésicos) parecem apresentar um risco aumentado de queda (Leipzig, Cumming & Tinetti, 1999b). Outras meta-análises, realizadas posteriormente, confirmaram a existência duma relação significativa entre fármacos psicotrópicos (sedativos, hipnóticos, antidepressivos e benzodiazepinas) e o risco de queda em idosos (Bloch *et al.*, 2011; Woolcott *et al.*, 2009) e foi demonstrado que o acesso dos médicos de família a um programa educacional sobre o uso de fármacos reduziu o risco de queda nos idosos ao seu cuidado (Pit *et al.*, 2007, citado por Gillespie *et al.*, 2009). Deste modo, medidas como a retirada gradual da medicação psicotrópica poderão reduzir a incidência de quedas (AGS & BGS, 2010; Al-Ama, 2011).

#### **4. Intervenção oftalmológica**

A maioria das intervenções oftalmológicas visando a prevenção de quedas incide na correcção da deficiência visual central. No entanto, a deficiência visual periférica

associa-se de forma independente ao aumento do risco de quedas e de quedas com lesão (Patino *et al.*, 2010) e a perda de campo visual é considerada, por Freeman *et al.* (2007), como o principal factor de risco visual para quedas. Deste modo, a correcção da deficiência visual periférica deveria também estar incluída naquelas intervenções (Patino *et al.*, 2010).

A investigação sobre a correcção de deficiências visuais através da prescrição adequada de óculos demonstrou um aumento inicial da incidência de quedas e de fracturas, talvez por dificuldades de adaptação ou maior grau de actividade (Cumming R *et al.*, 2007). O tipo de lentes utilizadas também revelou importância, pois o uso de lentes multifocais aumenta a incidência de quedas, em particular fora do domicílio (Lord, Dayhew & Howland, 2002). Segundo Lord (2006), os mais importantes factores de risco visual para quedas são as percepções de contraste e profundidade, que são afectadas pelo uso de lentes multifocais e podem assim diminuir a detecção de riscos ambientais. No entanto, o uso de lentes multifocais reduz a incidência de quedas em idosos com actividades predominantemente domiciliárias (Haran *et al.*, 2010). Em idosos com diminuição acentuada da acuidade visual, um programa de intervenção ambiental demonstrou eficácia na redução do número de quedas, mas não de lesões (Campbell *et al.*, 2005), possivelmente através da eliminação de factores de risco e da modificação de comportamentos (La Grow *et al.*, 2006).

A presença de cataratas também está associada ao aumento do risco de queda (Anand *et al.*, 2003). Uma rápida intervenção em mulheres idosas com esta patologia reduz a incidência de quedas após a primeira cirurgia ocular (Harwood *et al.*, 2005), mas os efeitos duma segunda cirurgia, ao olho contra-lateral, ainda são desconhecidos (Foss *et al.*, 2006).

## 5. Intervenção cardiovascular

A alteração cardiovascular mais frequentemente associada a quedas é a hipotensão, que pode ser uma manifestação, entre outras situações, duma síndrome do seio carotídeo, duma síndrome vasovagal ou duma arritmia. A hipotensão pode produzir uma síncope com alterações transitórias de consciência e amnésia. Uma vez que cerca de 70% das quedas não são presenciadas por terceiros, esta síncope pode ser relatada apenas como uma queda. Por outro lado, uma hipotensão primária ou resultante duma arritmia pode levar à queda mesmo sem ocorrência duma síncope (AGS & BGS, 2010).

O tratamento das alterações cardiovasculares, com colocação de *pace-maker* nas bradiarritmias ou o tratamento farmacológico das taquiarritmias, entre outros, é referido como eficaz na redução da incidência de quedas não acidentais (AGS & BGS, 2010; Kenny *et al.*, 2001). No entanto, no caso específico da síndrome do seio carotídeo, a colocação de *pace-maker* poderá ser ineficaz na redução do risco de queda em idosos (Parry *et al.*, 2009).

## 6. Intervenção sobre outras patologias

Um aspecto relevante a ter em conta neste âmbito diz respeito à deficiência cognitiva, uma vez que esta constitui um factor de risco independente para queda (AGS & BGS, 2010). Mais concretamente, as medidas de avaliação global da cognição e da função executiva – mais útil quando a avaliação global é normal - estão relacionadas com o risco de queda, pelo que se justifica a sua inclusão na avaliação

desse risco (Muir, Gopaul & Montero Odasso, 2012). Segundo a AGS e a BGS, não existia ainda, em 2010, suficiente evidência para decidir, a favor ou contra, a realização de intervenções mono ou multifactoriais para prevenção de quedas em idosos, ambulatoriais na comunidade, com deficiências cognitivas. Esta questão parece manter a sua actualidade, com a possível excepção do uso de protectores da anca em lares de idosos<sup>5</sup> (Oliver *et al.*, 2007).

As intervenções podológicas e sobre o calçado são também frequentemente realizadas. As alterações podológicas são comuns no idoso e associam-se a alterações do equilíbrio e da função. Além disso, o uso de calçado mal adaptado, com saltos altos, solas desgastadas ou sem atacadores ou fivelas associa-se a maior risco de queda, que pode ser reduzido com a adopção de calçado com saltos baixos e maior superfície de contacto com o solo (AGS & BGS, 2010). Fora do domicílio, o uso de calçado antiderrapante pode reduzir o risco de queda em idosos durante o Inverno (McKiernan, 2005).

## **7. Intervenção ambiental**

### **7.1 Introdução**

Os riscos ambientais podem ser definidos como riscos associados a quaisquer objectos ou circunstâncias ambientais e parecem constituir um importante factor de risco de queda em idosos ambulatoriais na comunidade, especialmente em situações

---

<sup>5</sup> Segundo o Ministério do Trabalho e Segurança Social (MTSS), um “lar de idosos” pode ser definido como “(...) um estabelecimento onde são desenvolvidas actividades de apoio social a pessoas idosas, através de alojamento colectivo, de utilização temporária ou permanente (...)” (Rodrigues, 2012).

de queda recorrente (Letts *et al.*, 2010). Estes riscos podem localizar-se no domicílio ou áreas adjacentes, designando-se como riscos ambientais domiciliários, ou fora do domicílio. A identificação e atenuação destes riscos tem feito parte de vários programas bem-sucedidos de prevenção de quedas (AGS & BGS, 2010).

## **7.2. Intervenção ambiental domiciliária**

As lesões no domicílio são frequentes e ocorrem, na sua maioria, antes dos 5 e depois dos 75 anos de idade. No entanto, uma revisão de 28 estudos randomizados e controlados, efectuada em 2011 por Turner *et al.*, permitiu identificar apenas duas intervenções eficazes na prevenção de lesões em idosos. Destes dois estudos, apenas um foi dirigido a idosos residentes no seu próprio domicílio (Campbell *et al.*, 2005, citado por Turner *et al.*, 2011)<sup>6</sup>. Embora este estudo tenha demonstrado uma redução do risco de queda com lesão, quer no domicílio quer no exterior, a sua população, constituída por idosos com deficiências visuais significativas não permite generalizar as suas conclusões. A revisão de Turner *et al.* (2011) sustenta assim a posição doutros autores, para os quais a intervenção ambiental domiciliária isolada apresenta uma evidência de eficácia contraditória na redução do risco de queda (AGS & BGS, 2010), embora possa ser eficaz em idosos com risco mais elevado (Gillespie *et al.*, 2009).

No entanto, as intervenções ambientais realizadas no âmbito de intervenções multifactoriais apresentam uma forte evidência de eficácia, pelo que a avaliação e modificação do ambiente domiciliário por um profissional de saúde habilitado constitui

---

<sup>6</sup> O outro estudo, realizado por Jenson *et al.* (2002), diz respeito a uma intervenção multifactorial em lar de idosos e será referido mais adiante.

um método eficaz para a redução do risco de queda em idosos (AGS & BGS, 2010), que pode decorrer no âmbito duma prevenção primária ou secundária (Al-Ama, 2011).

### **7.3. Intervenção ambiental hospitalar**

No que diz respeito ao meio hospitalar, Choi *et al.* (2011) consideram existir evidência de eficácia das intervenções ambientais na redução do risco de quedas e de quedas com lesão nos idosos. Embora exista alguma evidência de que as intervenções multifactoriais reduzem a incidência de quedas neste meio (Oliver *et al.*, 2007), poucos hospitais incluem nas suas intervenções a componente específica ambiental (Choi *et al.*, 2011).

### **7.4. Intervenção ambiental em lar de idosos**

As quedas são mais frequentes em idosos ambulatoriais internados em lares de idosos do que em idosos ambulatoriais na comunidade. As intervenções realizadas neste âmbito têm sido de tipo mono ou multifactorial, com insuficiente evidência de eficácia na prevenção de quedas (AGS & BGS, 2010; Oliver *et al.*, 2007).

Uma intervenção incluindo educação dos cuidadores, intervenção ambiental, exercício, revisão da terapêutica farmacológica e fornecimento de protectores da anca reduziu o número de fracturas da extremidade proximal do fémur, mas não o número de quedas com lesões de menor gravidade (Jenson *et al.*, 200, citado por Turner *et al.*, 2012) e, pela sua natureza, não permite avaliar a componente específica de intervenção ambiental.

Algumas intervenções, como o uso de dispositivos de alarme de queda, não se destinam a prevenir as quedas mas sim a minimizar as suas consequências. Os protectores da anca, que se podem enquadrar neste tipo de intervenção, são eficazes na prevenção de fracturas do colo do fémur (Oliver *et al.*, 2007).

## **8. Programas de exercício**

### **8.1. Introdução**

Apesar das alterações decorrentes do envelhecimento, os idosos treino possuem elevada capacidade adaptativa e podem, em condições adequadas de, aprender estratégias de controlo do equilíbrio (Hu & Woollacott, 1994). Diversos programas de exercício têm sido investigados, com larga evidência de eficácia na prevenção de quedas no idoso. Estes programas podem constituir ou integrar intervenções mono ou multifactoriais, embora possam ser mais eficazes neste último caso e quando apresentam duração superior a 12 semanas, com frequências semanais entre 1 e 3 (AGS & BGS, 2010). Genericamente, estes programas envolvem a realização de exercícios de dificuldade progressiva, em ortostatismo e/ou em movimento, a fim de obter melhorias na resposta a situações ambientais (Winter, 1995, citado por Howe *et al.*, 2012). Os programas de treino de equilíbrio podem ser efectuados no domicílio, em instituições de acolhimento, na comunidade, em ginásios ou em unidades de saúde. Podem ser supervisionadas pelo próprio indivíduo ou por terceiros, seja individualmente ou em grupo. Estes programas incluem:

1. Marcha, coordenação, equilíbrio e tarefas funcionais.
2. Fortalecimento muscular.

3. Exercícios específicos (dança, *Tai Chi*, *Qi Gong* ou *Yoga*).
4. Actividade física/marcha.
5. Actividade física/ciclismo.
6. Treino em Posturografia Dinâmica Computorizada com *feedback* visual<sup>7</sup>.
7. Treino em plataforma vibratória.
8. Associações dos programas acima referidos.

Apesar de ainda serem pouco difundidos (Ciaschini *et al.*, 2009), os programas de prevenção de quedas podem ter custos inferiores aos do tratamento das lesões resultantes destes eventos (Hektoen, Aas & Lurås, 2009). Embora seja desejável integrar a prevenção do risco de quedas e da osteoporose, a prevenção de quedas, por si só, não pode ser considerada uma estratégia de prevenção das fracturas osteoporóticas (All Party Parliamentary Osteoporosis Group, 2004, <URL <http://www.nos.org.uk>>).

Têm sido propostos e estudados diversos métodos para treino de equilíbrio e prevenção de quedas. Howe *et al.* (2012) realizaram uma revisão de 94 estudos randomizados e controlados, envolvendo 9821 indivíduos. A generalidade dos estudos assentou na avaliação dos resultados primários através do teste TUG, do tempo de apoio monopodal com olhos abertos e/ou fechados, da velocidade de marcha e da BBS. A avaliação dos resultados secundários foi realizada através de diversos testes, entre os quais os de PDC. Nesta revisão, os programas realizados enquadravam-se em oito categorias diferentes (quadro 3) com evidência de eficácia, embora fraca e só demonstrada imediatamente após os programas, dos programas de marcha,

---

<sup>7</sup> O treino em posturografia será abordado mais adiante, no capítulo VII.

coordenação, equilíbrio e tarefas funcionais, fortalecimento muscular, exercícios específicos e associações de programas. Os mesmos autores consideraram não existir, ou existir insuficiente, evidência de eficácia dos restantes programas estudados (Howe *et al.*, 2012).

Tipo de programa	NTE	ECD	TUG	AM	VM	BBS
Marcha, coordenação, equilíbrio e tarefas funcionais	19	10	(+)	(-)	(+)	(+)
Fortalecimento muscular	21	11	(+)	(+)	(+)	sd
Exercícios específicos (dança, <i>Tai Chi</i> , <i>Qi Gong</i> ou <i>Yoga</i> )	15	7	(+)	(+)	(-)	(+)
Actividade física/marcha	7	5	(-)	(-)	(-)	sd
Actividade física/ciclismo	1	1	sd	sd	(-)	sd
Treino computadorizado com <i>feedback</i> visual	2	0	sd	sd	sd	sd
Plataforma vibratória	3	1	(-)	sd	sd	sd
Associações dos programas acima referidos	43	28	(+)	(-)	(-)	(+)

Quadro 3: estudos randomizados e controlados sobre eficácia de programas de treino de equilíbrio (NTE: número total de estudos; ECD: número total de estudos com dados reportados aos objectivos primários; TUG: teste *Timed Up & Go*; AM: apoio monopodal com olhos abertos e/ou fechados; VM: velocidade de marcha; BBS: *Berg Balance Scale*; (+): com evolução estatisticamente significativa para o objectivo primário referido; (-): sem evolução estatisticamente significativa para o objectivo primário referido; sd: sem dados para o objectivo primário referido). Adaptado de Howe *et al.* (2012).

## 8.2. Possíveis mecanismos de acção dos programas de treino de equilíbrio

Como já foi referido, o envelhecimento associa-se à deterioração, estrutural e funcional, dos sistemas associados ao controlo do equilíbrio e a alterações na integração das aferências sensoriais (Teixeira *et al.*, 2011). Apesar dessas alterações, os sistemas sensoriais são altamente adaptativos. Ao colocar o idoso perante actividades

físicas que envolvam correcção das estratégias do equilíbrio, ou alterações nas diferentes aferências sensoriais, este pode adoptar estratégias posturais adequadas (Hu & Woollacott, 1994, citado por Howe *et al.*, 2012). No entanto, nem todos os tipos de treino são capazes de melhorar o equilíbrio a ponto de evitar as quedas. Uma revisão sistemática e meta-análise, realizada por Sherrington *et al.* (2008) sugere que o maior sucesso na prevenção de quedas se associa de forma independente à frequência e duração dos programas de exercício (exercício bissemanal, com pelo menos 25 semanas de duração) e à sua construção (exercícios exigentes, em termos de equilíbrio, sem inclusão de marcha). Outros programas de treino, com recurso a diversas formas de *biofeedback* ou a plataformas vibratórias têm sido também ensaiados, mas com resultados inconsistentes e geralmente sem contemplar as quedas nos resultados (Howe *et al.*, 2012).

## VII - Posturografia

### 1. Introdução

A forma mais comum de estudar o controlo postural é através da avaliação do comportamento corporal, principalmente da sua oscilação, durante o ortostatismo “neutro” ou “de repouso”. Embora este comportamento possa ser avaliado através da simples observação, a avaliação quantitativa da oscilação corporal realiza-se recorrendo à posturografia (Duarte & Freitas, 2010). Esta classifica-se habitualmente em estática e dinâmica. A posturografia estática (PE) estuda a postura em ortostatismo “neutro” ou “de repouso”. A posturografia dinâmica (PD) estuda a resposta do indivíduo a uma perturbação postural, sendo que existem autores que limitam esta designação às plataformas dotadas de componentes móveis (Timmann-Braun, 2012). Uma vez que os dados recolhidos na plataforma de forças são recolhidos e processados por um computador, a PD é frequentemente designada como “posturografia dinâmica computadorizada” (PDC).

A medida posturográfica mais frequentemente utilizada na avaliação do controlo postural é o CP. Para este efeito é usada uma plataforma de forças, que consiste numa placa dotada com sensores que permitem medir as três componentes da força (antero-posterior, médio-lateral e vertical) e as três componentes do momento de força, ou binário, que lhe estão associadas. Por medirem seis grandezas físicas, estas plataformas são geralmente referidas como plataformas de seis componentes. O CP refere-se assim a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície

da plataforma e o seu movimento pode ser medido nas direcções antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Os dados adquiridos podem ser visualizados através dum estado-cinesigrama ou dum estabilograma. O estado-cinesigrama é uma representação espacial do CP nas direcções AP e ML, ao passo que o estabilograma é uma representação temporal do CP em cada uma dessas direcções (Duarte & Freitas, 2010). Para além da avaliação da distância percorrida pelo CP por unidade de tempo, podem também ser avaliadas e modificadas com recurso a *biofeedback* auditivo as mudanças de direcção do CP nesse mesmo intervalo de tempo (Nagano, Noritake & Luo, 2010).

A PDC é uma técnica utilizada na avaliação e quantificação do controlo postural (Neurocom, 2012, <URL: <http://resourcesonbalance.com>), que fornece uma avaliação objectiva do equilíbrio e possibilita a reabilitação das componentes sensoriais e motoras envolvidas no seu controlo. Embora tenha uma utilidade limitada no diagnóstico diferencial das perturbações do equilíbrio e na diferenciação entre alterações orgânicas ou psicogénicas, é muito útil para quantificar as alterações do equilíbrio e a sua evolução (Timmann-Braun, 2012), sendo por isso considerada um método útil na formação de decisões clínicas (Nardone & Schieppati, 2010), incluindo a investigação da queixa de tonturas em idosos (Colledge *et al.*, 1996). Embora certos testes de posturografia permitam reproduzir as AVD, existem também métodos de “posturografia móvel”, que permitem a medição directa da oscilação corporal, junto ao CM, durante a prática dessas actividades (Basta *et al.*, 2012, <URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>). Kingma *et al.* (2011), citando os resultados da conferência de consenso da *European Society for Clinical Evaluation of Balance Disorders* (ESCEBD), salientaram que a posturografia não é, por si só, suficiente para a avaliação de patologias neuro-otológicas e músculo-esqueléticas e para a avaliação do

risco de queda (Kingma *et al.*, 2011). De referir, no entanto, que esta afirmação é provavelmente válida para qualquer método de avaliação do equilíbrio, incluindo os instrumentos de avaliação do risco de queda anteriormente abordados. Os mesmos autores referem que ainda que a posturografia não é, por si só, suficiente para a avaliação de compensação ou tratamento de reabilitação, o que poderá reflectir a escassez de trabalhos sobre a utilização terapêutica da posturografia.

Existem diversos fabricantes e sistemas de posturografia, entre os quais o sistema NeuroCom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup>, que permitem avaliar o controlo postural estático e dinâmico (NeuroCom International, Inc., 2004). Este sistema, utilizado na presente investigação, será descrito em seguida.

## **2. Sistema NeuroCom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup>**

O sistema Neurocom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup> compreende uma plataforma de forças de 47,72cm por 152,4cm, um sistema informático, consistindo num computador e respectivos programas informáticos, ecrã de posição regulável, teclado e “rato” sem fios, permitindo a operação remota. O sistema inclui também diversos blocos de madeira (banco, degraus e plataformas oscilantes, entre outros) e ainda uma almofada de espuma, para colocação sobre a plataforma quando necessário. A colocação do indivíduo a testar é feita com recurso a linhas de referência marcadas sobre a plataforma e sobre a almofada de espuma<sup>8</sup>.

---

<sup>8</sup> Estas marcas são fixas, pelo que não contemplam a variabilidade antropométrica na colocação do indivíduo. Numa abordagem desta questão, Yoon *et al.* (2012) referem variações nos resultados em função de 3 colocações diferentes dos pés: à largura dos ombros, a metade dessa largura e a uma largura confortável.

O sistema Neurocom® Balance Master® foi concebido para avaliar indivíduos entre 22 e 253 cm de altura, com pesos entre 18 e 136 Kg. Permite medir os parâmetros avaliados e detectar pequenas alterações desses mesmos parâmetros, produzindo dados reprodutíveis em condições semelhantes (Neurocom® International, Inc., 2004). O sistema permite a realização duma bateria de testes para avaliação de disfunções sensoriais, deficiências motoras e limitações funcionais, que serão referidos em seguida (Neurocom International, Inc., 2004).

### **3. Testes para avaliação de disfunções sensoriais**

#### **3.1. mCTSIB (*modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance*, ou “teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio”)**

Este teste (figura 1) foi concebido numa tentativa de replicar, numa forma mais simples, o *Sensory Organization Test* (SOT) do sistema Neurocom® SMART Balance Master® (Neurocom, 2012, <URL: <http://resourcesonbalance.com>), destinado a identificar anomalias dos sistemas visual, vestibular e somato-sensitivo no controlo postural. A associação ao SOT de movimentos de oscilação da cabeça, ou *Head-Shake Sensory Organization Test* (HS-SOT) permite uma melhor discriminação entre o desempenho de adultos jovens saudáveis e de idosos saudáveis (Pang *et al.*, 2011). O *Postural Stability Index* (PSI) pode ser calculado a partir dos valores produzidos pelo SOT e a associação a este pode ser útil (Chaudhry *et al.*, 2004; Chaudhry *et al.*, 2005). O PSI mede a estabilidade postural antero-posterior e tem maior capacidade

discriminativa em relação a factores biomecânicos, em especial a rigidez do tornozelo.

O PSI e o SOT têm sido também utilizados como referência para a validação de testes noutros equipamentos de posturografia (Broglio *et al.*, 2009).

O mCTSIB demonstrou boa fiabilidade quando comparado com a avaliação clínica não instrumental (Loughran *et al.*, 2005), mas não permite a replicação directa do *Equilibrium Score* (ES) do SOT. O ES quantifica a oscilação do CP em cada uma das 6 condições sensoriais do SOT (Neurocom, 2012, <URL: <http://resourcesonbalance.com>>) e produz valores entre 0 e 100, sendo o valor mínimo correspondente à queda. Alguns autores propõem ainda a quantificação do tempo decorrido até à queda através do *continuous Equilibrium Score* (cES), com o objectivo de discriminar entre quedas balísticas e quedas ocorrendo mais tarde no decurso do teste (Wood, Reschke & Owen Black, 2012).

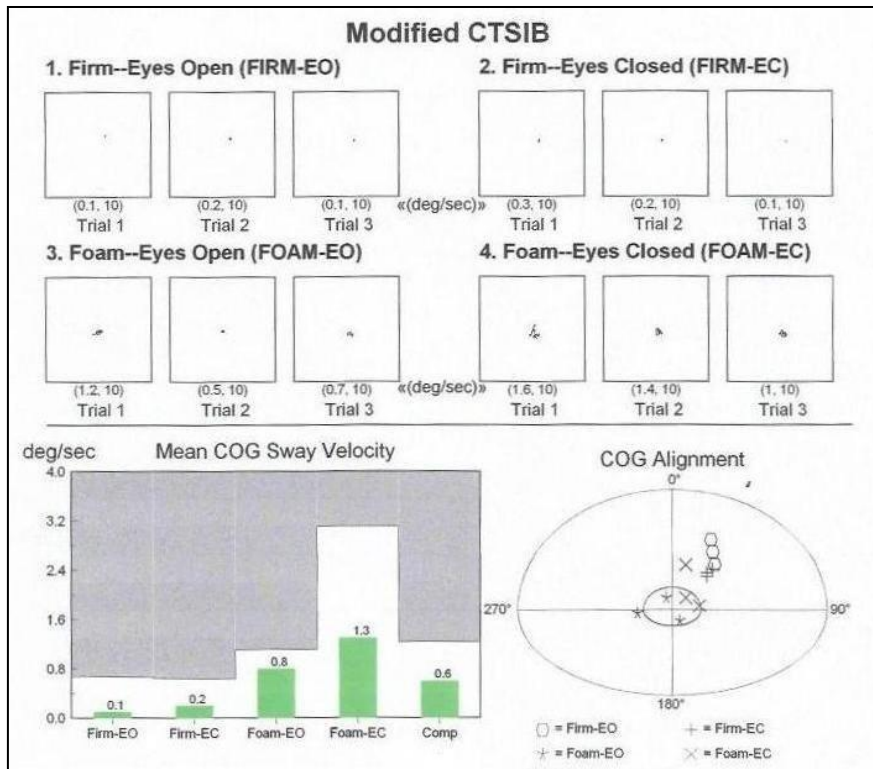


Figura 1: *modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance* (“teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio”).

O mCTSIB visa identificar anomalias na contribuição para o equilíbrio dos sistemas visual, vestibular e somato-sensitivo, embora não permita determinar padrões específicos de disfunção. Ao identificar desempenhos anormais, pode ser útil no planeamento de avaliações complementares e de planos de tratamento em dos doentes com alterações do equilíbrio. O teste apresenta cinco componentes, para cada uma das quais são realizados três ensaios<sup>9</sup>:

1. *Firm-Eyes Open* (“olhos abertos, superfície estável”). Corresponde à oscilação do CP em superfície estável com olhos abertos, envolvendo aferências visuais, vestibulares e somato-sensitivas.

2. *Firm-Eyes Closed* (“olhos fechados, superfície estável”). Corresponde à oscilação do CP em superfície estável com olhos fechados, envolvendo aferências vestibulares e somato-sensitivas.

3. *Foam-Eyes Open* (“olhos abertos, superfície instável”). Corresponde à oscilação do CP em superfície instável (almofada de espuma) com olhos abertos, envolvendo sobretudo aferências visuais e vestibulares.

4. *Foam-Eyes Closed* (“olhos fechados, superfície instável”). Corresponde à oscilação do CP em superfície instável (almofada de espuma) com olhos fechados, envolvendo sobretudo aferências vestibulares.

5. mCTSIB – *Composite* (“teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio composto”). Corresponde à média dos resultados das componentes anteriores.

---

<sup>9</sup> No teste SOT, o número de ensaios poderá ser reduzido a apenas um mediante a associação de acelerometria (Whitney et al., 2011).

O trajecto do CP para cada ensaio é apresentada em quadro e através do valor correspondente, expresso em graus por segundo. A média da velocidade de oscilação do CP para cada componente, bem como o valor composto, são apresentados sob a forma de gráfico de barras e do seu valor correspondente, expresso em graus por segundo. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

#### **4. Testes para avaliação de deficiências motoras**

##### **4.1. LOS (*Limits of Stability*, ou “limites de estabilidade”)**

Este teste (figura 2) permite avaliar a capacidade em deslocar o CP desde um ponto de equilíbrio em ortostatismo “neutro” até 8 alvos dispostos numa sequência horária a uma distância automaticamente determinada em função da altura do indivíduo e correspondente a 100% dos limites de estabilidade teóricos. Deste modo, o teste permite quantificar a distância máxima a que o indivíduo pode deslocar voluntariamente o CP sem perder o equilíbrio, dar um passo ou procurar apoio. A capacidade de deslocar voluntariamente o CP dentro dos limites de estabilidade é fundamental para tarefas como a marcha, as transferências sedestação/ortostatismo e o alcance de objectos. A diminuição dos limites de estabilidade pode associar-se a maior risco de queda ou a instabilidade durante as AVD e indivíduos com alterações do equilíbrio podem reduzir artificialmente os seus limites de estabilidade. Este teste apresenta cinco componentes, cada uma das quais é avaliada em oito sentidos de

movimento (para diante, para trás e para a esquerda, para a direita, para trás e para a esquerda, para a direita, para a esquerda, para trás e para a esquerda, para a esquerda e para a esquerda), que são apresentados de forma agrupada (para diante, para trás, para a direita e para a esquerda):

1. *Reaction Time* (“tempo de reacção”). Corresponde ao intervalo de tempo, expresso em segundos, entre a ordem para se movimentar e o início do movimento em cada sentido. A subcomponente *Reaction Time-Composite* (“tempo de reacção composto”) corresponde à média dos resultados anteriores.

2. *Movement Velocity* (“velocidade do movimento”). Corresponde à velocidade média, expressa em graus por segundo, do movimento do CP em cada sentido. A subcomponente *Movement Velocity-Composite* (“velocidade do movimento composta”) corresponde à média dos resultados anteriores.

3. *Endpoint* (“ponto de terminação”). Corresponde à distância, expressa em percentagem da distância máxima do limite de estabilidade, percorrida no primeiro movimento em cada sentido. A subcomponente *Endpoint-Composite* (“ponto de terminação composto”) corresponde à média dos resultados anteriores.

4. *Maximum Excursion* (“ponto de excursão máxima”). Corresponde à distância máxima, expressa em percentagem da distância máxima do limite de estabilidade, percorrida em cada sentido. A subcomponente *Maximum Excursion-Composite* (“ponto de excursão máxima composto”) corresponde à média dos resultados anteriores.

5. *Directional Control* (“controlo direccional”). Corresponde à relação, expressa em percentagem, entre os movimentos efectuados no sentido pretendido e os movimentos efectuados noutros sentidos. A subcomponente *Directional Control* –

*Composite* (“controlo direccional composto”) corresponde à média dos resultados anteriores.

O trajecto do CP em cada sentido é apresentado em quadro. O tempo de reacção, tempo de reacção composto, velocidade do movimento, velocidade do movimento composta, ponto de terminação, ponto de terminação composto, ponto de excursão máxima, ponto de excursão máxima composto, controlo direccional e controlo direccional composto são apresentados em gráficos de barras e através dos valores numéricos correspondentes. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

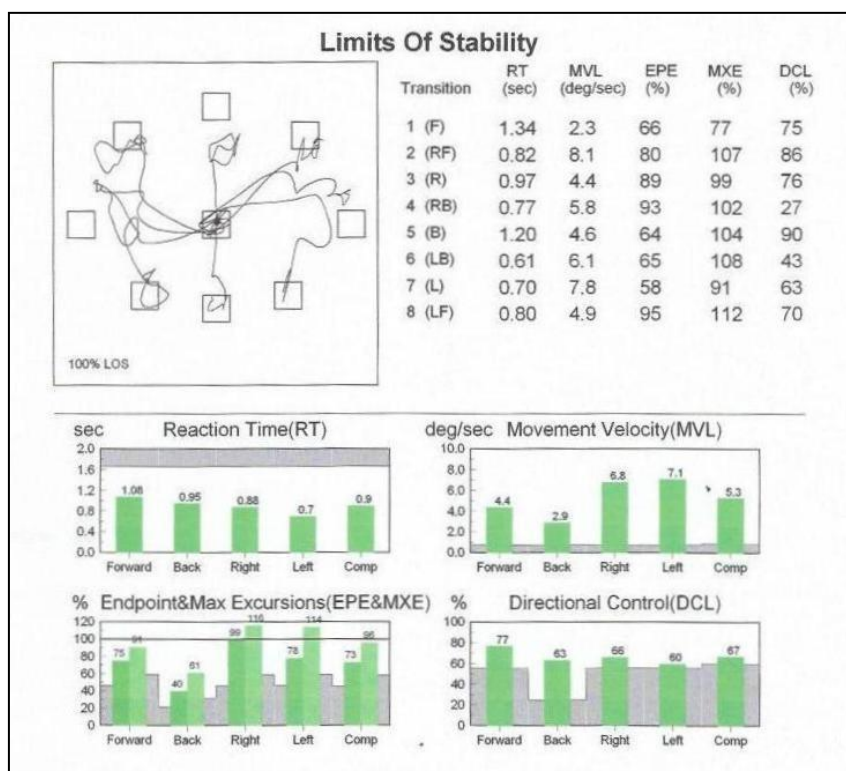


Figura 2: *Limits of Stability* (“teste dos limites de estabilidade”).

#### **4.2. RWS (*Rhythmic Weight Shift*, ou “variação rítmica de carga”)**

O teste RWS (figura 3) quantifica a capacidade do indivíduo testado para mover o CP entre dois alvos activos alternadamente, da esquerda para a direita (lateralmente) ou da frente para trás (anterior/posterior) entre dois limites representados no ecrã, a três velocidades distintas: lenta (cadência de 3 segundos), média (cadência de 2 segundos) e rápida (cadência de 1 segundo). Apresenta as seguintes componentes:

1. *On-Axis Velocity Left/Right* (“velocidade axial lateral”). Corresponde à velocidade axial média, expressa em graus por segundo, do movimento rítmico lateral.

2. *Direccional Control Left/Right* (“controlo direccional lateral”). Corresponde ao controlo direccional, expresso em percentagem, entre o movimento lateral pretendido e os restantes movimentos efectuados.

3. *On-Axis Velocity Front/Back* (“velocidade axial antero-posterior”). Corresponde à velocidade axial média, expressa em graus por segundo, do movimento antero-posterior.

4. *Direccional Control Front/Back* (“controlo direccional antero-posterior”). Corresponde ao controlo direccional, expresso em percentagem, entre o movimento antero-posterior pretendido e os restantes movimentos efectuados.

O trajecto do CP para cada ensaio é apresentado em quadro e os restantes parâmetros são apresentados por gráficos de barras e pelo valor numérico correspondente. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente. A velocidade ideal é representada por uma linha horizontal no gráfico.

Para o desempenho ser considerado normal, deve ser atingida a velocidade necessária para cada ritmo de activação dos limites, que devem assim ser sequencialmente alcançados. Além disso, os movimentos devem ser efectuados na sua quase totalidade ao longo do eixo definido. Indivíduos com deficiências motoras podem exibir velocidades mais baixas e/ou pior controlo direccional. As consequências funcionais podem traduzir incapacidade de adaptação a tarefas como atravessar a rua ou entrar/sair de escadas rolantes, com instabilidade em tarefas que exijam velocidades de movimento elevadas, variações de velocidade ou mudanças de direcção.

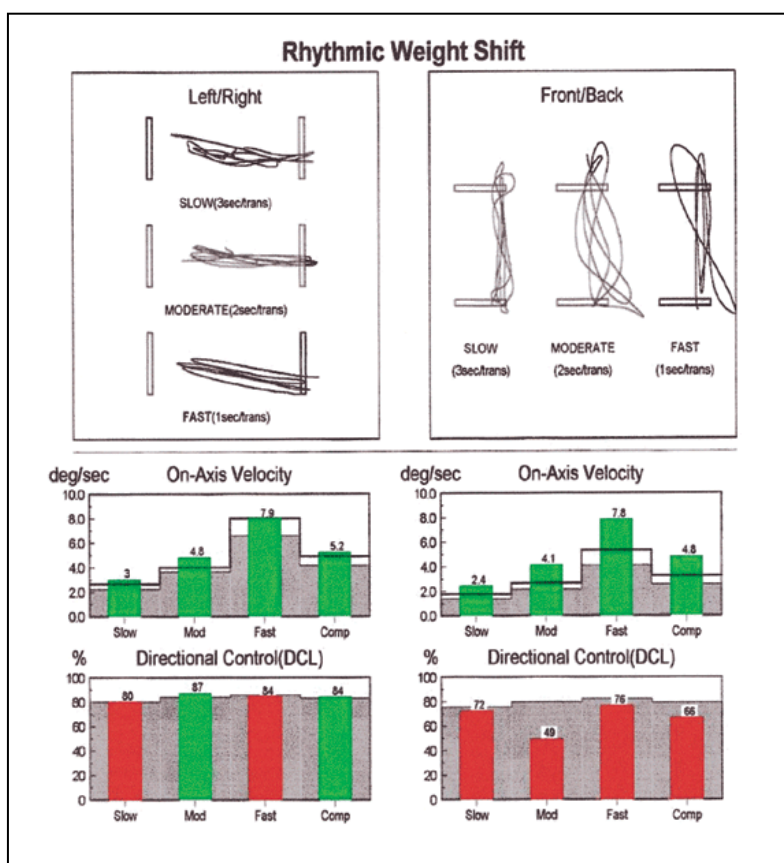


Figura 3: *Rhythmic Weight Shift* (“variação rítmica de carga”).

### **4.3. WBS (*Weight Bearing/Squat*, ou “distribuição bipodal de carga”)**

Durante este teste (figura 4), o indivíduo é instruído para distribuir simetricamente o peso corporal pelos dois apoios, em ortostatismo com joelhos em extensão e em três posições de flexão bilateral dos joelhos, a 30, 60 e 90 graus. Em situações de desempenho normal, os indivíduos mantêm a simetria ou uma assimetria não superior a 7% do peso corporal entre os dois apoios ao longo de todo o teste. A redução da carga exercida sobre um dos apoios, em particular nas manobras de flexão, pode reflectir a existência de alterações proprioceptivas, dor, diminuição da força muscular ou diminuição da flexibilidade. O teste apresenta quatro componentes:

1. *Weight Bearing/Squat 0 degrees* (“distribuição bipodal de carga/joelhos em extensão”). Corresponde à distribuição bipodal de carga com os joelhos em extensão.

2. *Weight Bearing/Squat 30 degrees* (“distribuição bipodal de carga/joelhos em flexão a 30 graus”). Corresponde à distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 30 graus.

3. *Weight Bearing/Squat 60 degrees* (“distribuição bipodal de carga/joelhos em flexão a 60 graus”). Corresponde à distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 60 graus.

4. *Weight Bearing/Squat 90 degrees* (“distribuição bipodal de carga/joelhos em flexão a 90 graus”). Corresponde à distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 90 graus.

O peso corporal suportado por cada apoio é representado por um gráfico de barras e pelo valor numérico correspondente, expresso em percentagem do peso corporal. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se

encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente. Considera-se normal uma distribuição simétrica ou com uma assimetria até 7% do peso corporal pelos dois apoios.

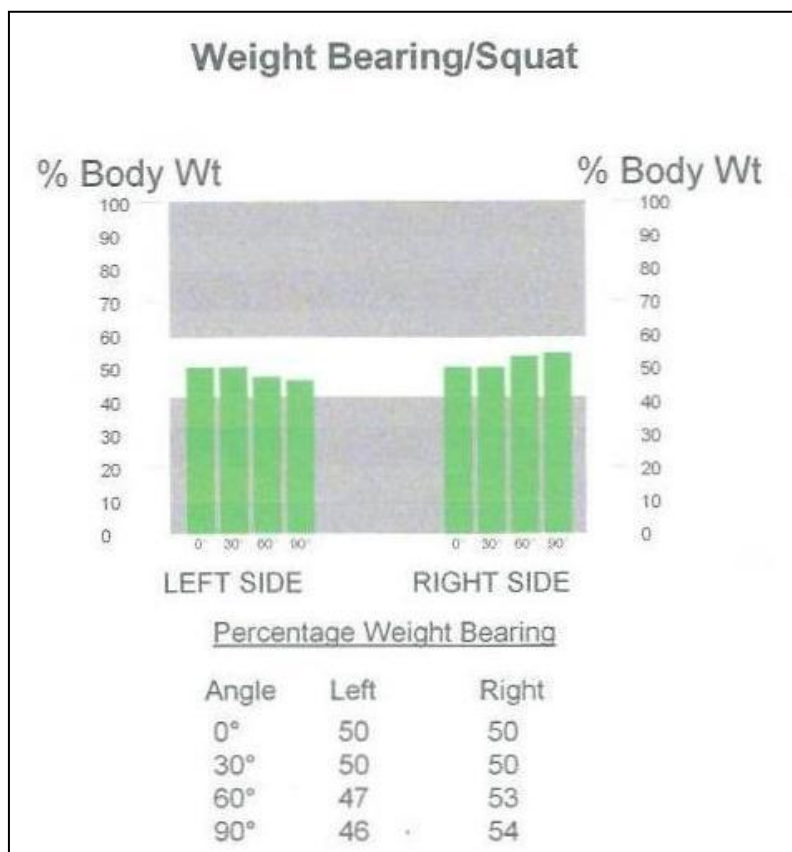


Figura 4: *Weight Bearing/Squat* (“distribuição bipodal de carga”).

## 5. Testes para avaliação de limitações funcionais

### 5.1. US (*Unilateral Stance*, ou “apoio unilateral”)

Este teste (figura 5) quantifica a velocidade de oscilação do CP quando o indivíduo testado se apoia apenas num dos pés, com olhos abertos ou fechados, durante 10 segundos. O teste é muito sensível, mas pouco específico, na medida em

que existe um número elevado de factores independentes que podem influenciar o desempenho, como diminuição da força muscular dos membros inferiores, alterações sensoriais, estratégias de movimento e prática na realização do teste. Apresenta as seguintes componentes:

1. *Mean COG sway velocity (eyes open)* (“velocidade média de oscilação do CP com olhos abertos”). Corresponde à velocidade média de oscilação do CP, expressa em graus por segundo, com olhos abertos.

2. *Mean COG sway velocity (eyes closed)* (“velocidade média de oscilação do CP com olhos fechados”). Corresponde à velocidade média de oscilação do CP, expressa em graus por segundo, com olhos fechados.

O teste inclui a avaliação do apoio monopodal à esquerda e à direita. O trajecto do CP para cada ensaio é apresentado em quadro e os restantes parâmetros são apresentados por gráficos de barras e pelo valor numérico correspondente. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente. O gráfico de barras exibido ao centro apresenta a diferença percentual de desempenho entre o apoio à direita e à esquerda, com a barra a apontar o lado cujo desempenho foi melhor.

Em condições de desempenho normal, a oscilação deve ser bastante maior em apoio monopodal do que em apoio bipodal. Quando ocorre instabilidade exagerada, esta pode traduzir alterações no uso das aferências sensoriais e/ou somato-sensitivas e/ou alterações músculo-esqueléticas. As repercussões funcionais poderão ocorrer em tarefas que exijam apoio monopodal, como actividades de vestuário ou utilização de escadas.

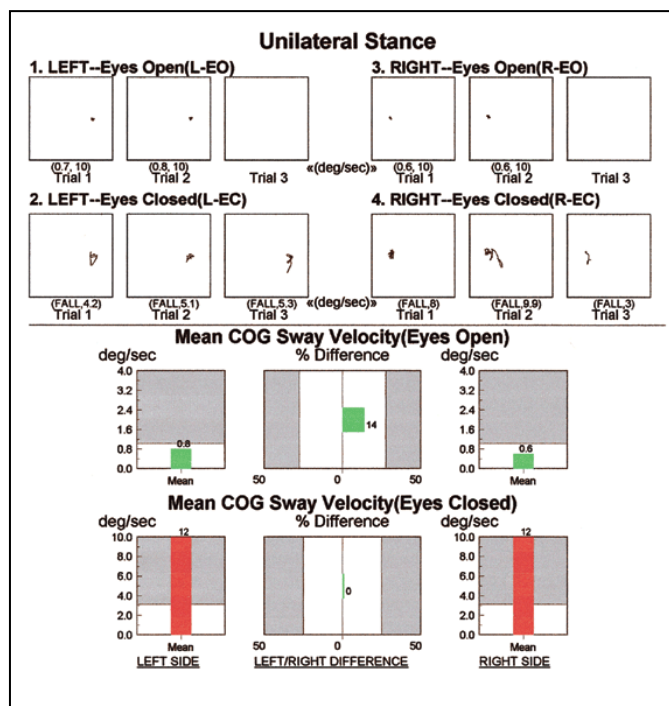


Figura 5: *Unilateral Stance* (“apoio unilateral”).

## 5.2. StS (*Sit to Stand*, ou “transferência sedestação/ortostatismo”)

Este teste (figura 6) permite avaliar a aquisição da posição ortostática a partir da posição sentada, usando para esse efeito um assento colocado sobre a plataforma de forças. A transferência sedestação/ortostatismo pode ser influenciada por diversos factores, sendo o controlo do CP determinante para o desempenho da tarefa. Apresenta quatro componentes (para cada uma das quais são realizados três ensaios):

1. *Weight Transfer* (“transferência de peso”). Corresponde ao tempo necessário, expresso em segundos, para modificar voluntariamente o CP desde a posição inicial, em sedestação, até à posição ortostática.

2. *Body Weight Rising Index* (“índice de elevação da massa corporal”). Corresponde à força, expressa em percentagem do peso corporal, que é exercida pelos membros inferiores durante a transferência sedestação/ortostatismo.

3. *Center of Gravity Sway Velocity* (“velocidade de oscilação do centro de pressão”). Corresponde ao controlo exercido sobre o CP durante a fase de transferência sedestação/ortostatismo e um período adicional de 5 segundos. A oscilação do CP é expressa em graus por segundo.

4. *Left/Right Weight Symmetry* (“simetria”). Corresponde à carga, expressa em percentagem do peso corporal, exercida sobre cada um dos apoios durante a fase de transferência sedestação/ortostatismo.

O trajecto do CP para cada ensaio é apresentado em quadro. A transferência de peso, o índice de elevação da massa corporal, a velocidade de oscilação do centro de pressão e a simetria são apresentados sob a forma de gráficos de barras e pelos valores numéricos correspondentes. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

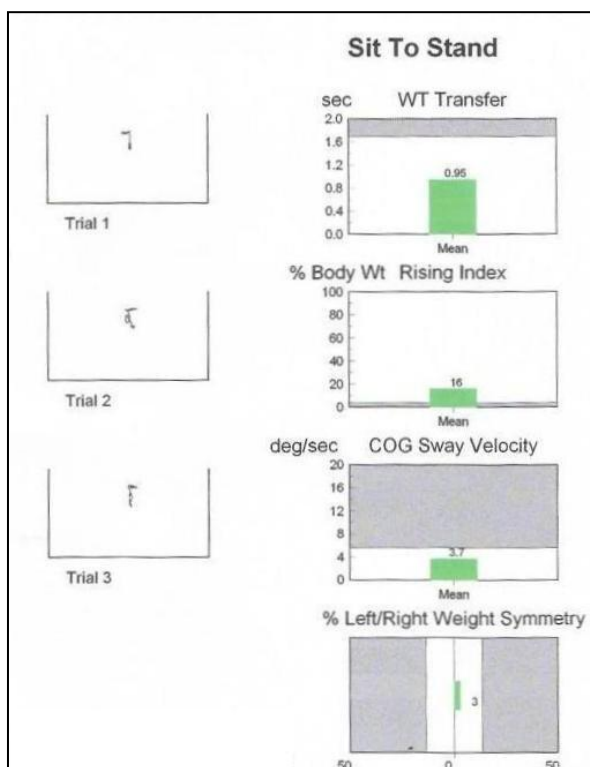


Figura 6: *Sit to Stand* (“transferência sedestação/ortostatismo”).

### 5.3. WA (*Walk Across*, ou “marcha na plataforma”)

Este teste (figura 7) permite avaliar a marcha ao longo da plataforma de forças em três ensaios. A marcha é um elemento crítico da mobilidade e pode ser afectada por um conjunto alargado de factores cognitivos e motores. Este teste permite por isso avaliar de forma abrangente, embora inespecífica, a capacidade funcional. Apresenta as seguintes componentes:

1. *Step Width* (“largura do passo”). Corresponde à largura, expressa em centímetros, entre ambos os pés ao longo dos sucessivos passos.

2. *Step Length* (“comprimento do passo”). Corresponde à distância de calcanhar a calcanhar, expressa em centímetros, ao longo dos sucessivos passos.

3. *Speed* (“velocidade”). Corresponde à velocidade de progressão, expressa em centímetros por segundo.

4. *Step Length Symmetry* (“simetria do comprimento do passo”). Corresponde à comparação, expressa em percentagem do comprimento total do passo, entre o comprimento do passo à direita e à esquerda.

O trajecto do CP para cada ensaio é apresentado em quadro. A largura do passo, o comprimento do passo, a velocidade e a simetria do comprimento do passo são apresentados sob a forma de gráficos de barras e pelos valores numéricos correspondentes. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

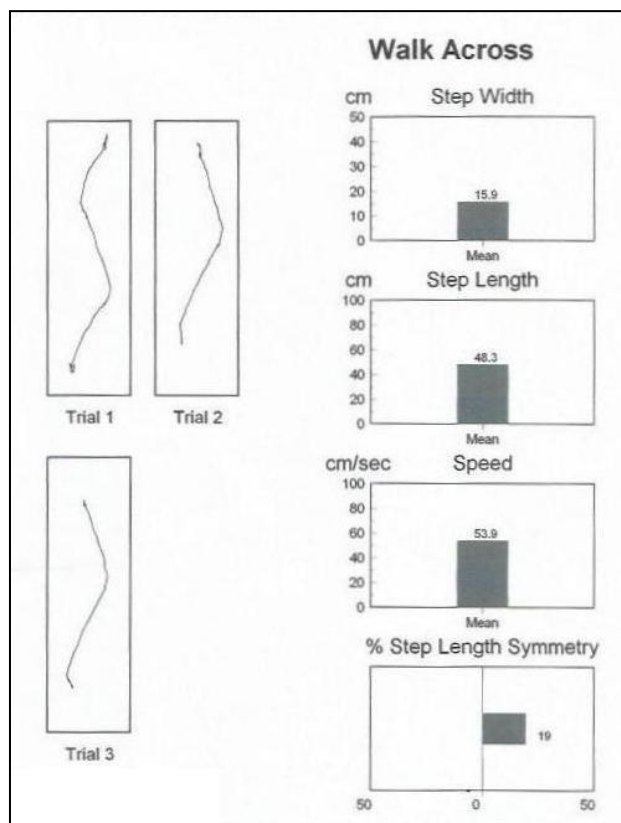


Figura 7: *Walk Across* (“marcha na plataforma”).

#### 5.4. TD (*Tandem Walk*, ou “marcha pé ante pé”)

Este teste (figura 8) quantifica a marcha “pé ante pé” ao longo da plataforma e apresenta as seguintes componentes:

1. *Step Width* (“largura de passo”). Corresponde à distância lateral, expressa em centímetros, em passos sucessivos.
2. *Speed* (“velocidade”). Corresponde à velocidade de progressão, expressa em centímetros por segundo.
3. *End Sway* (“oscilação terminal”). Corresponde à velocidade de oscilação do CP, expressa em graus por segundo durante os 5 segundos seguintes ao momento em que a marcha termina.

O trajecto do CP para cada ensaio é apresentado em quadro. A largura do passo, a velocidade e a oscilação terminal são apresentadas sob a forma de gráficos de barras e pelos valores numéricos correspondentes. As barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

A marcha “pé ante pé” é uma tarefa exigente, que obriga a um sucessivo restabelecimento duma base de sustentação estreita e estável. Quando comparada com a marcha normal, a marcha “pé ante pé” tende a ser mais específica na detecção de alterações do equilíbrio.

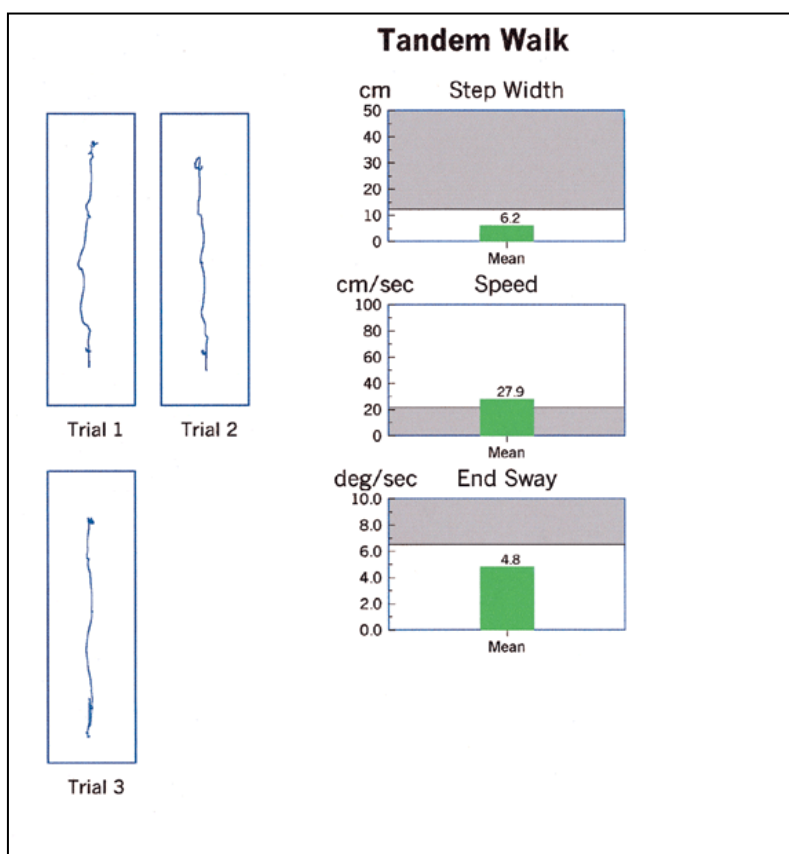


Figura 8: *Tandem Walk* (“marcha pé ante pé”).

### 5.5. SQT (*Step/Quick Turn* ou “passo com inversão rápida”)

Este teste (figura 9) quantifica a inversão de marcha quando o indivíduo testado dá dois passos para a frente e realiza uma inversão rápida de 180 graus no sentido da marcha, para regressar ao ponto de partida. As componentes deste teste são as seguintes:

1. *Turn Time* (“tempo de inversão”). Corresponde ao tempo necessário, expresso em segundos, para execução duma inversão da marcha. A contagem do tempo inicia-se quando termina a progressão para diante e termina quando se inicia a progressão no sentido oposto.

2. *Turn Sway* (“oscilação durante a inversão”). Corresponde à velocidade média de oscilação do CP, expressa em graus por segundo, durante o tempo de inversão da marcha.

O teste inclui a avaliação da inversão da marcha rodando à esquerda e à direita. O trajecto do CP para cada ensaio é apresentado em quadro. Os tempos de inversão e de oscilação durante a inversão, bem como a diferença percentual entre os desempenhos à direita e à esquerda, são apresentados sob a forma de gráficos de barras e pelos valores numéricos correspondentes. Estas barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

A capacidade de modificar a direcção da marcha é uma componente essencial da mobilidade normal. A tarefa é susceptível às alterações do controlo do equilíbrio, na

medida em que exige a manutenção da estabilidade durante uma perturbação aferencial decorrente da rápida alteração de posição da cabeça. O compromisso desta tarefa repercute-se nas AVD que necessitam de inversões rápidas do sentido da marcha.

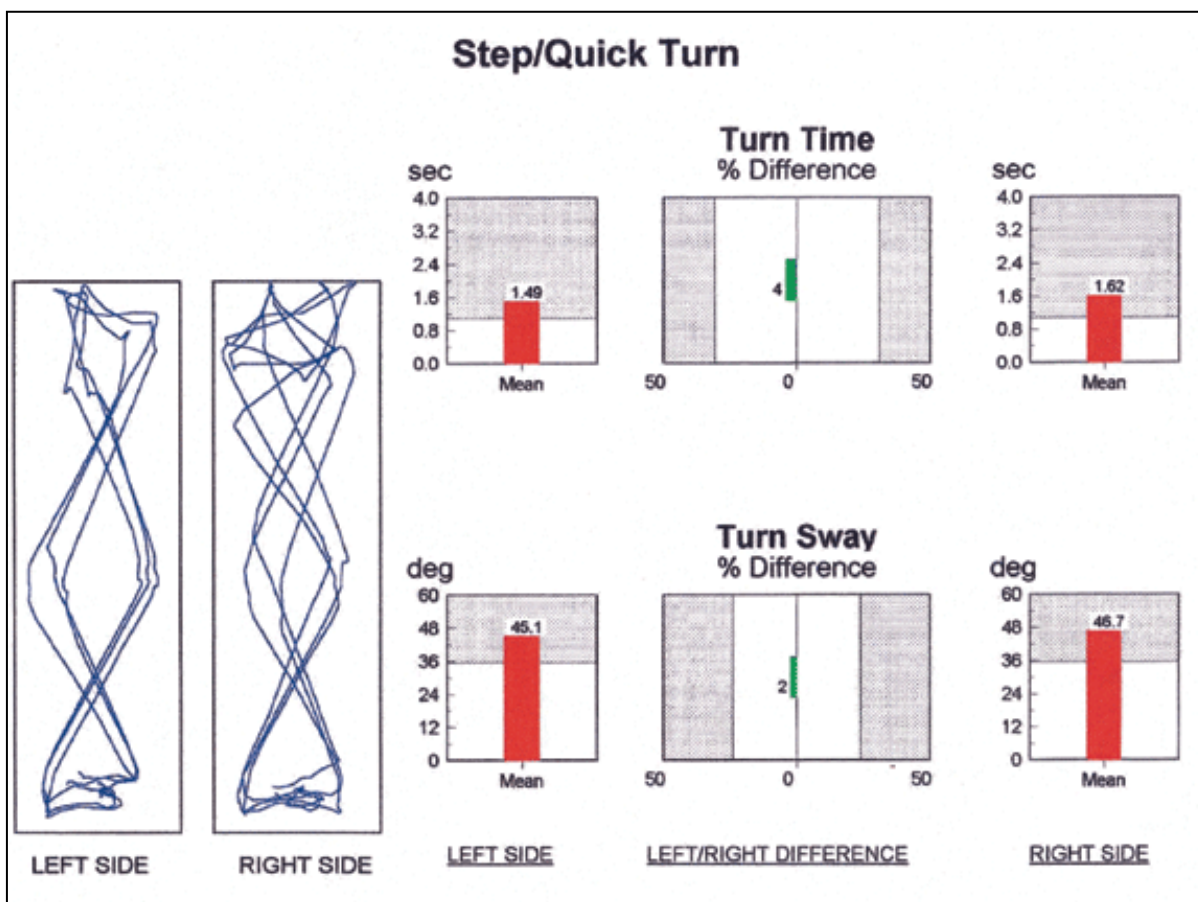


Figura 9: *Step/Quick Turn* (“passo com inversão rápida”).

### 5.6. SUO (*Step Up/Over*, ou “passo sobre/para além”)

Este teste (figura 10) quantifica a tarefa de colocar o pé sobre um obstáculo, constituído por um bloco de madeira, elevar o corpo sobre esse obstáculo e por fim ultrapassá-lo. As componentes deste teste são as seguintes:

1. *Rising Index* (“índice de elevação”). Corresponde à máxima força de elevação exercida pelo membro inferior sobre o obstáculo, expressa como percentagem da massa corporal do indivíduo.

2. *Movement time* (“tempo de movimento”). Corresponde ao tempo, expresso em segundos, necessário para completar a tarefa. A contagem do tempo inicia-se com a transferência de carga para o membro inferior contra-lateral<sup>10</sup> e termina com o impacto desse membro inferior na superfície para lá do degrau.

3. *Impact Index* (“índice de impacto”). Corresponde ao máximo impacto do membro inferior contra-lateral na superfície para lá do degrau, expressa como percentagem da massa corporal do indivíduo.

O trajecto do CP para cada ensaio é apresentado em quadro. O índice de elevação, tempo de movimento e índice de impacto, bem como a diferença percentual entre os desempenhos à direita e à esquerda, são apresentados sob a forma de gráficos de barras e pelos valores numéricos correspondentes. Estas barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

O SUO é uma tarefa múltipla, para a qual é necessária uma actividade muscular dinâmica e concêntrica, na fase de elevação e uma actividade muscular dinâmica excêntrica, na fase de descida, imprescindível para minimizar o impacto no solo. Este teste reflecte a capacidade de ultrapassar obstáculos ao nível do solo e de subir e descer escadas mas, uma vez que estas tarefas podem ser afectadas por um número

---

<sup>10</sup> Neste contexto, entende-se como contra-lateral o membro inferior que não é apoiado sobre o obstáculo.

alargado de deficiências, é um teste de equilíbrio e mobilidade sensível mas pouco específico.

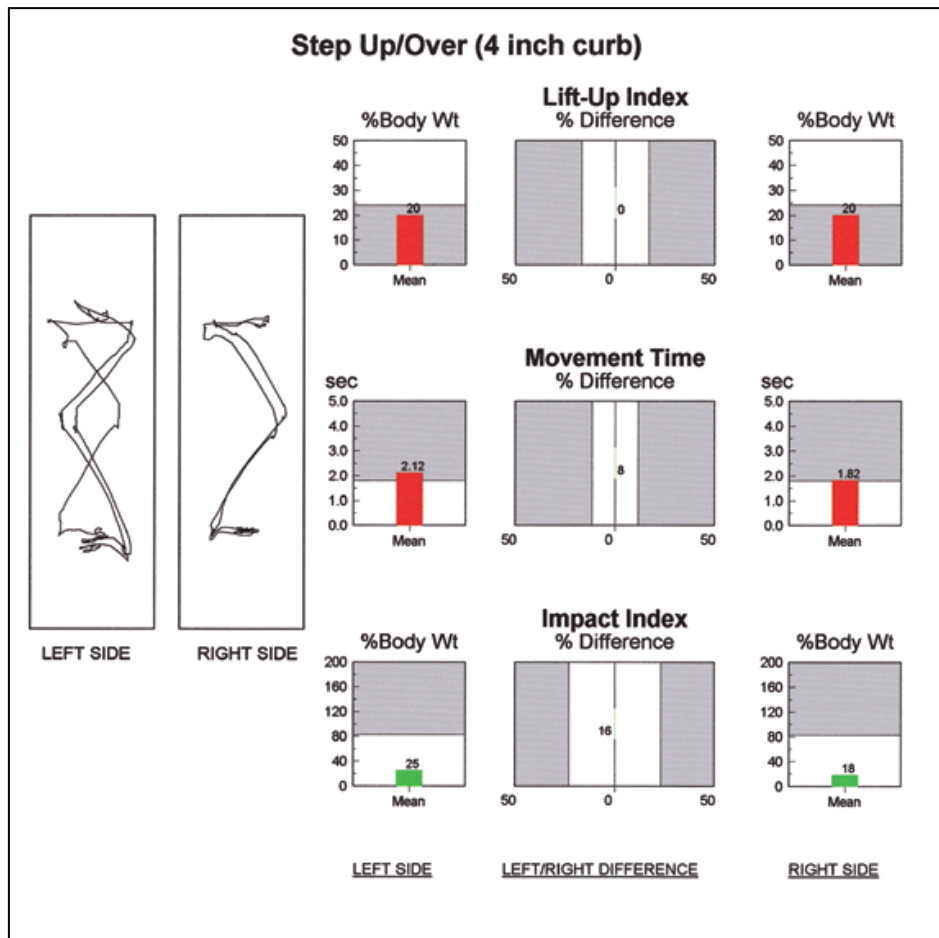


Figura 10: *Step Up/Over* (“passo sobre/para além”).

### 5.7. FL (*Forward Lunge*, ou “projecção para diante”)

Este teste (figura 11) quantifica a tarefa de colocar um pé adiante, tão longe quanto possível, apoiar-se no mesmo e retornar à posição inicial, em ostostatismo. O teste apresenta as seguintes componentes:

1. *Distance* (“distância”). Corresponde ao comprimento do passo efectuado, expresso em percentagem da altura do indivíduo.

2. *Impact Index* (“índice de impacto”). Corresponde à máxima força vertical exercida pelo membro inferior adiantado, expressa em percentagem da massa corporal do indivíduo.

3. *Contact Time* (“tempo de contacto”). Corresponde ao tempo, expresso em segundos, em que o membro inferior adiantado está em contacto com o solo.

4. *Force Impulse* (“força impulso”). Corresponde ao trabalho total do membro adiantado, durante a fase de contacto e de retropulsão. Este parâmetro é expresso como percentagem da massa corporal multiplicada pelo tempo, em segundos, que a força é exercida.

O teste inclui a avaliação do movimento à esquerda e à direita. O trajecto do CP e a força vertical durante o contacto, para cada ensaio, são apresentados em quadros. A distância, o índice de impacto, o tempo de contacto e a força impulso, bem como a diferença percentual entre os desempenhos à direita e à esquerda, são apresentados sob a forma de gráficos de barras e pelos valores numéricos correspondentes. Estas barras são apresentadas em cor verde ou encarnada, consoante se encontrem dentro ou fora dos valores de referência, respectivamente.

As distâncias normais nesta tarefa aproximam-se da altura corporal e os índices de impacto são tipicamente pequenos. A força muscular, em especial a exercida sobre o joelho, é também importante. Os resultados deste teste podem traduzir limitações no desempenho de tarefas, desportivas ou não, que exijam rápidas e breves colocações de carga sobre um dos membros inferiores.

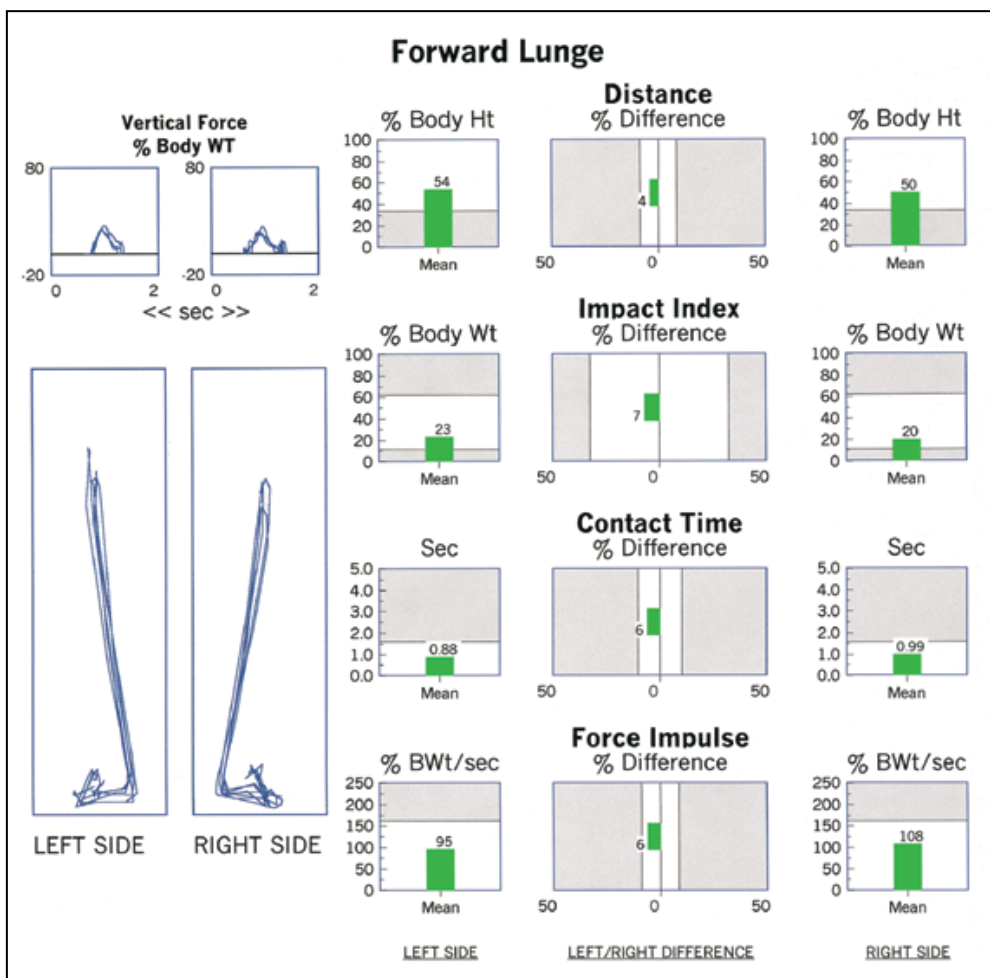


Figura 11: *Forward Lunge* (“projecção para diante”).

## 6. Utilização clínica da posturografia

A posturografia tem sido largamente utilizada em diferentes áreas, designadamente como método complementar de avaliação clínica em patologias específicas, na avaliação dos efeitos de substâncias de abuso, da exposição a agentes químicos e/ou físicos e de terapêuticas farmacológicas e/ou não-farmacológicas. Tem sido também usada, embora menos frequentemente, na avaliação do equilíbrio, risco

de queda e efeitos do treino de equilíbrio e ainda, muito pontualmente, como método de treino do equilíbrio.

### **6.1. Posturografia como método de avaliação em patologias específicas**

A posturografia tem sido frequentemente utilizada como instrumento de avaliação das perturbações do equilíbrio associadas a diversas patologias, como acidente vascular cerebral (Bonan *et al.*, 2004a; Bonan *et al.*, 2004b; Chaudhuri & Aruin, 2000; Roerdink *et al.*, 2006; Yelnik *et al.*, 2008), agorafobia (Caldirola *et al.*, 2011), carcinoma naso-faríngeo (Chao, Tseng & Tsai, 1998), cefaleia de tensão (Giacomini *et al.*, 2004), *deficit* de atenção e hiperactividade (Buderath *et al.*, 2009), doença de Alzheimer (Suttanon *et al.*, 2012), doença de Ménière (Dimitri, Wall & Rauch, 2001-2; Isotalo, Heikki & Ilmari, 2009; Longridge, Mallinson & Denton, 2002; Soto *et al.*, 2004), doença de Parkinson (Bloem *et al.*, 1998; Ickenstein *et al.*, 2012; Rocchi *et al.*, 2006; Rossi *et al.*, 2009; Trenkwalder, 1995; Valkovic, Krafczyk & Bötze, 2006; Visser *et al.*, 2010), entorse do tornozelo (Stecco *et al.*, 2011), epilepsia (Gandelman-Marton, Arlazoroff & Dvir, 2006), esclerose múltipla (Kessler *et al.*, 2011; Nelson, Di Fabio & Anderson, 1995; Prosperini *et al.*, 2012), escoliose idiopática (Mirovsky, Blankstein & Shlamkovitch, 2006), lesão medular (Lee *et al.*, 2012), *migraine* de diversas etiologias (Donaldson *et al.*, 2010; Furman *et al.*, 2005), neuroma do acústico (Cohen, Kimball & Jenkins, 2003), neuropatia periférica (Reid *et al.*, 2002), osteoporose com hipercifose (Sinaki *et al.*, 2005), otite média (Casselbrant *et al.*, 1995), paralisia cerebral (Bourelle *et al.*, 2010), paralisia supra-nuclear progressiva (Ondo *et al.*, 2000), patologias otorrinolaringológicas e do sistema nervoso central (Di

Fabio, 1996), patologia vascular com claudicação intermitente (Mockford *et al.*, 2011), patologia vestibular (Balaguer *et al.*, 2012; Bergson & Sataloff, 2005; Cohen & Kimball, 2008; Crane & Demer, 1998; Gill-Body, Beninato & Krebs, 2000; Goplen *et al.*, 2007; Goplen *et al.*, 2010; Gouveris *et al.*, 2007; Kasse *et al.*, 2012; Levo *et al.*, 2001; Mbongo *et al.*, 2005; Mishra *et al.*, 2009; Morgan, Beck & Dobie, 2002; Monzani *et al.*, 2003; Wall *et al.*, 2002-3; Whitney, Marchetti & Schade, 2006), perturbação de pânico (Perna *et al.*, 2003), posturas laborais incorrectas (Kang *et al.*, 2012), privação de sono (Haeggström *et al.*, 2006), simulação de patologia (Gianoli *et al.*, 2000, Mallinson & Longridge, 2005), síndrome de Wallenberg (Na, Yoon & Han, 2011), torcicolo idiopático (Lekhel *et al.*, 1997), tremor de diversas etiologias (Kronenbuerger *et al.*, 2009; Sullivan, Rose & Pfefferbaum, 2006), traumatismo cervical (Madeleine *et al.*, 2004; Storaci *et al.*, 2006, Mallinson & Longridge, 1998a; Mallinson & Longridge, 1998b), traumatismo crânio-encefálico (Agostini *et al.*, 2011; Basford *et al.*, 2003; Kaufman *et al.*, 2006; Kleffelgaard *et al.*, 2012) e tumor do cerebelo (Schoch *et al.*, 2010).

## **6.2. Posturografia como método de avaliação dos efeitos de substâncias de abuso**

A posturografia tem sido utilizada na avaliação dos efeitos sobre o equilíbrio de substâncias como esteróides anabolizantes (Bochnia *et al.*, 1999), etanol (Ahmad *et al.*, 2002; Goebel *et al.*, 1995; Mallinson, Liguori & Robinson, 2001; Liguori *et al.*, 1999; Ledin, 1995; Longridge & Morley, 2008; Palm *et al.*, 2010; Uimonen *et al.*, 1994), etanol associado a canabinóides (Liguori, Gatto & Jarrett, 2002) e nicotina e tabagismo (Iki *et al.*, 1994; Pereira *et al.*, 2001).

### **6.3. Posturografia como método de avaliação dos efeitos da exposição a agentes químicos e/ou físicos**

A posturografia tem sido também utilizada na avaliação dos efeitos sobre o equilíbrio de vários agentes químicos, como chumbo (Araki *et al.*, 2000; Yokoyama *et al.*, 2002; Yokoyama *et al.*, 1997a), gás sarin (Yokoyama *et al.*, 1998a; Yokoyama *et al.*, 1998b), estireno (Möller *et al.*, 1990), estireno e diclorometano (Zamyslowska-Szmytko & Sliwinska-Kowalska, 2011), pesticidas (Kimura *et al.*, 2005) e solventes (Antti-Poika *et al.*, 1989; Herpin *et al.*, 2009; Iwata *et al.*, 2005; Kelafant, Berg & Schleenbaker, 1994; Ledin *et al.*, 1991; Ledin, Odkvist & Möller, 1997; Odkvist, Möller & Thuomas, 1992; Park *et al.*, 2009; Pośpiech, Przerwa-Tetmajer & Gawron, 1998; Yokoyama *et al.*, 1997b; Zamyslowska-Szmytko, Politanski & Sliwinska-Kowalska, 2011), da associação de agentes químicos e físicos (Prasher *et al.*, 2005) e de agentes físicos (Teszler *et al.*, 2000; Schlegel *et al.*, 2003).

### **6.4. Posturografia como método de avaliação de terapêuticas farmacológicas**

A posturografia tem sido igualmente utilizada para avaliar os efeitos sobre o equilíbrio de diversos fármacos, quer na avaliação da sua eficácia no tratamento de alterações do equilíbrio no âmbito de patologias específicas, quer na avaliação dos seus efeitos sobre o equilíbrio noutros contextos. Deste modo, têm sido avaliados anestésicos gasosos (Vouriot *et al.*, 2005), anestésicos locais e gerais (Hiller, Pyykkö & Saarnivaara, 1993; Makker *et al.*, 2001), benzodiazepinas (Patat & Foulhoux, 1985), beta-histina (Jurkiewicz & Kantor, 2009; Karapolat *et al.*, 2010; Stambolieva & Angov,

2010); buspirona (Holroyd-Leduc *et al.*, 2005; Lou *et al.*, 1995; Trouillas *et al.*, 1995; Trouillas, Xie & Adeleine, 1997), carbamazepina (Delcker *et al.*, 1997; Specht *et al.*, 1997), carbamazepina e gabapentina (Noachtar *et al.*, 1998), carbamazepina, gabapentina e lamotrigina (Fife, Blum & Fisher, 2006), carbamazepina e pregabalina (Rémi *et al.*, 2010), cinarizina, dimenidrinato e beta-histina (Scholtz *et al.*, 2012), 3,4-Diaminopiridina (Sprenger *et al.*, 2005), dimenidrinato (Gill, Mallinson & Longridge, 2000), estrogéneos e terapia hormonal (Ekblad *et al.*, 2000; Goebel *et al.*, 1995; Hammar *et al.*, 1996; Naessen, Lindmark & Larsen, 1997), flunarazina (Baumgartner *et al.*, 2003), gabapentina (Rodrigues *et al.*, 2005; Rodrigues *et al.*, 2006), gentamicina intra-timpânica (Picciotti *et al.*, 2005; Pyykkö *et al.*, 1999; Trine *et al.*, 1995), hioscina transdérmica (Honkavaara, 1996), L-hidroxitriptofano (Wessel *et al.*, 1995), levodopa (Armand *et al.*, 2009), loratadina (Ledin, Odkvist & Möller, 1995), L-ornitina-L-aspartato (Schmid *et al.*, 2010), midazolam (Fujisawa *et al.*, 2005; Fujisawa *et al.*, 2006; Fujisawa *et al.*, 2007a, Fujisawa *et al.*, 2007b; Ledin *et al.*, 1993), midazolam e propofol (Fujisawa *et al.*, 2007c), paroxetina, venlafaxina e levodopa (McDonald, Corbeil & Pourcher, 2011), ropivacaína (Zaric *et al.*, 1996), suplementos de cálcio (Fujita *et al.*, 2007), zolpidem (Zammit, Wang-Weigand & Peng, 2008), trimetropim e sulfametoxazol (Schulte *et al.*, 2001) e vindeburnol (Patat, Le Go & Foulhoux, 1985).

#### **6.5. Posturografia como método de avaliação doutras intervenções terapêuticas farmacológicas e/ou não-farmacológicas**

A posturografia tem sido ainda utilizada na avaliação dos efeitos sobre o equilíbrio doutras intervenções terapêuticas farmacológicas e/ou não-farmacológicas,

como anestesia unilateral do nervo trigémio (Gangloff & Perrin, 2002), artroplastia total da anca (Lee *et al.*, 2012), cirurgia e fisioterapia na radiculopatia cervical (Persson, Karlberg & Magnusson, 1996), estimulação cerebral profunda (Nilsson *et al.*, 2009; Ondo, Almaguer & Cohen, 2006; Shivitz *et al.*, 2006), estimulação cerebral profunda e levodopa (Rocchi, Chiari & Horak, 2002; Visser *et al.*, 2008a; Visser *et al.*, 2008b), estimulação vestibular (MacDougall *et al.*, 2006), exercícios domiciliários em mulheres com osteoporose pós-menopáusia (Preisinger *et al.*, 2001), fisioterapia na síndrome vertiginosa de origem cervical (Karlberg *et al.*, 1996), labirintectomia e neurectomia vestibular (Eisenman, Speers & Telian, 2001), palidotomia (Bronte-Stewart *et al.*, 2002; Jagielski *et al.*, 2006; Mandybur, King & Moore, 1999; Melnick *et al.*, 1999; Roberts-Warrior, 2000; Westerberg *et al.*, 2007), próteses cocleares (Brey *et al.*, 1995; Buchman *et al.*, 2004; Licameli, Zhou & Kenna, 2009; Schwab, Durisin & Kontorinis, 2010), reabilitação vestibular (Barozzi *et al.*, 2006; Black *et al.*, 2000; Blatt *et al.*, 2000; Cohen & Kimball, 2004; Cohen & Sangi-Haghpeykar, 2010; Gabilan *et al.*, 2008; Goto, Kushiro & Tsutsumi, 2011; Horak *et al.*, 1992; Kentala, Vivas & Wall, 2003; Magnusson *et al.*, 2007; Medeiros *et al.*, 2005; Mruzek *et al.*, 1995; Pavlou, Bronstein & Davies, 2012, URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>; Pavlou *et al.*, 2004; Rine *et al.*, 2004; Teggi *et al.*, 2009; Vitte, Sémont & Berthoz, 1994), treino de equilíbrio em esclerose múltipla (Hebert *et al.*, 2011; Widener, Allen & Gibson-Horn, 2009a; Widener, Allen & Gibson-Horn, 2009b), treino de equilíbrio em doença de Parkinson (Ebersbach *et al.*, 2008; Hirsch *et al.*, 2003; Nocera, Horvat & Ray, 2009; Toole *et al.*, 2005; Yen *et al.*, 2011) e uso de ortóteses de vários tipos (Liaw *et al.*, 2010; Munoz *et al.*, 2010; Palm *et al.*, 2012; Simons *et al.*, 2009; Schikora *et al.*, 2010).

## 6.6. Posturografia como método de avaliação do equilíbrio e risco de queda em idosos

No que diz respeito à avaliação do risco de queda, a utilidade da PDC tem sido condicionada pela falta de uniformidade na metodologia de avaliação e na apresentação de resultados (Bigelow & Berme, 2011). Embora esta técnica seja considerada útil, por alguns autores, na identificação de alterações vestibulares correlacionadas com alterações do equilíbrio e risco de queda no idoso (Alpini *et al.*, 2004), Kingma *et al.* (2011) defenderam, como já foi referido, que a posturografia não é, por si só, suficiente para a avaliação do risco de queda. Também Howe *et al.* (2012) sublinham a necessidade de se utilizar outras medidas com maior relevância funcional, embora sem contestar a utilidade das plataformas de força na avaliação do equilíbrio.

Camicioli, Panzer & Kaye (1997) realizaram uma avaliação posturográfica de dois grupos de idosos saudáveis, um de 15 indivíduos com idade inferior a 80 anos e outro de 33 indivíduos, com idade igual ou superior a 80 anos. Estes autores verificaram, no grupo mais idoso, piores resultados no ES do SOT, sobretudo durante a perturbação de aferências propioceptivas, com ou sem aferências visuais concomitantes. Verificaram ainda que estes resultados se correlacionavam com a idade e com os resultados doutros instrumentos de avaliação do equilíbrio (*Tinetti Balance Scale Score* e *Timed 1 Leg Standing*), concluindo que o envelhecimento se associa a alterações progressivas na quantificação do equilíbrio e que estas alterações são independentes das alterações patológicas típicas do envelhecimento. Clark, Rose & Fujimoto (1997) realizaram uma avaliação posturográfica de 38 idosos saudáveis, sem história recente de queda, concluindo que os testes dos limites de estabilidade de 75% e 100% permitem uma

avaliação fiável do equilíbrio dinâmico em idosos saudáveis sem história recente de queda.

Numa revisão efectuada em 2006, Piirtola & Era identificaram, como medidas posturográficas predictoras do risco de queda, a “velocidade média do movimento ML do CP em ortostatismo normal”, com olhos abertos e fechados, a “amplitude média do movimento ML do CP em ortostatismo normal”, com olhos abertos e fechados e a “raíz quadrada da deslocação máxima ML do CP”. Os autores concluíram que algumas medidas posturográficas, em especial relativas aos movimentos ML, podem ser úteis na avaliação do risco de queda (Piirtola & Era, 2006).

Buatois et al. (2006), avaliaram em posturografia 206 idosos não-institucionalizados, nos quais a componente do SOT com maior distorção das aferências visuais e somato-sensitivas demonstrou superioridade em relação ao teste TUG, teste *One-leg Balance* e teste *Sit-to-Stand* na identificação do risco de quedas recorrentes.

Swanenburg et al. (2010) avaliaram 270 indivíduos ambulatoriais na comunidade com idade igual ou superior a 60 anos (média  $73 \pm 7$  anos), em condições de tarefa única ou dupla (*single* ou *dual-task*). Os autores identificaram uma associação entre o risco de queda recorrente e a variável posturográfica “raíz quadrada da deslocação máxima em sentido ML” em situações de tarefa única.

Lázaro et al. (2011) avaliaram 226 idosos ambulatoriais na comunidade, 113 dos quais com quedas recorrentes nos últimos 6 meses e 113 sem quedas durante o mesmo período, através de diversos testes de posturografia: *modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance*, *Weight-bearing Squat*, *Rhythmic Weight Shift*, *Sit to Stand*, *Walk Across* e *Step Up/Over*. Os idosos com quedas recorrentes demonstraram

maior instabilidade postural, particularmente durante a supressão simultânea das aferências visuais e somato-sensitivas. Nos idosos com quedas recorrentes, verificou-se uma maior velocidade de oscilação do CP em plano instável com olhos abertos e fechados e um maior valor da componente “transferência de peso” do teste *Sit to Stand*. Nos idosos sem quedas verificou-se um maior valor da componente “velocidade” do teste *Walk Across*.

Merlo *et al.* (2011) estudaram 130 indivíduos com idade igual ou superior a 70 anos, sem alterações cognitivas, categorizados segundo o número de quedas no último ano (sem quedas, 1 a 2 quedas e mais de 2 quedas). Os autores identificaram diferenças significativas entre os diferentes grupos para a velocidade de oscilação do CP em plano instável com os olhos abertos, concluindo que esta tarefa apresenta um elevado grau de associação com a história de quedas em idosos sem alterações cognitivas.

Bigelow & Berme (2011) avaliaram 150 idosos, categorizados de acordo com os seus antecedentes de queda durante o último ano. A avaliação consistiu em quatro testes: ortostatismo “confortável”, com olhos abertos e fechados e ortostatismo com base de sustentação estreita, também com olhos abertos e fechados. Os autores concluíram que a oscilação do CP em ortostatismo com base de sustentação “confortável”, sobre um plano estável e com os olhos fechados, demonstra potencial utilidade na discriminação entre idosos com antecedentes de uma ou mais quedas.

Um resumo dos estudos referidos é apresentado no quadro 4.

Estudo	Variável posturográfica	Conclusões
Camicioli, Panzer & Kaye (1997)	<i>Equilibrium Score</i> com perturbação proprioceptiva (olhos abertos/fechados)	Correlação com a idade (pior nos mais idosos) em idosos saudáveis
Clark, Rose & Fujimoto (1997)	Limites de estabilidade de 75% e 100%	Úteis na avaliação do equilíbrio dinâmico em idosos saudáveis, sem história recente de queda
Piirtola & Era (2006)	Velocidade média do movimento ML do CP em ortostatismo normal (olhos abertos/fechados) Amplitude média do movimento ML do CP em ortostatismo normal (olhos abertos/fechados) Raíz quadrada da deslocação máxima ML do CP	Possivelmente úteis na avaliação do risco de queda
Buatois <i>et al.</i> (2006)	Componente do SOT com maior distorção de aferências visuais e somato-sensitivas	Correlação com risco de queda recorrente em idosos não-institucionalizados
Swanenburg <i>et al.</i> (2010)	“Raíz quadrada da deslocação máxima em sentido ML” em situações de tarefa única	Correlação com risco de queda recorrente em indivíduos ambulatoriais na comunidade (idade ≥ 60 anos)
Lázaro <i>et al.</i> (2011)	Velocidade de oscilação do CP em plano instável (olhos abertos/fechados) Componente “transferência de peso” do teste <i>Sit to Stand</i>	Correlação com antecedentes de queda recorrente em idosos ambulatoriais na comunidade
	Componente “velocidade” do teste <i>Walk Across</i>	Correlação com ausência de antecedentes de queda em idosos ambulatoriais na comunidade
Merlo <i>et al.</i> (2011)	Velocidade de oscilação do CP em plano instável (olhos abertos)	Correlação com antecedentes de queda em idosos sem alterações cognitivas
Bigelow & Berme (2011)	Oscilação do CP em plano estável com olhos fechados	Discriminação entre uma ou mais quedas em idosos com antecedentes de queda

Quadro 4: resumo dos estudos referentes à associação entre variáveis posturográficas, equilíbrio e antecedentes ou risco de queda.

### 6.7. Posturografia como método de avaliação de treino de equilíbrio

Segundo Ledin *et al.* (1990-1991), a posturografia permite avaliar os efeitos do treino de equilíbrio em populações idosas. No entanto, pese embora a sua utilização frequente neste contexto, a avaliação posturográfica associa-se geralmente à utilização doutros métodos de avaliação, reforçando a afirmação já referida de Kingma

*et al.* (2011), que consideram que a posturografia não é, por si só, suficiente para avaliar tratamentos de reabilitação.

Carter *et al.* (2001) estudaram os efeitos dum programa comunitário de exercício, com 10 semanas de duração, na redução do risco de queda em mulheres idosas com osteoporose. Numa avaliação do equilíbrio estático em PDC, do equilíbrio dinâmico pela realização dum percurso “em 8” e da força de extensão do joelho por dinamometria, estes autores concluíram não existir uma redução significativa dos factores de risco de queda no grupo treinado face ao grupo de controlo. Os mesmos autores (Carter *et al.*, 2002) estudaram posteriormente os efeitos dum programa de exercícios bi-semanais em 93 com osteoporose e idades compreendidas entre 65 e 75 anos, com os mesmos procedimentos de avaliação do equilíbrio estático, do equilíbrio dinâmico e da força de extensão do joelho. Neste estudo, os autores verificaram uma melhoria do equilíbrio dinâmico e da força muscular, mas não do equilíbrio estático.

Sinaki & Lynn (2002) compararam os efeitos dum programa de exercício e de um programa de exercício associado a treino proprioceptivo em mulheres com osteoporose e hipercifose, avaliados através de diversos parâmetros, entre os quais a PDC. Os autores verificaram uma melhoria do equilíbrio após 1 mês nas mulheres cujo equilíbrio basal se encontrava mais alterado.

Helbostad, Sletvold & Moe-Nilssen (2004) compararam os efeitos dum programa bi-diário de exercício domiciliário e de um programa de exercício domiciliário associado a exercícios em grupo bi-semanais em idosos com idade igual ou superior a 75 anos. Os autores concluíram que ambos os grupos revelaram uma melhoria idêntica das suas capacidades funcionais, avaliadas por diversos métodos entre os quais a posturografia, que não persistiram numa avaliação efectuada após 6 meses.

Tsang & Hui-Chan (2004), num estudo randomizado e controlado, avaliaram os efeitos dum programa intensivo de Tai Chi, em 49 idosos ambulatoriais na comunidade. Recorrendo ao SOT e ao teste LOS, estes autores verificaram uma melhoria da componente vestibular na manutenção do equilíbrio do SOT e uma melhoria do controlo direccional no teste LOS após 4 e 8 semanas, que se manteve 4 semanas após o final do treino.

Ferrufino *et al.* (2011) compararam os efeitos dum programa de dança contemporânea e dum programa de prevenção de quedas em indivíduos com idades entre 59 e 86 anos, com 4,4 meses de duração. Com recurso à PE, os autores identificaram uma melhoria da postura estocástica no grupo praticante de dança contemporânea, que atribuíram às características de improvisação motora associadas aquela actividade.

## **7. Posturografia como método de treino do equilíbrio**

Para além do estudo da postura, diversos equipamentos de posturografia permitem o treino do equilíbrio com recurso a técnicas de *biofeedback*. Inicialmente associadas à electromiografia, estas técnicas começaram a ser reconhecidas na década de 1960 e devem a sua designação ao facto de incluírem, numa ansa de *feedback*, a acção voluntária dum ser vivo – neste caso, dum ser humano. As técnicas de *biofeedback* podem ser definidas como a utilização de equipamentos, geralmente electrónicos, para revelar ao indivíduo alguns dos seus processos fisiológicos ou fisiopatológicos, sob a forma de sinais visuais ou auditivos, permitindo a manipulação desses processos através da manipulação dos sinais (Basmajian, 1993, p. 425-26). No

âmbito do treino de equilíbrio, o *biofeedback* pode ser aplicado em idosos, estando associado a boa adesão, ausência de feitos adversos e experiências positivas durante o treino (Zijlstra *et al.*, 2010). O *biofeedback* visual proporciona informação adicional sobre a posição do CP, possuindo por isso um efeito estabilizador com melhoria do equilíbrio (Halická *et al.*, 2011). A sua adição a um programa de treino de equilíbrio melhora os resultados obtidos e o seu uso traduz-se na melhoria de parâmetros como oscilação postural, alternância de carga, tempo de reacção em ortostatismo e BBS (Zijlstra *et al.*, 2010). Apesar da sua potencial utilidade para o treino do equilíbrio, esta vertente da posturografia tem sido pouco usada, quer na população idosa (Howe *et al.*, 2012) quer em populações com patologias específicas. A relativa escassez de trabalhos de investigação poderá reflectir, em certa medida, a maior dificuldade de acesso a este tipo de equipamento e à tendência para recorrer a outros dispositivos, menos sofisticados mas mais acessíveis, como “jogos de vídeo” com plataforma de forças e *feedback* visual (Cho, Lee & Song, 2012; Gil-Gómez *et al.*, 2011; Meldrum *et al.*, 2012; Pluchino *et al.*, 2012; Szturm *et al.*, 2011).

### **7.1. Posturografia como método de treino do equilíbrio em patologias específicas**

Barclay-Goddard *et al.* (2004) procederam a uma revisão do uso de plataformas de forças no treino do equilíbrio em doentes com acidente vascular cerebral. Segundo estes autores, o treino em plataforma de forças, com recurso a *feedback* visual ou visual e auditivo, melhorou a simetria no apoio, mas não a oscilação em ortostatismo nem os resultados da BBS e do teste TUG.

Qutubuddin *et al.* (2007) compararam os efeitos dum programa de treino em PDC e dum programa convencional de fisioterapia em doentes de Parkinson. Ambos os programas tiveram uma duração de 4 semanas e foram seguidos por outras 4 semanas de treino no domicílio. Os autores referem melhoria em ambos os grupos de treino, mas sem diferenças entre si.

Mraz *et al.* (2007) avaliaram os efeitos dum programa de reabilitação, incluindo exercícios com *feedback* visual, em indivíduos com síndrome vertiginosa. Após a realização do programa, que teve um mês de duração, os autores verificaram uma diminuição da oscilação postural e uma melhoria da coordenação visuo-motora.

## **7.2. Posturografia como método de treino do equilíbrio em idosos**

No que diz respeito ao uso da posturografia no treino do equilíbrio em idosos sem patologias específicas identificadas, a quantidade de trabalhos existentes é muito reduzida; de facto, numa revisão realizada em 2012, Howe *et al.* referem apenas dois estudos randomizados e controlados. Um destes estudos, realizado por Hatzitaki *et al.* (2009), avaliou os efeitos sobre o equilíbrio estático de mulheres idosas saudáveis de dois programas de treino diferentes em PDC, com *biofeedback* visual. Cada um dos programas constou de 12 sessões de treino, tri-semanais e com 25 minutos de duração. Num dos programas foram efectuadas variações de carga laterais e no outro foram efectuadas variações de carga antero-posteriores. Em comparação com o grupo de controlo, nenhum dos programas de treino demonstrou melhoria da oscilação corporal em ortostatismo (Hatzitaki *et al.*, 2009). Para além deste trabalho não incluir qualquer avaliação para além da própria PDC, os seus resultados poderão traduzir um

desfasamento entre o programa de treino, realizado em equilíbrio dinâmico e a avaliação, realizada em equilíbrio estático.

O outro estudo referido por Howe *et al.* (2012) foi realizado por Wolf *et al.* (1997). Estes autores avaliaram os efeitos sobre a oscilação postural em idosos dum programa de treino em PDC, dum programa de *Tai-chi* e dum programa educacional (grupo de controlo). O programa de treino em PDC teve uma duração total de 15 semanas, com um único treino semanal de 60 minutos, inicialmente em equilíbrio estático e depois em equilíbrio dinâmico com dificuldade progressiva. Ao contrário dos outros grupos, o grupo treinado em PDC não revelou uma diminuição do medo de cair, mas revelou uma diminuição significativa da oscilação postural, que foi considerada pelos autores como notável face ao reduzido tempo total de tratamento em PDC. Num estudo anterior, também randomizado e controlado, Wolf *et al.* (1996) já tinham comparado três grupos de idosos, um treinado em PDC, um em *Tai-chi* e um grupo educacional (de controlo) para avaliar o efeito destes procedimentos sobre a fragilidade e a ocorrência de quedas. Os autores verificaram um aumento ligeiro do perímetro de marcha no grupo treinado em PDC, mas não do número de quedas (Wolf *et al.*, 1996). Neste estudo, porém, ocorreu uma provável discrepância entre as cargas de treino, com vantagem para o grupo sujeito ao programa de *Tai-chi*, bem como uma possível limitação dos benefícios do *feedback* visual da PDC pela elevada percentagem, em todos os grupos estudados, de indivíduos com cataratas. Os resultados obtidos com o treino de equilíbrio em posturografia parecem ser mais dependentes do número de repetições do que do intervalo entre sessões (Tjernström, Fransson & Magnusson, 2005).

## VIII - Plano de investigação

### 1. Descrição geral do plano de investigação

O plano de investigação foi desenvolvido sequencialmente em três fases:

1. Tradução, adaptação e validação para Portugal da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*.

2. Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão validada para Portugal da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*.

3. Avaliação e modificação do risco de queda em idosos com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada.

As três fases do plano de investigação serão sucessivamente descritas em seguida.

## **IX - Tradução, adaptação e validação para Portugal da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale***

### **1. Introdução**

A grande importância das quedas e do medo de cair tem levado à criação de diversos instrumentos para avaliar o equilíbrio, risco de queda e medo de cair (Gates *et al.*, 2008; Persad, Cook & Giordani, 2010). Um modo de alcançar este objectivo consiste em avaliar a eficácia ou a percepção de eficácia para o desempenho, sem cair, de diversas AVD. Este princípio encontra-se subjacente a instrumentos como a BBS (Berg *et al.*, 1989) e a FES (Tinetti, Richman & Powell, 1990). A FES é um instrumento desenhado para avaliar o risco de queda no desempenho de AVD em idosos. No entanto, mede apenas actividades simples no domicílio, pelo que apresenta tendência para um “efeito de tecto” em idosos residentes na comunidade (Powell & Myers, 1995).

A *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale* foi concebida para avaliar o equilíbrio num conjunto de AVD associadas a um largo espectro de dificuldade, incluindo algumas potencialmente mais perigosas (Powell & Myers, 1995)<sup>11</sup>. Este instrumento incluiu questões previamente apresentadas na FES, mas com melhor caracterização e diversificação das situações. Ao contrário da FES, que visa caracterizar o desempenho numa AVD “sem cair”, a escala ABC procura ser mais abrangente, caracterizando o desempenho numa AVD “sem perder o equilíbrio ou ficar instável”.

---

<sup>11</sup> Esta escala é apresentada em anexo (Anexo IV).

A escala ABC pode ser auto-administrada ou administrada através de entrevista pessoal ou telefónica e procura caracterizar o nível de confiança (capacidade de não perder equilíbrio ou ficar instável) no desempenho de 16 AVD, avaliado através de outras tantas perguntas. A confiança para cada AVD é medida escolhendo um dos pontos de percentagem na escala, entre 0% (sem confiança) a 100% (confiança completa), possibilitando um resultado total entre 0 (mínimo) e 1600 (máximo). Este valor é posteriormente dividido por 16 para obter a avaliação final de cada indivíduo. A escala ABC demonstrou boa qualidade psicométrica, elevada consistência interna e validade discriminativa, bem como boa consistência e fiabilidade (Parry, 2001). Para além da versão original, em inglês do Canadá, este instrumento foi traduzido e adaptado para outros idiomas e realidades específicas (Mak *et al.*, 2007; Salbach *et al.*, 2006; Schott, 2008; Van Heuvelen *et al.*, 2005). Existe também uma versão abreviada e validada da escala ABC, contendo apenas 6 questões: a escala ABC-6 (Schepens, Goldberg & Wallace, 2010).

## **2. Objectivos**

Criar uma versão em língua portuguesa e culturalmente adaptada a Portugal da escala ABC, avaliar a percepção desta versão por parte dos técnicos de saúde portugueses e avaliar a sua consistência e fiabilidade.

## **3. População e Métodos**

Este trabalho desenvolveu-se em duas fases: fase I, relativa à tradução e adaptação cultural do instrumento e fase II, relativa à aplicação do instrumento a uma população idosa portuguesa. Estas fases serão sucessivamente descritas em seguida.

### 3.1. Fase I

A versão original da escala ABC, em língua inglesa, foi objecto duma avaliação por dois médicos de especialidades diferentes<sup>12</sup>, bilingues e de língua nativa portuguesa<sup>13</sup>. Neste âmbito, foi produzida uma primeira versão portuguesa da escala ABC. Esta versão foi alvo de apreciação por parte de um painel, composto pelos dois tradutores e por outros três técnicos de saúde, dois médicos especialistas em Medicina Física e de Reabilitação e uma fisioterapeuta, que levou à adaptação de quatro das perguntas, que se consideraram inadaptadas à realidade portuguesa. Assim, nas perguntas 10, 12 e 13, a expressão original *mall*, consensualmente traduzida como “centro comercial”, foi transformada em “centro comercial ou supermercado”. Na pergunta 16, a expressão *icy sidewalks*, consensualmente traduzida como “passeios gelados”, foi transformada em “passeios escorregadios”.

Esta versão portuguesa adaptada, designada como “primeira tradução de consenso”, foi entregue a dois tradutores profissionais, bilingues e de língua nativa inglesa, a fim de ser traduzida para inglês. Estes tradutores desconheciam os objectivos do trabalho e a versão original da escala ABC e não tiveram qualquer contacto entre si. As duas retro-traduições foram analisadas, face à versão inglesa original pelos dois tradutores de língua nativa portuguesa. Desta análise resultou uma “segunda tradução de consenso”.

A “segunda tradução de consenso” foi seguidamente apresentada a um grupo de 50 técnicos de saúde de língua nativa portuguesa, composta por 35 médicos hospitalares das especialidades de Medicina Física e de Reabilitação e de Reumatologia

---

<sup>12</sup> Medicina Física e de Reabilitação e Reumatologia.

<sup>13</sup> Entende-se, em todo este capítulo, a língua portuguesa como língua portuguesa de Portugal.

e 15 terapeutas hospitalares, de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Para esse efeito procedeu-se à sua divisão em duas partes: primeira, relativa às instruções para aplicação do instrumento e segunda, relativa às perguntas propriamente ditas. A primeira parte foi subdividida em 5 secções, correspondentes aos parágrafos do texto e a segunda parte foi subdividida em 16 secções, correspondentes às 16 questões. Para cada uma destas secções foi solicitada a opinião do técnico de saúde quanto à clareza do texto. As respostas e os comentários, facultativos, foram registados pelos próprios técnicos de saúde, em anexos a cada uma das secções, indicando para cada uma destas o seu nível de percepção: “percebo muito bem”, “percebo bem”, “percebo mal” ou “percebo muito mal”.

A análise das respostas permitiu identificar as secções que mais de 15% dos técnicos de saúde inquiridos percebiam “mal” ou “muito mal”. Estas secções foram reformuladas e posteriormente apresentadas ao mesmo grupo de técnicos de saúde. As respostas foram analisadas segundo uma metodologia semelhante à da avaliação inicial.

### **3.2. Fase II**

A avaliação da fiabilidade da escala CEEA foi realizada por comparação dos resultados da sua aplicação, ao mesmo indivíduo, pelo mesmo observador em dois momentos distintos (análise intra-observador), por dois observadores independentes (análise inter-observador) e ainda pela avaliação da sua consistência interna. Para este efeito, a escala foi aplicada a dois grupos separados de 26 indivíduos de língua nativa portuguesa com idade superior a 65 anos da Consulta de Posturografia Dinâmica

Computorizada do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral, que referiam alterações subjectivas do equilíbrio (quadro 5).

	<b>População I (n=26)</b>	<b>População II (n=26)</b>
♂	4	3
♀	22	23
Idade Média (anos)	71,50	71,54

Quadro 5: características das populações I (análise intra-observador) e II (análise inter-observador).

Para a análise intra-observador, a escala foi aplicada presencialmente pelo mesmo observador com 14 dias de intervalo livre entre as duas aplicações. Para a análise inter-observador, a escala foi aplicada por dois observadores independentes com 14 dias de intervalo livre entre as duas aplicações. Durante o intervalo livre, os indivíduos avaliados não caíram. Nesse mesmo período não foram sujeitos a qualquer modificação da sua terapêutica farmacológica e não realizaram qualquer programa de reabilitação. Os observadores alternaram entre a primeira e a segunda aplicação da escala. A concordância intra e inter-observador foi testada com recurso ao  $\kappa$  de Cohen, calculado para cada uma das 16 questões. Para avaliar a consistência interna foram calculados, para o conjunto das 16 questões da escala, o  $\alpha$  de Cronbach, o  $\lambda_6$  de Guttman e o  $\omega_t$  de McDonald. Foi também aferido o impacto da remoção individual de cada uma das 16 questões.

Para arquivo dos resultados foi criada uma folha de cálculo, com recurso ao programa informático Microsoft Office Excel 97-2003, sendo os dados posteriormente analisados com recurso ao programa informático SPSS v15. Para a análise intra e inter-

observador, a normalidade das respostas foi testada com recurso ao teste de Shapiro-Wilk e, por esta não se verificar para várias respostas, ao teste não paramétrico de Wilcoxon para comparação dos resultados. Em todas as análises foi utilizado um nível de significância de 95% ( $p=0,05$ ).

#### 4. Resultados

Os resultados da avaliação, pelo grupo de técnicos de saúde, da “segunda tradução de consenso” permitiram identificar 3 secções da escala que mais de 15% destes percebiam “mal” ou “muito mal”, correspondendo ao parágrafo 4 das instruções e às questões 3 e 8. Estas secções foram reformuladas e posteriormente apresentadas ao mesmo grupo de técnicos de saúde. Por impossibilidade de acesso a todo o grupo inicial, apenas 40 dos 50 elementos desse grupo, 30 médicos e 10 terapeutas, participaram nesta fase. Os dados foram analisados segundo uma metodologia semelhante à da avaliação inicial, verificando-se que nenhuma das secções modificadas foi “mal” ou “muito mal” percebida por mais de 15% dos inquiridos. Foi assim criada uma versão portuguesa da escala ABC: a escala CEEA (Confiança no Equilíbrio Específica da Actividade)<sup>14</sup>.

Na análise comparativa intra-observador da escala CEEA, as respostas à generalidade das perguntas não apresentavam uma distribuição normal, pelo que se optou pela comparação através do teste não paramétrico de Wilcoxon (quadro 6, página seguinte).

---

<sup>14</sup> Esta escala é apresentada em anexo (Anexo V).

Pergunta	Observação 1	Observação 2	p
P1	80 ± 25,5	79,2 ± 24,8	0,951
P2	53,8 ± 33,2	53,5 ± 32,4	0,778
P3	57,7 ± 37,8	60 ± 33,8	0,566
P4	77,3 ± 29,9	77,3 ± 29,7	0,874
P5	50 ± 31,7	50 ± 33,6	0,915
P6	38,1 ± 30,7	35,8 ± 29,8	0,381
P7	78,5 ± 31,1	76,5 ± 31,7	0,361
P8	66,9 ± 31	69,6 ± 27,9	0,446
P9	66,2 ± 36,8	66,5 ± 33,1	1,000
P10	68,5 ± 31,7	67,3 ± 31,7	0,632
P11	53,8 ± 31,5	47,3 ± 33,2	0,007
P12	59,2 ± 33,3	58,5 ± 35,1	0,748
P13	42,3 ± 35,4	42,7 ± 34	0,928
P14	53,5 ± 36,9	56,5 ± 36	0,167
P15	33,5 ± 34,9	35 ± 32,4	0,811
P16	28,5 ± 28,5	28,1 ± 30,7	0,592
Total	907,7 ± 397,6	903,8 ± 398,5	0,520

Quadro 6: análise comparativa intra-observador (teste de Wilcoxon).

Também não se verificou uma distribuição normal das respostas a cada uma das perguntas por cada um dos dois observadores e dos respectivos valores totais, pelo que se optou pela aplicação do teste não paramétrico de Wilcoxon na comparação das respostas dadas (quadro 7).

Pergunta	Observador 1	Observador 2	p
P1	61,9 ± 30,5	61,9 ± 30,2	0,959
P2	39,6 ± 31,8	42,7 ± 33,8	0,319
P3	50,0 ± 35,8	52,3 ± 37,6	0,569
P4	70,8 ± 28,1	68,8 ± 29,6	0,471
P5	40,8 ± 35,2	40,8 ± 36,1	0,874
P6	18,1 ± 26,8	20,4 ± 29,3	0,470
P7	72,3 ± 28,6	70,8 ± 30,1	0,228
P8	50,0 ± 33,5	53,1 ± 32,6	0,606
P9	53,1 ± 35,6	55,0 ± 35,0	0,507
P10	43,5 ± 32,6	45,4 ± 35,6	0,454
P11	37,3 ± 34,4	33,8 ± 33,1	0,965
P12	39,2 ± 35,2	35,4 ± 31,5	0,291
P13	23,8 ± 30,1	23,1 ± 29,0	0,236
P14	42,3 ± 35,2	44,2 ± 35,3	0,786
P15	16,2 ± 26,8	17,3 ± 29,5	0,480
P16	15,0 ± 24,4	15,0 ± 26,3	0,865
Total	673,8 ± 364	680 ± 363,9	0,777

Quadro 7: análise comparativa inter-observador (Teste de Wilcoxon).

A concordância intra e inter-observador foi ainda testada com recurso ao  $\kappa$  de Cohen, calculado para cada uma das 16 questões (quadro 8).

	Intra-observador		Inter-observador	
	$\kappa$	IC 95%	$\kappa$	IC 95%
P1	0,550	[0,324; 0,776]	0,559	[0,351; 0,768]
P2	0,482	[0,270; 0,693]	0,441	[0,236; 0,647]
P3	0,560	[0,358; 0,763]	0,567	[0,366; 0,767]
P4	0,478	[0,251; 0,705]	0,549	[0,344; 0,755]
P5	0,448	[0,244; 0,651]	0,556	[0,364; 0,748]
P6	0,355	[0,159; 0,551]	0,466	[0,251; 0,681]
P7	0,520	[0,317; 0,724]	0,420	[0,227; 0,613]
P8	0,503	[0,295; 0,711]	0,439	[0,232; 0,645]
P9	0,446	[0,248; 0,644]	0,609	[0,410; 0,807]
P10	0,459	[0,259; 0,660]	0,355	[0,149; 0,561]
P11	0,615	[0,415; 0,816]	0,205	[0,022; 0,389]
P12	0,487	[0,287; 0,687]	0,441	[0,242; 0,641]
P13	0,521	[0,320; 0,722]	0,541	[0,329; 0,754]
P14	0,611	[0,414; 0,809]	0,527	[0,325; 0,730]
P15	0,462	[0,267; 0,657]	0,684	[0,448; 0,921]
P16	0,455	[0,255; 0,655]	0,584	[0,334; 0,833]

Quadro 8: valores do  $\kappa$  de Cohen para avaliação da concordância intra-observador e inter-observador.

A análise de consistência interna realizada aos dados resultantes das avaliações efectuadas com recurso à escala CEEA é apresentada no quadro 9.

$\alpha$ de Cronbach	$\lambda_6$ de Guttman	$\omega_t$ de McDonald
0,95	0,97	0,96

Quadro 9: valores de consistência interna.

A avaliação da consistência interna removendo qualquer uma das 16 questões que compõem o questionário é apresentada no quadro 10.

Questão	$\alpha$ de Cronbach	$\lambda_6$ de Guttman	Correlação média entre questões
P1	0,95	0,97	0,55
P2	0,95	0,97	0,55
P3	0,95	0,97	0,55
P4	0,95	0,96	0,54
P5	0,95	0,97	0,54
P6	0,95	0,97	0,54
P7	0,95	0,97	0,54
P8	0,95	0,97	0,54
P9	0,95	0,97	0,54
P10	0,95	0,96	0,53
P11	0,94	0,97	0,53
P12	0,94	0,96	0,53
P13	0,95	0,96	0,54
P14	0,95	0,97	0,54
P15	0,95	0,96	0,54
P16	0,95	0,97	0,55

Quadro 10: valores de consistência interna da escala CEEA se removida individualmente cada uma das 16 questões.

## 5. Discussão

Considerou-se esta fase indispensável para o desenvolvimento do projecto de investigação. Embora diversos tipos de exercício, incluindo modalidades com recurso a *biofeedback* pareçam ter efeitos benéficos no equilíbrio de populações idosas (Howe

*et al.*, 2012; Zijlstra *et al.*, 2010), muitos estudos apresentam limitações metodológicas no que diz respeito ao uso de padrões para aferição dos resultados (Howe *et al.*, 2012). Este aspecto é especialmente relevante na avaliação do possível papel da PDC no treino de equilíbrio, face à escassez de trabalhos disponíveis (Howe *et al.*, 2012). Assim, considerou-se útil a associação doutros meios de avaliação do equilíbrio que permitissem aferir se eventuais ganhos não estariam limitados às tarefas efectuadas na plataforma de forças.

O método de tradução adoptado, com traduções e retro-traduções, considera-se geralmente adequado pelo facto de implicar diversas avaliações independentes (Camargos *et al.*, 2010; Mak *et al.*, 2007; Miyamoto *et al.*, 2004; Salbach *et al.*, 2006). A adaptação cultural implicou a modificação de quatro questões.

Os dados respeitantes à avaliação do mesmo doente por um único observador em duas avaliações separadas (análise intra-observador) e por dois observadores distintos (análise inter-observador) revelaram valores medianos de concordância intra e inter-observador. A questão 11 apresentou uma baixa concordância inter-observador mas a análise do resultado total demonstra que essa diferença não teve reflexos no resultado global da escala. É também de assinalar o baixo valor de concordância inter-observador registado na questão 10 e o baixo valor de concordância intra-observador registado na questão 6. A amplitude relativamente grande dos intervalos de confiança a 95%, para as estimativas dos valores de  $k$ , poderá dever-se à dimensão da amostra face à variabilidade elevada dos valores obtidos na aplicação do questionário. Deste modo, pode afirmar-se que a escala CEEA apresentou resultados muito homogéneos na globalidade das comparações realizadas.

Como medidas de consistência interna foram calculados para o conjunto das 16 questões da escala o  $\alpha$  de Cronbach, o  $\lambda_6$  de Guttman e o  $\omega_t$  de McDonald. Ainda que a primeira medida seja a mais frequentemente usada, a sua assertividade tem sido posta em causa (Revelle & Zinbarg, 2009), pelo que se optou pela inclusão das restantes métricas. A análise realizada aos dados resultantes das avaliações efectuadas com recurso à escala CEEA revelou elevada consistência interna (quadro 9). Esta manteve-se elevada removendo qualquer uma das 16 questões que compõem o questionário, com valores muito semelhantes aos registados com o questionário completo (quadro 10).

## **6. Conclusões**

A escala CEEA demonstrou boa fiabilidade intra-observador, boa fiabilidade inter-observador e elevada consistência interna para a avaliação da auto-percepção do equilíbrio para diversas AVD numa população idosa portuguesa, sendo necessários outros trabalhos para avaliar a sua utilidade na avaliação do risco de queda e do efeito de intervenções terapêuticas nesta população.

## **X - Determinação dos “pontos de corte” da escala CEEA para elevado risco de queda e para mobilidade normal**

### **1. Introdução**

Tal como outras escalas de avaliação do equilíbrio, a escala CEEA (Soares Branco, 2010), versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale* não apresenta pontos de corte para elevado risco de queda e para mobilidade normal. Este facto limita a sua utilidade clínica, pois embora permita estabelecer a evolução dos indivíduos testados, não permite classificá-los de forma categórica quanto ao risco de queda e à normalidade da mobilidade.

### **2. Objectivos**

Estabelecer os pontos de corte da escala CEEA para elevado risco de queda e para mobilidade normal.

### **3. População e métodos**

Foram estudadas 90 avaliações, de 50 indivíduos com idade igual ou superior a 65 anos (94% mulheres; idade média de  $73,58 \pm 4,90$  anos). Todos os indivíduos referiam alterações do equilíbrio e/ou história de quedas e foram avaliados com a escala CEEA e o teste TUG. Avaliaram-se 41 indivíduos por duas vezes, com pelo menos 30 dias de intervalo livre entre avaliações.

Para determinar o ponto de corte para elevado risco de queda na escala CEEA foi tomado como referência o ponto de corte de 13,5 segundos no teste TUG. Para determinar o ponto de corte para mobilidade normal foi tomado como referência o ponto de corte de 12 segundos no teste TUG numa subpopulação de mulheres entre os 65 e os 85 anos de idade. Em ambos os casos foi analisada a sensibilidade e a especificidade da escala CEEA e determinada a área sob a curva (“area under the curve” ou AUC). A análise estatística foi efectuada com recurso ao programa informático SPSS v15.0. Todos os resultados com nível de significância inferior a 0,05 foram considerados estatisticamente significativos.

#### **4. Resultados**

Para determinar o melhor ponto de corte da escala CEEA correspondente ao ponto de corte de 13,5 segundos no teste TUG, foram consideradas 54 avaliações (60%) com teste  $TUG \geq 13,5$  segundos e 36 (40%) avaliações com teste  $TUG < 13,5$  segundos.

Para determinar o melhor ponto de corte da escala CEEA correspondente ao ponto de corte de 12 segundos do teste TUG, foram consideradas 71 avaliações (89%) com teste  $TUG > 12$  segundos e 19 (21%) avaliações com teste  $TUG \leq 12$  segundos (quadro 11). As curvas “receiver operating characteristic” (ROC) são apresentadas nas figuras 12 e 13.

	<b>Sensibilidade</b>	<b>Especificidade</b>	<b>AUC (95% CI)</b>
Escala "CEEA" - PC 695 Teste TUG - PC 13,5	71,8%	73,7%	78,4% (66,4%, 90,3%)
Escala "CEEA" - PC 795 Teste TUG - PC 12	70,1%	72,2%	76,5% (63,9%, 89,0%)

Quadro 11: análise dos melhores pontos de corte da escala CEEA correspondentes aos pontos de corte de 13,5 e 12 segundos do teste TUG. Foi utilizado o valor total (0-1600) da escala CEEA. PC: ponto de corte.

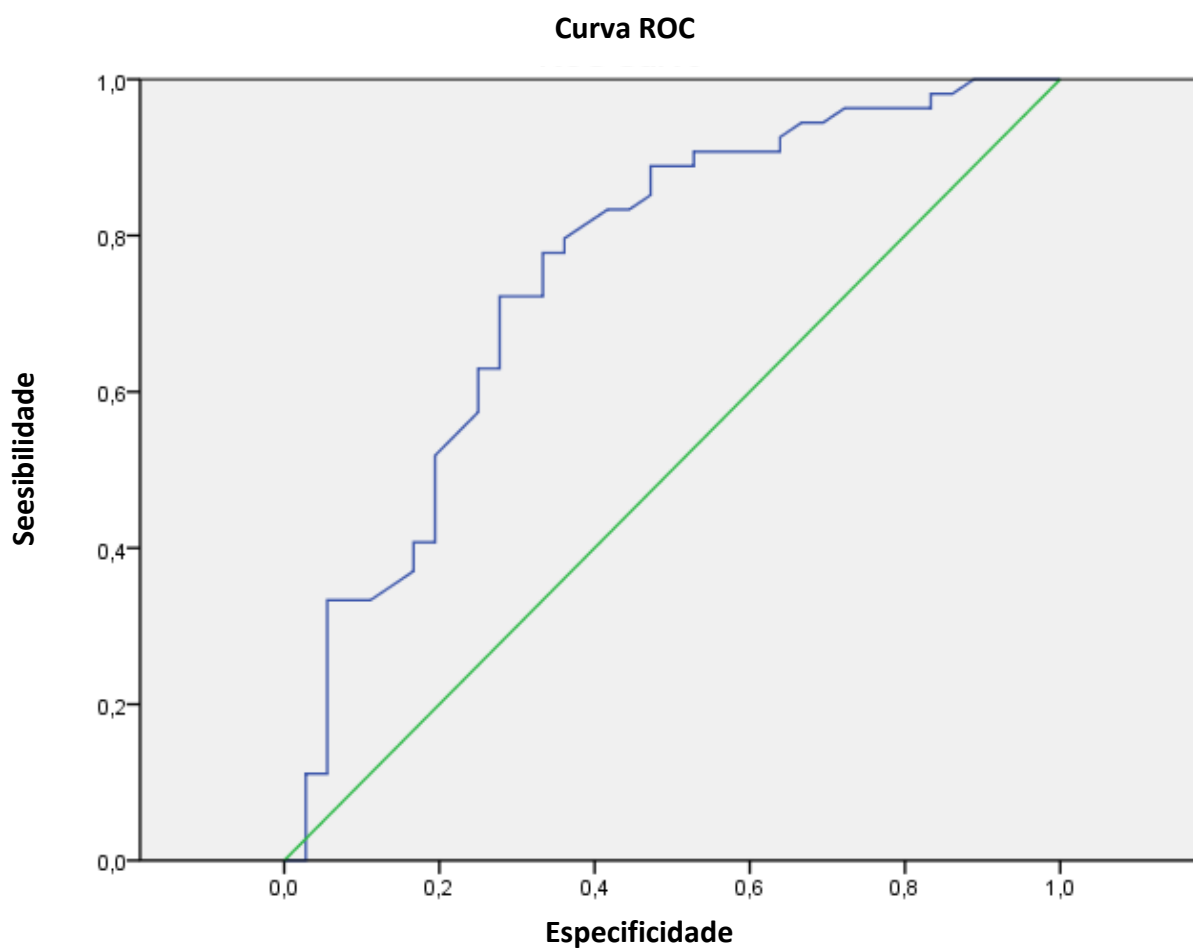


Figura 12: curva ROC para o desempenho do valor total (0-1600) da escala CEEA para um ponto de corte de 13,5 segundos no teste TUG.

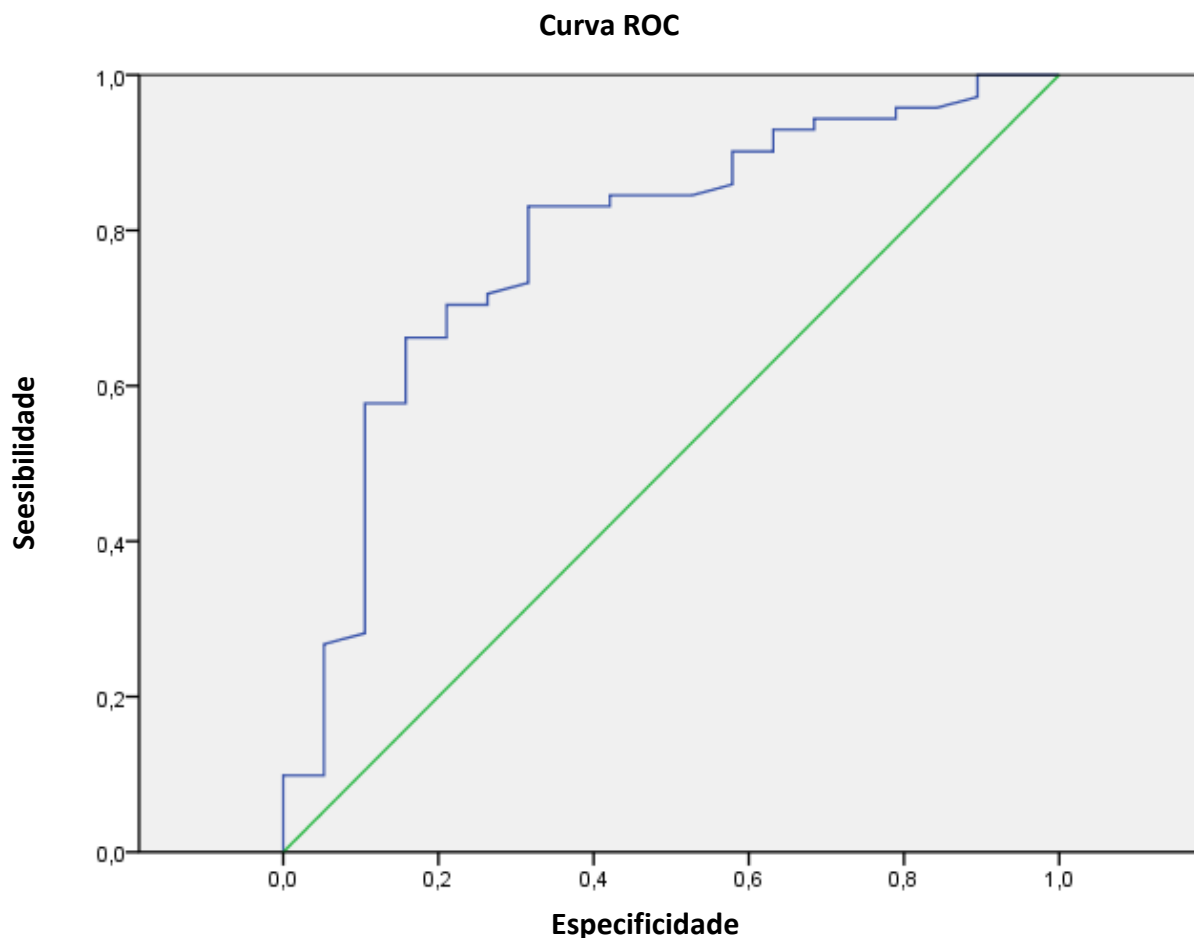


Figura 13: curva ROC para o desempenho do valor total (0-1600) da escala CEEA para um ponto de corte de 12 segundos no teste TUG.

Deste modo, considerou-se o valor de 695 como o melhor ponto de corte da escala CEEA para elevado risco de queda, com uma sensibilidade de 71,8% e uma especificidade de 73,7% e o valor de 795 como o melhor ponto de corte da escala CEEA para mobilidade normal, com uma sensibilidade de 70,1% e uma especificidade de 72,2%.

## 5. Discussão

O teste TUG é frequentemente utilizado para avaliar a mobilidade funcional em idosos frágeis ambulatoriais na comunidade (Podsiadlo & Richardson, 1991), estando disponíveis pontos de corte para deficiência funcional, mobilidade normal e elevado risco de queda. Estes autores propuseram um ponto de corte de 30 segundos para predição de dependência funcional no idoso. Este valor, relativamente elevado, reflecte provavelmente a população estudada, que incluía indivíduos idosos com diversas patologias neurológicas (Podsiadlo & Richardson, 1991). Bischoff *et al.* (2003) confirmaram estes achados, mas sublinharam que mulheres entre os 65 e os 85 anos, ambulatoriais na comunidade e com mobilidade normal, deveriam realizar o teste TUG em 12 segundos ou menos (Bischoff *et al.*, 2003). No que diz respeito ao risco de queda, Shumway-Cook, Brauer and Wollacott (2000) demonstraram que idosos que realizavam o teste TUG em 13,5 segundos ou mais apresentavam elevado risco de queda (Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000).

Embora a mobilidade e o risco de queda estejam seguramente associados, os estudos que sustentam os pontos de corte de 12 e 13,5 segundos são diferentes. Assim, utilizou-se o ponto de corte de 13,5 segundos do teste TUG para a determinação do ponto de corte da escala CEEA para elevado risco de queda e o ponto de corte de 12 segundos do teste TUG para a determinação do ponto de corte da escala CEEA para mobilidade normal numa subpopulação de mulheres entre os 65 e os 85 anos de idade. Devido às diferenças substanciais entre as populações estudadas, o ponto de corte de 30 segundos não foi considerado. Uma vez que o valor total da escala CEEA é apresentado em múltiplos de 10, considerou-se o valor de 700 (em vez

de 695) como ponto de corte para elevado risco de queda e o valor de 800 (em vez de 795) como ponto de corte para mobilidade normal.

## **6. Conclusões**

Os pontos de corte das escalas de avaliação do equilíbrio podem ser úteis na identificação de idosos ambulatoriais na comunidade em elevado risco de queda ou com perda de mobilidade normal. Considerou-se o valor de 700 (valor total da Escala CEEA $\leq$ 700) como o melhor ponto de corte da Escala CEEA para elevado risco de queda, com uma sensibilidade de 71,8% e uma especificidade de 73,7% e o valor de 800 (valor total da Escala CEEA $\geq$ 800) como o melhor ponto de corte da Escala CEEA para mobilidade normal, com uma sensibilidade de 70,1% e uma especificidade de 72,2%. De referir, no entanto, que o desempenho da escala CEEA como preditor das classificações de elevado risco de queda e de mobilidade reduzida em mulheres se refere à população analisada, pelo que o seu uso noutras populações deve ser cauteloso.

## XI - Avaliação e modificação do risco de queda em idosos com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada<sup>15</sup>

Este estudo teve lugar em duas fases consecutivas. Numa primeira fase foi avaliada uma população de 22 indivíduos, tendo os resultados desta avaliação sido publicados (Soares Branco, 2012). Posteriormente foram recrutados mais 28 indivíduos e realizada a avaliação duma população final de 50 indivíduos.

### 1. População e métodos

Indivíduos referenciados ao Sector de Posturografia Dinâmica Computorizada do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral, cumprindo os critérios de inclusão e exclusão definidos (quadro 12).

<b>Crítérios de inclusão</b>	<b>Crítérios de exclusão</b>
Idade $\geq$ 65 anos. Alterações do equilíbrio por critérios subjectivos. Capacidade de realizar o teste "Timed Up & Go". Capacidade de responder à escala CEEA. Capacidade de realizar os testes de PDC.	Recusa em colaborar no estudo. Uso concomitante de mais de quatro fármacos ou modificação da terapêutica farmacológica durante o período de avaliação. Introdução de tratamentos de reabilitação (para além do tratamento com recurso à PDC) durante o período de avaliação. Doentes em cadeira de rodas. Doentes com patologia susceptível de interferir de forma severa no equilíbrio e movimento, designadamente neurológica ou otorrinolaringológica. Doentes com patologia cardíaca instável ou descompensada.

Quadro 12: critérios de inclusão e de exclusão.

<sup>15</sup> A realização deste estudo obteve o parecer positivo da Comissão de Ética e a consequente autorização do Conselho de Administração do Hospital de Curry Cabral.

Todos os indivíduos avaliados assinaram um termo de consentimento informado, sendo salvaguardado o seu direito de recusa, quer inicial quer em qualquer momento do estudo<sup>16</sup>. Todos os indivíduos incluídos foram sujeitos a uma avaliação inicial, um programa de tratamento e uma avaliação final.

Foi avaliada uma população inicial de 22 indivíduos, 90,9% dos quais do sexo feminino, com idade média de 72 anos e idades mediana, mínima e máxima de 71, 66 e 82 anos, respectivamente. Destes indivíduos, 54,5% apresentavam antecedentes de, pelo menos, uma queda nos últimos 6 meses e 27,3% usavam auxiliar de marcha. Os resultados obtidos a partir desta população foram sujeitos a análise estatística. A população inicial foi posteriormente ampliada, através da inclusão, segundo os mesmos critérios, de mais 28 indivíduos (quadro 13). Foi deste modo constituída uma população final de 50 indivíduos, 96% dos quais do sexo feminino, com idade média de 73,9 anos e idades mediana, mínima e máxima de 73,5, 65 e 85 anos, respectivamente. Nesta população, 14% dos indivíduos usavam auxiliar de marcha e 70% apresentavam antecedentes de, pelo menos, uma queda nos últimos 6 meses. Entre as duas avaliações ocorreram quedas em 2 indivíduos, ambos do sexo feminino e com antecedentes de queda.

		População inicial (n=22)		População final (n=50)	
		♀	♂	♀	♂
		20 (90,9%)	2 (9,1%)	48 (96%)	2 (4%)
Idade	Média	72		73,9	
	Mediana	71		73,5	
	Mínima	66		65	
	Máxima	82		85	
	Desvio-padrão	4,7		5,23	
Uso de auxiliar de marcha		6 (27,3%)		7 (14%)	
Antecedentes de queda		12 (54,5%)		35 (70%)	
Quedas durante o estudo		0 (0%)		2 (5,7%)	

Quadro 13: características da população inicial e final.

<sup>16</sup> Este termo de consentimento informado é apresentado em anexo (Anexo VI).

## **2. Avaliação inicial**

A avaliação inicial incluiu:

1. Verificação dos critérios de inclusão e exclusão.
2. Avaliação clínica, incluindo antecedentes de queda.
3. Teste TUG.
4. Escala CEEA.
5. Avaliação em PDC.

## **3. Avaliação em Posturografia Dinâmica Computorizada**

Recorrendo ao sistema Neurocom® Balance Master®, já descrito, todos os indivíduos avaliados foram sujeitos a testes de avaliação de disfunção sensorial (*modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance* ou “teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio”), de deficiência motora (*Limits of Stability*, ou “limites de estabilidade” e *Weight Bearing/Squat*, ou “distribuição bipodal de carga”) e de limitação funcional (*Sit to Stand*, ou “transferência sedestação/ortostatismo” e *Walk Across*, ou “marcha na plataforma”). Um resumo destes testes, suas componentes, subcomponentes, unidades de medida e objectivos da avaliação é apresentado no quadro 14.

Teste	Componentes	Subcomponentes	Unidade de medida	Objectivo da avaliação
<i>modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance</i>	<i>Firm-Eyes Open</i>	-	°/s	Disfunção sensorial
	<i>Firm-Eyes Closed</i>			
	<i>Foam-Eyes Open</i>			
	<i>Foam-Eyes Closed</i>			
	<i>mCTSIB – Composite</i>			
<i>Limits of Stability</i>	<i>Reaction Time</i>	<i>Forward, Back, Right, Left, Composite</i>	s	Deficiência motora
	<i>Movement Velocity</i>		°/s	
	<i>Endpoint</i>		% limite de estabilidade	
	<i>Maximum Excursion</i>		% movimento na direcção pretendida	
	<i>Directional Control</i>			
<i>Weight Bearing/Squat</i>	<i>Weight Bearing/Squat 0 degrees</i>	-	% peso corporal	Deficiência motora
	<i>Weight Bearing/Squat 30 degrees</i>			
	<i>Weight Bearing/Squat 60 degrees</i>			
	<i>Weight Bearing/Squat 90 degrees</i>			
<i>Sit to Stand</i>	<i>Weight Transfer</i>	-	s	Limitação funcional
	<i>Body Weight Rising Index</i>		% peso corporal	
	<i>Center of Gravity Sway Velocity</i>		°/s	
	<i>Left/Right Weight Symmetry</i>		%	
<i>Walk Across</i>	<i>Step Width</i>	-	cm	Limitação funcional
	<i>Step Length</i>		cm	
	<i>Speed</i>		cm/s	
	<i>Step Length Symmetry</i>		% comprimento total do passo	

Quadro 14: testes de PDC, seus componentes, subcomponentes, unidades de medida e objectivos da avaliação.

#### 4. Programa de treino de equilíbrio

Após a avaliação inicial, todos os indivíduos cumpriram um programa de 10 sessões de treino, com intervalos entre sessões de 1 a 6 dias, segundo protocolo construído para o efeito e realizadas no mesmo sistema de PDC utilizado para a

avaliação. Este programa foi realizado com *biofeedback* visual, através da visualização dum ícone, móvel segundo os movimentos do CP, que deveria ser colocado dentro do alvo. Quando esta colocação era correcta, surgia no ecrã um sinal visual, sob a forma dum quadrado intermitente. Quando a colocação era incorrecta, esse sinal visual desaparecia. Cada sessão de treino teve uma duração de 8 minutos, constando de quatro exercícios (figura 14), realizados sempre na mesma sequência:

1. *Midline Stability* (“linha média: estabilidade”):

- Posição de partida: ortostatismo.
- Objectivo: manter o CP dentro do alvo.
- Alvo: colocado em posição neutra. Activo durante 2 minutos.
- Duração do exercício: 2 minutos.

2. *Center 3 Forward* (“centro para diante em 3 direcções”):

- Posição de partida: ortostatismo.
- Objectivo: deslocar o CP para dentro do alvo; manter essa posição; retornar à posição inicial.
- Alvos: colocados a uma distância de 45% do limite de estabilidade do indivíduo; activos sequencialmente durante 15 segundos (para diante/esquerda, para diante e para diante/direita).
- Duração do exercício: 2 minutos.

3. *Forward: Left/Right* (“para diante: esquerda/direita”):

- Posição de partida: ortostatismo, no alvo colocado adiante e à esquerda.

- Objectivo: deslocar o CP para dentro do alvo colocado adiante e à direita; retornar à posição inicial.
- Alvos: colocados a uma distância de 45% do limite de estabilidade do indivíduo; activos sequencialmente durante 15 segundos (para diante/direita e para diante/esquerda).
- Duração do exercício: 2 minutos.

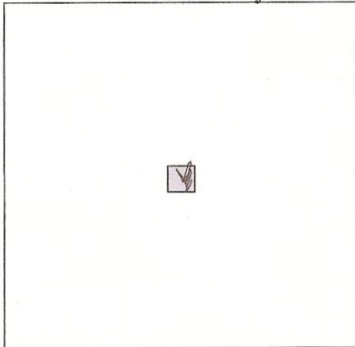
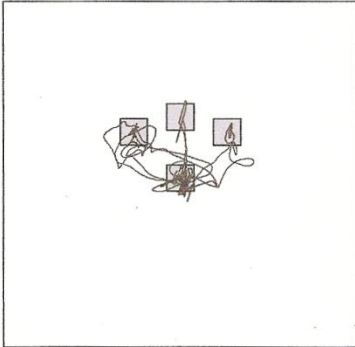
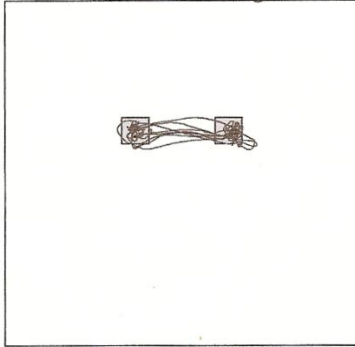
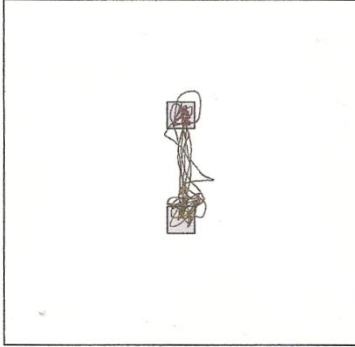
#### 4. *Midline: Forward/Backward* (“linha média: para diante/para trás”)

- Posição de partida: ortostatismo, no alvo colocado adiante.
- Objectivo: deslocar o CP para dentro do alvo colocado atrás; retornar à posição inicial.
- Alvos: colocados a uma distância de 45% do limite de estabilidade do indivíduo; activos sequencialmente durante 15 segundos (para diante e para trás).
- Duração do exercício: 2 minutos.

Hospital de Curry Cabral  
S. de M.F.R. (Directora: Dra. Eugenia Veiga)  
Posturografia Computorizada

**Name:** \_\_\_\_\_ **Diagnosis:** Alt. Equilibrio **File:** FD595.DRX  
**ID:** \_\_\_\_\_ **Operator:** Soares Branco, Pedro **Date:** 2011/11/02  
**Date of Birth:** 1931/1/16 **Referral Source:** Not Specified **Time:** 11:15:02  
**Height:** 156 cm **Comments:** \_\_\_\_\_

**SEQUENCE TRAINING REPORT (Forward Weight Shifting: Level 1)**

<p style="text-align: center;"><b>Midline Stability</b></p> <div style="border: 1px solid black; width: 100%; height: 100%; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">  </div> <p><b>Compliance:</b> 95%  <b>Pacing:</b> N/A  <b>Duration:</b> 2 min 00 sec  <b>LOS:</b> N/A  <b>Support:</b> N/A  <b>Surround:</b> N/A</p>	<p style="text-align: center;"><b>Center 3 Forward</b></p> <div style="border: 1px solid black; width: 100%; height: 100%; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">  </div> <p><b>Compliance:</b> 100%  <b>Pacing:</b> 15 sec  <b>Duration:</b> 2 min 00 sec  <b>LOS:</b> 45%  <b>Support:</b> N/A  <b>Surround:</b> N/A</p>
<p style="text-align: center;"><b>Forward: Left/Right</b></p> <div style="border: 1px solid black; width: 100%; height: 100%; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">  </div> <p><b>Compliance:</b> 100%  <b>Pacing:</b> 15 sec  <b>Duration:</b> 2 min 00 sec  <b>LOS:</b> 45%  <b>Support:</b> N/A  <b>Surround:</b> N/A</p>	<p style="text-align: center;"><b>Midline: Fwd/Bwd</b></p> <div style="border: 1px solid black; width: 100%; height: 100%; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">  </div> <p><b>Compliance:</b> 100%  <b>Pacing:</b> 15 sec  <b>Duration:</b> 2 min 00 sec  <b>LOS:</b> 45%  <b>Support:</b> N/A  <b>Surround:</b> N/A</p>

NeuroCom System Version 8.2.0, Copyright ©1989–2004 NeuroCom® International Inc. All Rights Reserved.

Figura 14: programa de treino, ilustrando o desempenho nos exercícios de *Midline Stability* (“linha média: estabilidade”), *Center 3 Forward* (“centro para diante em 3 direcções”), *Forward: Left/Right* (“para diante: esquerda/direita) e *Midline: Forward/Backward* (“linha média: para diante/para trás”).

## **5. Avaliação final**

Todos os indivíduos foram reavaliados 7 a 14 dias após o final do programa de tratamento. A reavaliação incluiu:

1. Avaliação clínica, incluindo novos episódios de queda.
2. Teste TUG.
3. Escala CEEA.
4. Avaliação em PDC, com repetição dos testes efectuados na avaliação inicial.

## **6. Arquivo e tratamento de resultados**

Para arquivo dos resultados foi criada uma folha de cálculo, com recurso ao programa informático Microsoft Office Excel 97-2003, sendo os dados posteriormente analisados com recurso ao programa informático SPSS v15. A descrição de variáveis contínuas foi feita através da apresentação do número de observações válidas, dos valores mínimo, mediano, médio e máximo, bem como do respectivo desvio-padrão. No caso das variáveis de tipo categórico foram calculadas as respectivas frequências absolutas e relativas.

Os valores registados em cada avaliação foram comparados através do cálculo da respectiva evolução em termos absolutos (calculada como a diferença entre o valor observado na segunda avaliação e o registado na avaliação inicial), bem como da respectiva variação relativa (calculada como o quociente entre a variação em termos absolutos e o valor observado na avaliação inicial).

Foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para testar a normalidade dos valores de cada variável em cada avaliação. Face à não-normalidade da quase totalidade dos valores, a comparação de resultados numéricos respeitantes a duas avaliações dos mesmos indivíduos foi realizada com o teste de Wilcoxon. A hipótese nula testada, de que a mediana das diferenças entre os pares de valores é igual a zero, foi rejeitada se  $p < 0,05$  para um nível de significância de 95%. Uma vez que foi aplicado um teste não-paramétrico, a sua caracterização foi realizada através de gráficos de “caixa-e-bigodes”.

Para investigar a existência de evoluções significativas em variáveis categóricas empregou-se o teste de McNemar, que testa a homogeneidade das margens de uma tabela de contingência com duas linhas e duas colunas. Para um nível de significância de 95%, rejeitou-se a ausência de evolução quando  $p < 0,05$ .

## **7. Resultados da população inicial**

Procedeu-se, nesta população, à avaliação da evolução dos seguintes resultados:

1. Teste TUG.
2. Escala CEEA.
  - 2.1. Total.
  - 2.2. Questões individuais.
3. PDC:
  - 3.1. Teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio.
  - 3.2. Teste dos limites de estabilidade.
  - 3.3. Teste de distribuição bipodal de carga.

3.4. Teste de transferência sedestação/ortostatismo.

3.5. Teste de marcha na plataforma.

## 8. Teste TUG

No teste TUG, verificou-se a existência de evoluções significativas entre avaliações, com valores mais baixos na segunda avaliação, ocorrendo uma redução mediana de 2,1 segundos (quadro 15; figura 15).

Teste TUG				
	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	22	22		
Mínima	10,2	8,1	-9,0	-35,8
Mediana	14,8	13,1	-2,1	-13,0
Média	15,9	13,8	-2,0	-12,0
Máxima	25,5	24,3	3,2	15,4
Desvio-padrão	4,1	3,9	2,8	13,9
Teste de Wilcoxon	$p=0,002$			

Quadro 15: evolução dos resultados do teste TUG.

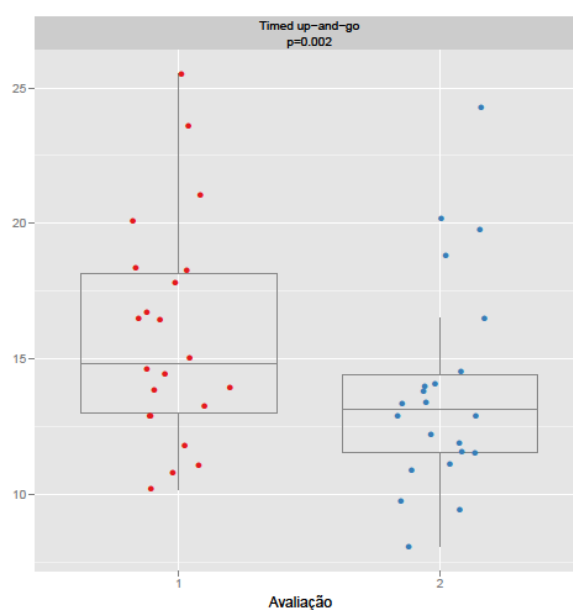


Figura 15: evolução dos resultados do teste TUG.

## 9. Escala CEEA

Na escala CEEA, verificaram-se variações muito significativas na pontuação total, com um aumento de 37,7% em termos medianos (quadro 16; figura 16). Esta evolução ocorreu também na pontuação individual de cada questão, com variações significativas em todas elas. Quando analisados os conjuntos de questões da escala CEEA mais relacionadas com o ambiente doméstico (questões 1 e 3 a 7) e com o ambiente exterior (questões 2 e 8 a 16), observou-se uma variação muito significativa em ambos os casos. A soma dos valores relativos às questões sobre ambiente doméstico subiu em média 55 (68,9%), sendo que nas questões sobre ambiente exterior a subida foi de 70 (95,3%) em média (figura 17).

	Escala CEEA (total)			
	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	22	22		
Mínima	190,0	230,0	-140,0	-14,6
Mediana	490,0	790,0	245,0	37,7
Média	543,2	780,9	237,7	60,2
Máxima	1110,0	1330,0	840,0	188,9
Desvio-padrão	267,0	288,8	214,4	62,7
Teste de Wilcoxon	p<0,001			

Quadro 16: evolução dos valores da pontuação total da escala CEEA.

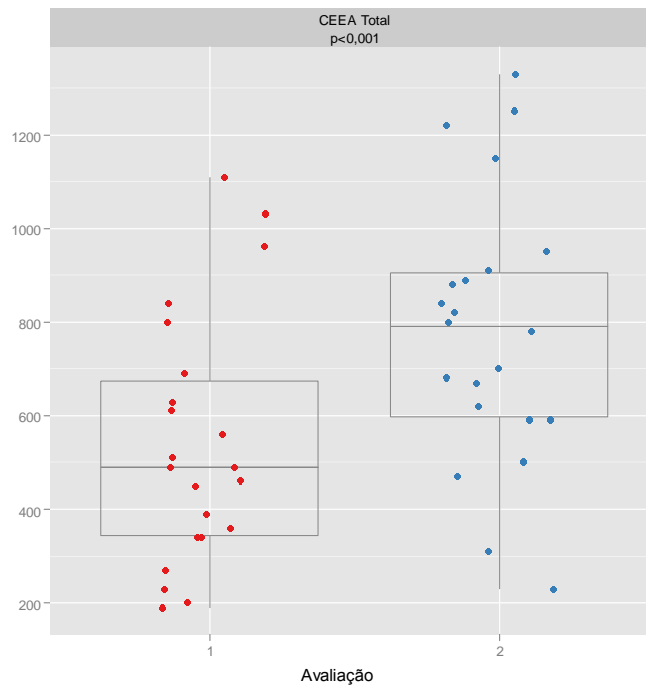


Figura 16: evolução dos valores da pontuação total da escala CEEA.

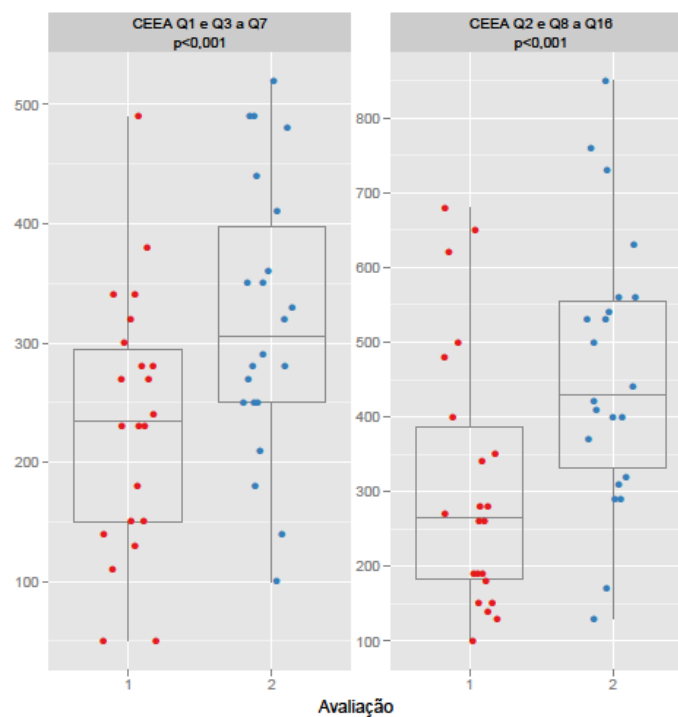


Figura 17: evolução dos conjuntos de questões da escala CEEA relacionadas com o ambiente doméstico (questões 1 e 3 a 7) e com o ambiente exterior (questões 2 e 8 a 16).

## 10. Posturografia Dinâmica Computorizada

### 10.1. Teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio

No teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio, a comparação dos valores da componente composta em cada uma das avaliações revelou a existência de variações significativas, com uma diminuição do valor mediano obtido de 14,3% (quadro 17; figura 18). Na análise das componentes individuais do teste, apenas se observaram evoluções significativas na componente “olhos abertos, superfície instável”, com variações médias de 8,5% (quadros 18 a 21).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	21	22		
Mínima	0,6	0,4	-1,4	-47,1
Mediana	1,0	0,9	-0,2	-14,3
Média	1,3	1,2	-0,2	-7,3
Máxima	3,3	2,1	1,0	111,1
Desvio-padrão	0,7	0,6	0,5	36,3
Teste de Wilcoxon	p=0,036			

Quadro 17: evolução dos valores da componente composta do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

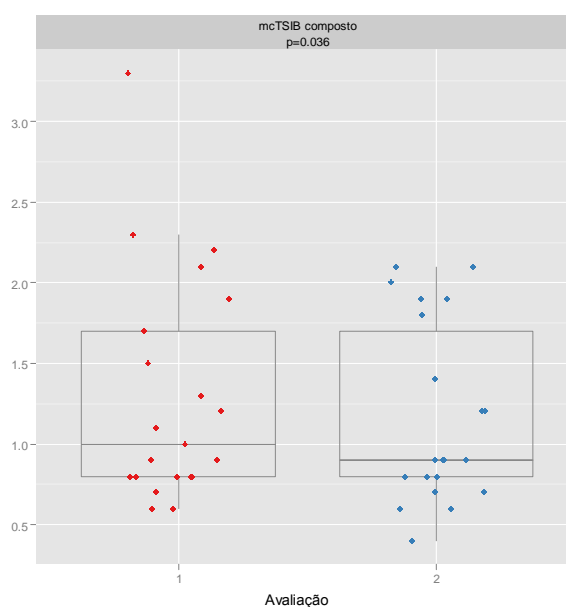


Figura 18: evolução dos valores da componente composta do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22		
Mínima	0,1	0,1	-0,7	-66,7
Mediana	0,2	0,2	0,0	0,0
Média	0,3	0,2	0,0	3,8
Máxima	1,1	0,6	0,2	200,0
Desvio-padrão	0,2	0,1	0,2	64,9
Teste de Wilcoxon	p=0,221			

Quadro 18: evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície estável” do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22		
Mínima	0,0	0,0	-2,4	-100,0
Mediana	0,3	0,2	-0,1	-29,2
Média	0,5	0,3	-0,2	Inf
Máxima	3,4	1,2	0,3	Inf
Desvio-padrão	0,7	0,3	0,6	
Teste de Wilcoxon	p=0,085			

Quadro 19: evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície estável” do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	21	22		
Mínima	0,7	0,6	-4,6	-76,7
Mediana	1,2	1,0	-0,1	-10,5
Média	1,5	1,2	-0,3	-8,5
Máxima	6,0	1,9	0,3	30,0
Desvio-padrão	1,1	0,4	1,0	23,9
Teste de Wilcoxon	p=0,048			

Quadro 20: evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície instável” do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	21	22		
Mínima	1,1	0,9	-2,7	-57,5
Mediana	2,7	2,0	-0,2	-17,9
Média	3,1	2,9	-0,3	-0,4
Máxima	6,0	6,0	4,4	275,0
Desvio-padrão	1,7	1,9	1,6	69,9
Teste de Wilcoxon	p=0,130			

Quadro 21: evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície instável” do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

## 10.2. Teste dos limites de estabilidade

No teste dos limites de estabilidade, apenas 27,3% dos indivíduos conseguiram completar a avaliação inicial da subcomponente composta da componente “tempo de reacção”, sendo que todos o conseguiram na reavaliação. Na subcomponente composta da componente “velocidade de movimento”, foram observadas evoluções muito significativas, com melhorias médias de cerca de 160%, variando entre um mínimo de 23% e um máximo de 350%. Nas subcomponentes compostas das componentes “ponto de terminação” e “ponto de excursão máxima”, os indivíduos analisados evoluíram também de forma muito significativa. Na subcomponente composta da componente “controlo direccional”, apenas 27,3% dos indivíduos conseguiram completar a prova na primeira avaliação, sendo que todos o conseguiram fazer na segunda avaliação (quadros 22 a 26; figuras 19 a 23).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	6	22	6	6
Mínima	0,7	0,7	-0,4	-32,2
Mediana	1,2	1,0	-0,2	-15,9
Média	1,2	1,0	-0,2	-14,4
Máxima	1,5	1,3	0,1	5,5
Desvio-padrão	0,3	0,2	0,2	15,7
Teste de Wilcoxon	p=0,106			

Quadro 22: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	0,6	2,0	0,6	22,9
Mediana	1,2	3,1	1,9	137,3
Média	1,4	3,2	1,8	159,3
Máxima	3,5	5,3	3,4	350,0
Desvio-padrão	0,8	0,9	0,8	97,4
Teste de Wilcoxon	$p < 0,001$			

Quadro 23: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	9,0	42,0	8,0	12,7
Mediana	29,5	56,0	24,5	81,0
Média	30,6	58,2	27,6	125,5
Máxima	63,0	88,0	55,0	611,1
Desvio-padrão	13,0	12,1	12,5	128,4
Teste de Wilcoxon	$p < 0,001$			

Quadro 24: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
N	22	22	22	22
Mínima	13,0	53,0	6,0	7,0
Mediana	40,0	76,0	30,0	83,3
Média	41,6	76,1	34,5	110,1
Máxima	86,0	97,0	73,0	561,5
Desvio-padrão	15,8	12,7	14,7	112,4
Teste de Wilcoxon	$p < 0,001$			

Quadro 25: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
N	6	22	6	6
Mínima	47,0	57,0	-12,0	-17,4
Mediana	67,5	74,5	2,5	4,4
Média	66,2	72,0	6,5	14,3
Máxima	86,0	86,0	39,0	83,0
Desvio-padrão	12,8	8,1	17,7	35,6
Teste de Wilcoxon	$p = 0,688$			

Quadro 26: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “controlo direccional” do teste dos limites de estabilidade.

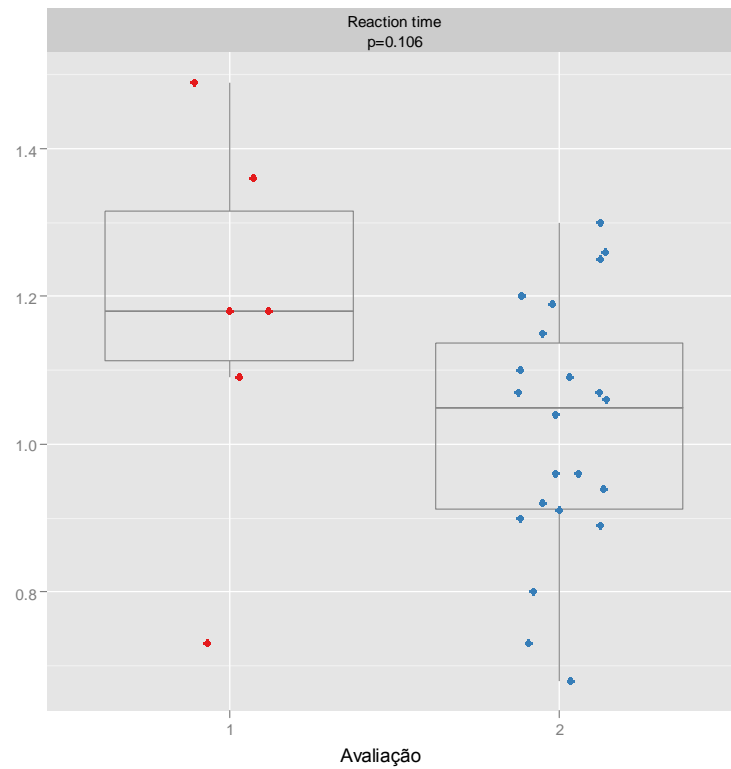


Figura 19: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade.

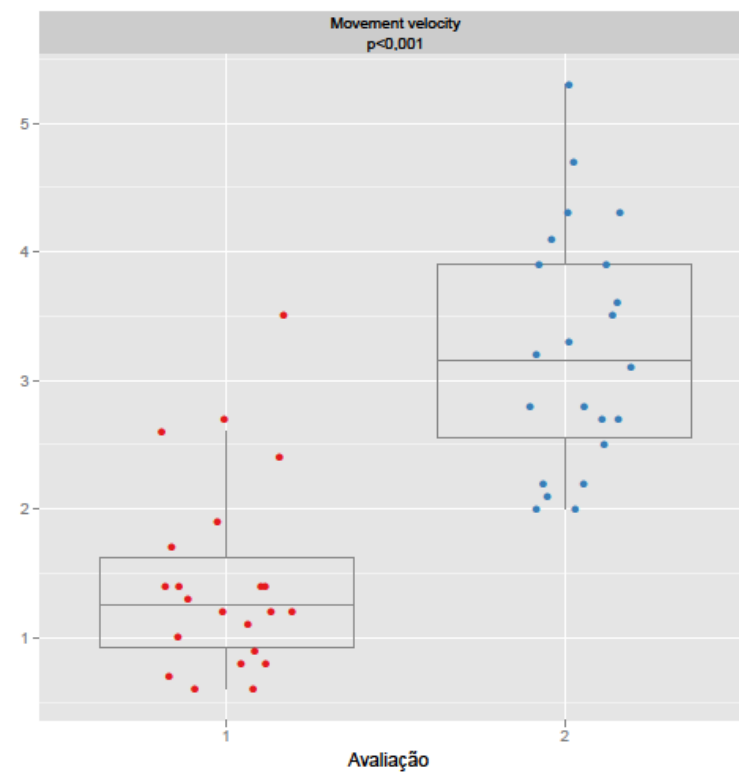


Figura 20: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade.

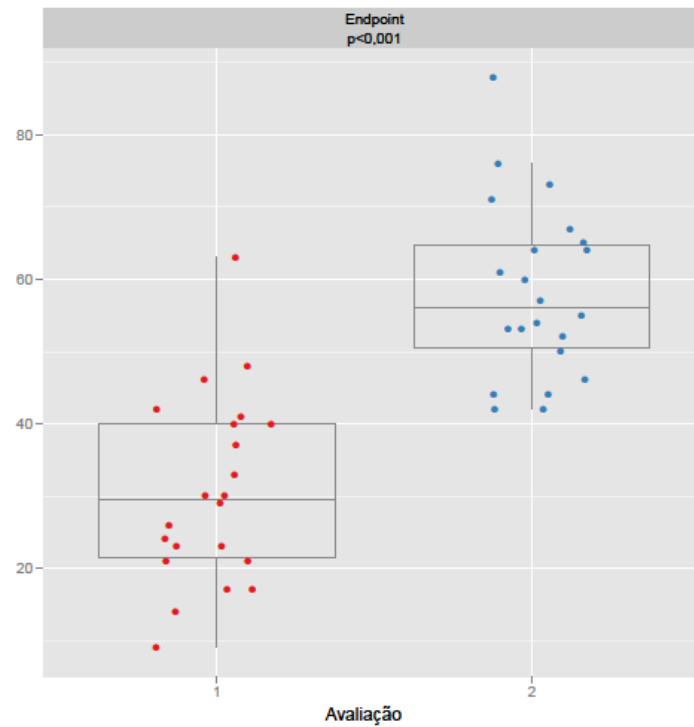


Figura 21: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade.

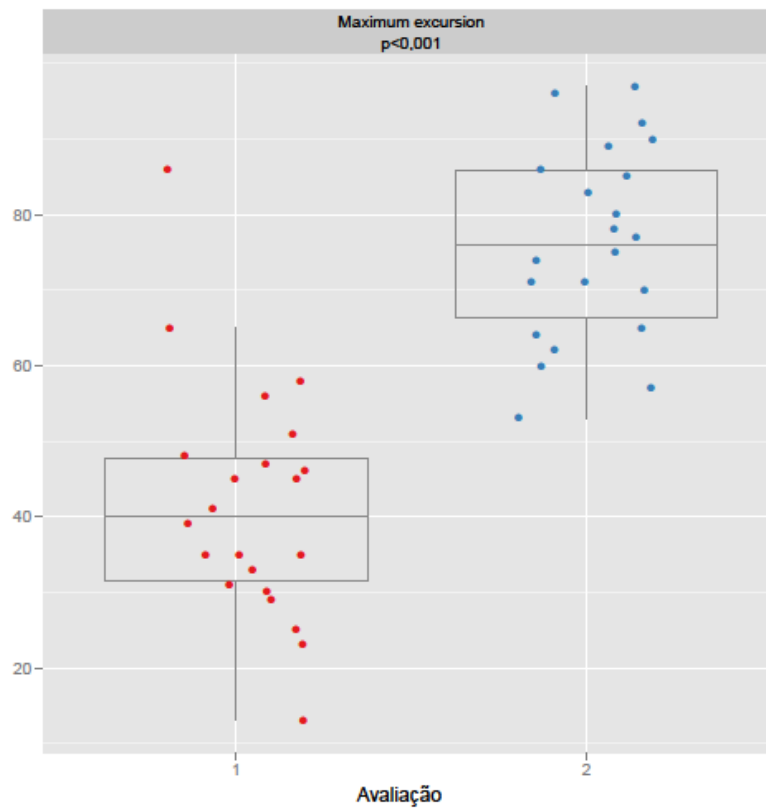


Figura 22: evolução dos valores da subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade.



	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	37,0	36,0	-9,0	-16,4
Mediana	53,0	53,5	-0,5	-0,9
Média	52,5	52,8	0,3	1,3
Máxima	63,0	61,0	10,0	20,0
Desvio-padrão	5,7	5,2	5,9	11,2
Teste de Wilcoxon	p=0,848			

Quadro 27: evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em extensão” do teste de distribuição bipodal de carga.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	36,0	45,0	-15,0	-25,0
Mediana	53,5	54,5	-1,0	-1,6
Média	53,8	55,0	1,2	3,9
Máxima	63,0	63,0	19,0	52,8
Desvio-padrão	6,8	5,3	8,0	17,2
Teste de Wilcoxon	p=0,654			

Quadro 28: evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 30 graus” do teste de distribuição bipodal de carga.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	17	22	17	17
Mínima	38,0	48,0	-8,0	-13,3
Mediana	55,0	53,0	-5,0	-7,7
Média	54,9	53,5	-1,2	-0,8
Máxima	66,0	63,0	13,0	34,2
Desvio-padrão	7,1	4,4	7,0	14,5
Teste de Wilcoxon	p=0,757			

Quadro 29: evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 60 graus” do teste de distribuição bipodal de carga.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	15	16	14	14
Mínima	46,0	45,0	-10,0	-17,9
Mediana	55,0	52,0	-4,5	-8,4
Média	54,9	53,1	-2,3	-3,8
Máxima	66,0	66,0	15,0	29,4
Desvio-padrão	5,4	6,7	6,6	12,3
Teste de Wilcoxon	p=0,115			

Quadro 30: evolução da componente “distribuição bipodal de carga com os joelhos em flexão a 90 graus” do teste de distribuição bipodal de carga.

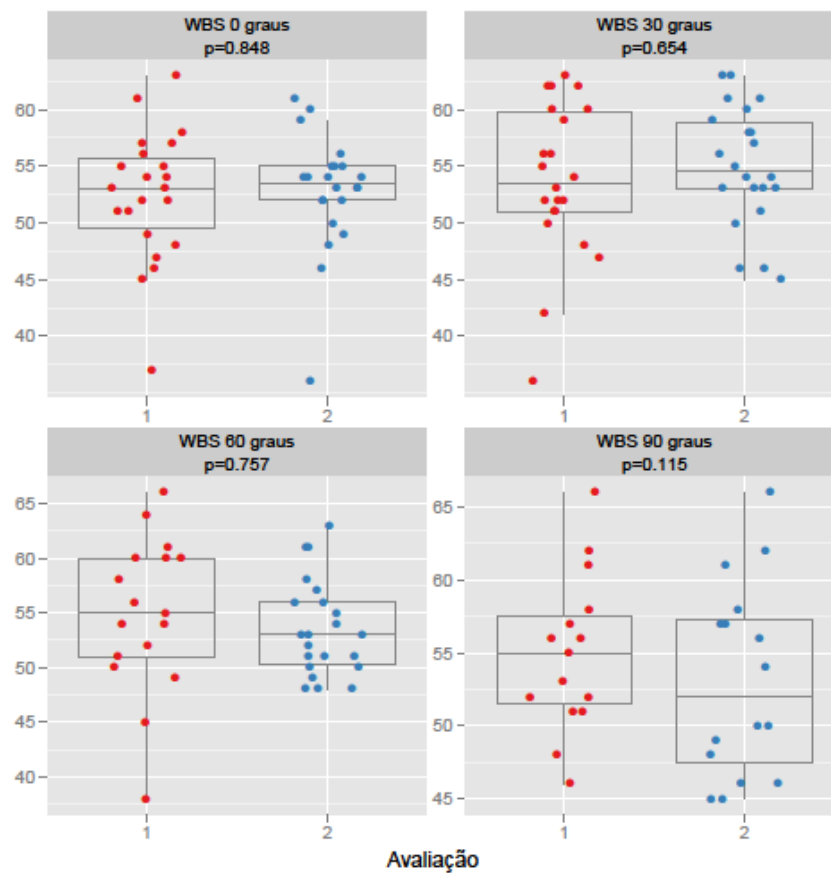


Figura 24: evolução dos resultados do teste de distribuição bipodal de carga. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: componentes “joelhos em extensão”, “joelhos em flexão a 30 graus”, “joelhos em flexão a 60 graus” e “joelhos em flexão a 90 graus”.

#### 10.4. Teste de transferência sedestação/ortostatismo

No teste de transferência sedestação/ortostatismo, verificou-se um decréscimo de tempo significativo entre a primeira e a segunda avaliação na componente “transferência de peso”, não se verificando diferenças nas restantes componentes (quadros 31 a 34; figura 25).

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	0,2	0,2	-2,6	-94,3
Mediana	1,0	0,6	-0,2	-23,3
Média	1,1	0,7	-0,4	-17,4
Máxima	3,4	3,0	0,4	159,3
Desvio-padrão	0,8	0,6	0,7	58,1
Teste de Wilcoxon	p=0,008			

Quadro 31: evolução da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	5,0	5,0	-14,0	-58,3
Mediana	10,5	11,0	1,0	8,7
Média	11,7	13,1	1,4	28,3
Máxima	27,0	27,0	16,0	320,0
Desvio-padrão	5,4	5,9	6,5	82,6
Teste de Wilcoxon	p=0,340			

Quadro 32: evolução da componente “índice de elevação da massa corporal” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	1,7	1,2	-3,5	-58,3
Mediana	3,4	3,0	-0,1	-3,8
Média	3,3	3,3	0,0	5,5
Máxima	6,0	7,8	4,1	129,4
Desvio-padrão	1,0	1,5	1,6	50,3
Teste de Wilcoxon	p=0,768			

Quadro 33: evolução da componente “velocidade de oscilação do centro de pressão” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	0,0	0,0	-20,0	-100,0
Mediana	6,5	10,5	3,5	53,1
Média	8,9	11,1	2,2	
Máxima	30,0	26,0	24,0	
Desvio-padrão	7,4	6,7	10,7	
Teste de Wilcoxon	p=0,389			

Quadro 34: evolução da componente “simetria” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

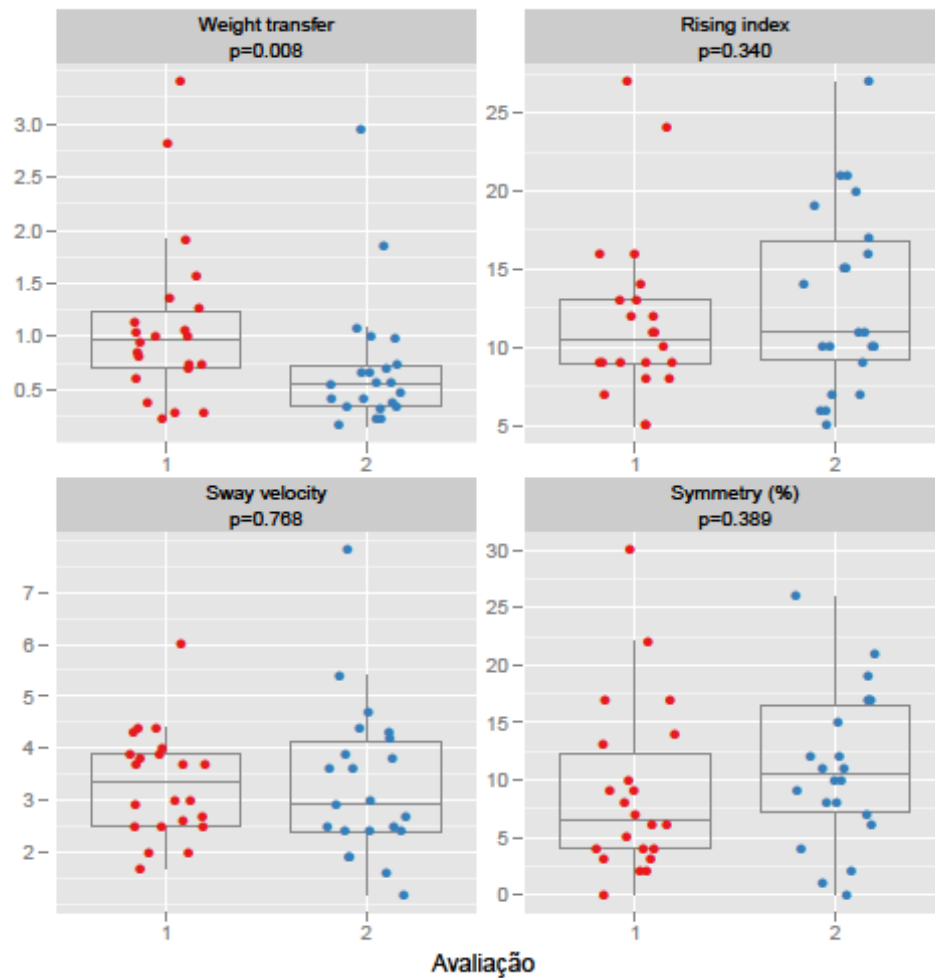


Figura 25: evolução dos resultados do teste de transferência sedestação/ortostatismo. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: componentes “transferência de peso”, “índice de elevação da massa corporal”, “velocidade de oscilação do centro de pressão” e “simetria”.

### 10.5. Teste de marcha na plataforma

No teste de marcha na plataforma foram registadas evoluções significativas nas componentes “comprimento do passo” e “velocidade” (quadros 35 a 38; figura 26).

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	10,9	9,2	-5,5	-31,6
Mediana	17,0	15,5	-0,6	-4,2
Média	16,5	15,8	-0,7	-3,4
Máxima	20,5	19,8	3,7	29,4
Desvio-padrão	2,5	2,8	2,5	16,2
Teste de Wilcoxon	p=0,200			

Quadro 35: evolução da componente “largura do passo” do teste de marcha na plataforma.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	18,8	24,0	-29,8	-41,0
Mediana	38,6	42,1	5,2	16,1
Média	39,5	42,9	3,4	15,9
Máxima	72,6	60,5	73,3	18,9
Desvio-padrão	14,8	10,1	11,2	26,8
Teste de Wilcoxon	p=0,033			

Quadro 36: evolução da componente “comprimento do passo” do teste de marcha na plataforma.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	26,3	31,4	-38,1	-43,2
Mediana	47,9	54,0	7,2	14,3
Média	48,7	54,4	5,7	15,8
Máxima	88,2	82,6	27,1	79,5
Desvio-padrão	15,1	13,9	13,1	25,6
Teste de Wilcoxon	p=0,011			

Quadro 37: evolução da componente “velocidade” do teste de marcha na plataforma.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
n	22	22	22	22
Mínima	1,0	2,0	-31,0	-89,5
Mediana	12,0	11,0	-3,5	-33,3
Média	14,4	12,8	-1,5	97,9
Máxima	44,0	40,0	18,0	1200,0
Desvio-padrão	10,6	9,2	12,1	321,7
Teste de Wilcoxon	p=0,516			

Quadro 38: evolução da componente “simetria do comprimento do passo” do teste de marcha na plataforma.

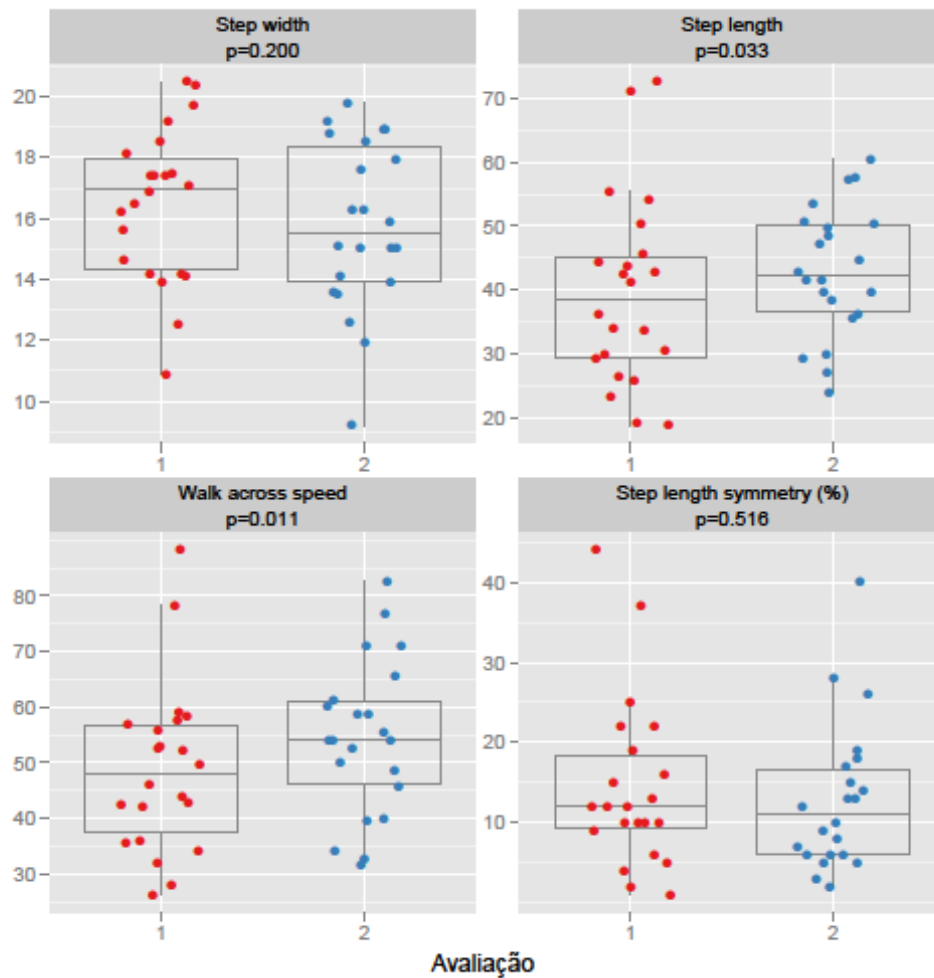


Figura 26: evolução dos resultados teste de marcha na plataforma. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: componentes “largura do passo”, “comprimento do passo”, “velocidade” e “simetria do comprimento do passo”.

## 11. Resultados da população final

Procedeu-se, nesta população, à avaliação da evolução dum conjunto de resultados mais amplo do que o da população inicial (quadro 39).

População inicial (n=22)	População final (n=50)
<b>Teste TUG</b>	
Evolução do resultado	Evolução do resultado Evolução do risco de queda Evolução da mobilidade
<b>Escala CEEA</b>	
Evolução da pontuação total Evolução da pontuação das questões individuais Evolução da pontuação das questões relacionadas com o ambiente doméstico e com o ambiente exterior	Evolução da pontuação total Evolução da pontuação das questões individuais  Evolução do risco de queda Evolução da mobilidade
<b>Teste TUG e Escala CEEA</b>	
	Reavaliação dos melhores pontos de corte da Escala CEEA tomando por referência os pontos de corte do teste TUG para elevado risco de queda e para mobilidade reduzida em mulheres
<b>PDC - Teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio</b>	
Evolução dos resultados	Evolução dos resultados Evolução do resultado normal da componente composta do teste
<b>PDC - Teste dos limites de estabilidade</b>	
Evolução dos resultados	Evolução dos resultados Evolução da capacidade de completar a componente “tempo de reacção” do teste Evolução da capacidade de completar a componente “controlo direccional” do teste
<b>PDC - Teste de distribuição bipodal de carga</b>	
Evolução dos resultados	Evolução dos resultados Evolução da capacidade de completar o teste
<b>PDC - Teste de transferência sedestação/ ortostatismo</b>	
Evolução dos resultados	Evolução dos resultados Evolução do resultado normal da componente “transferência de peso” do teste
<b>PDC - Teste de marcha na plataforma</b>	
Evolução dos resultados	Evolução dos resultados

Quadro 39: avaliação de resultados efectuada na população inicial e final.

## 12. Teste TUG

No teste TUG, verificou-se a existência de evoluções muito significativas entre avaliações, com valores mais baixos na segunda avaliação, ocorrendo uma redução do tempo médio e mediano de 2,04 e 1,70 segundos, respectivamente (quadro 40; figura 27).

Teste TUG				
	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	50	50		
Mínima	10,18	8,05	-9,02	-35,81
Mediana	15,30	13,59	-1,70	-12,42
Média	15,89	13,84	-2,04	-12,03
Máxima	25,52	24,29	3,24	15,39
Desvio-padrão	3,41	3,18	2,57	13,57
Teste de Wilcoxon	$p < 0,001$			

Quadro 40: evolução dos resultados do teste TUG.

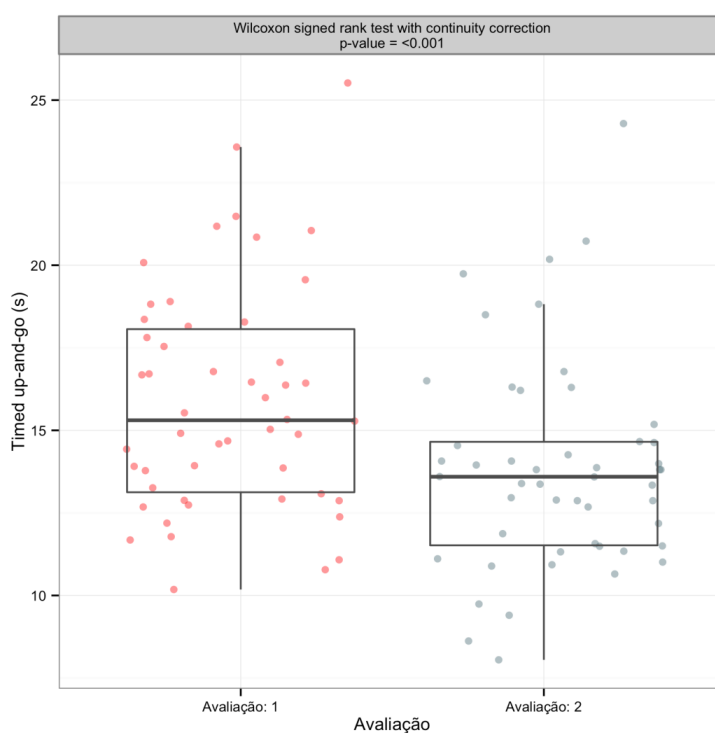


Figura 27: evolução dos resultados do teste TUG.

### 13. Risco de queda

Tomando como referência, para elevado risco de queda, um resultado do teste TUG $\geq$ 13,5 segundos, observou-se que dos 36 indivíduos que apresentavam esse resultado da prova TUG na primeira avaliação, apenas 24 o mantiveram na segunda avaliação. Deste modo, 12 indivíduos perderam a classificação de elevado risco de queda, contra apenas 2 que passaram a tê-la, embora não a tivessem no início (quadro 41). Esta evolução foi significativa ( $p=0,0162$ ).

		Depois		
		TUG<13,5	TUG $\geq$ 13,5	Total
Antes	TUG<13,5	12	2	14
	TUG $\geq$ 13,5	12	24	36
	Total	24	26	50
Teste de McNemar		$p=0,0162$		

Quadro 41: evolução do risco de queda, tomando como referência para elevado risco de queda um resultado do teste TUG $\geq$ 13,5.

### 14. Mobilidade

Tomando como referência, para mobilidade reduzida em mulheres, um resultado do teste TUG > 12 segundos, observou-se que 9 indivíduos perderam essa classificação na segunda avaliação, com todos os restantes a manterem a classificação da avaliação inicial (quadro 42). Esta evolução foi significativa ( $p=0.0077$ ).

		Depois		
		TUG≤12	TUG>12	Total
Antes	TUG≤12	5	0	5
	TUG>12	9	34	43
	Total	14	34	48
Teste de McNemar		p=0,0077		

Quadro 42: evolução da mobilidade em mulheres, tomando como referência um resultado do teste TUG>12 segundos para mobilidade reduzida.

## 15. Escala CEEA

### 15.1. Evolução da pontuação total da escala CEEA

Os 50 indivíduos avaliados obtiveram pontuações totais na escala CEEA entre os 130 e os 1160 na primeira avaliação, com um valor médio de 540,6. Após o tratamento, observou-se um valor mínimo obtido de entre todos os doentes de 230 e um máximo de 1450, com um valor médio de 773,8. As evoluções verificadas foram muito significativas, com uma subida média de 73% e mediana de 38.2% (quadro 43).

	Escala CEEA (total)			
	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	50	50		
Mínima	130,00	230,00	-140,00	-14,58
Mediana	490,00	750,00	195,00	38,19
Média	540,60	773,80	233,20	73,00
Máxima	1160,00	1450,00	1000,00	769,23
Desvio-padrão	276,79	299,85	230,43	127,26
Teste de Wilcoxon	p<0,001			

Quadro 43: evolução dos valores da pontuação total da escala CEEA.

## 15.2. Evolução da pontuação das questões individuais da escala CEEA

Registaram-se evoluções significativas na pontuação de todas as questões individuais da escala CEEA, com as maiores subidas a ocorrerem nas questões 5, 8 e 10 e as menores nas questões 2, 4 e 15 (figura 28).

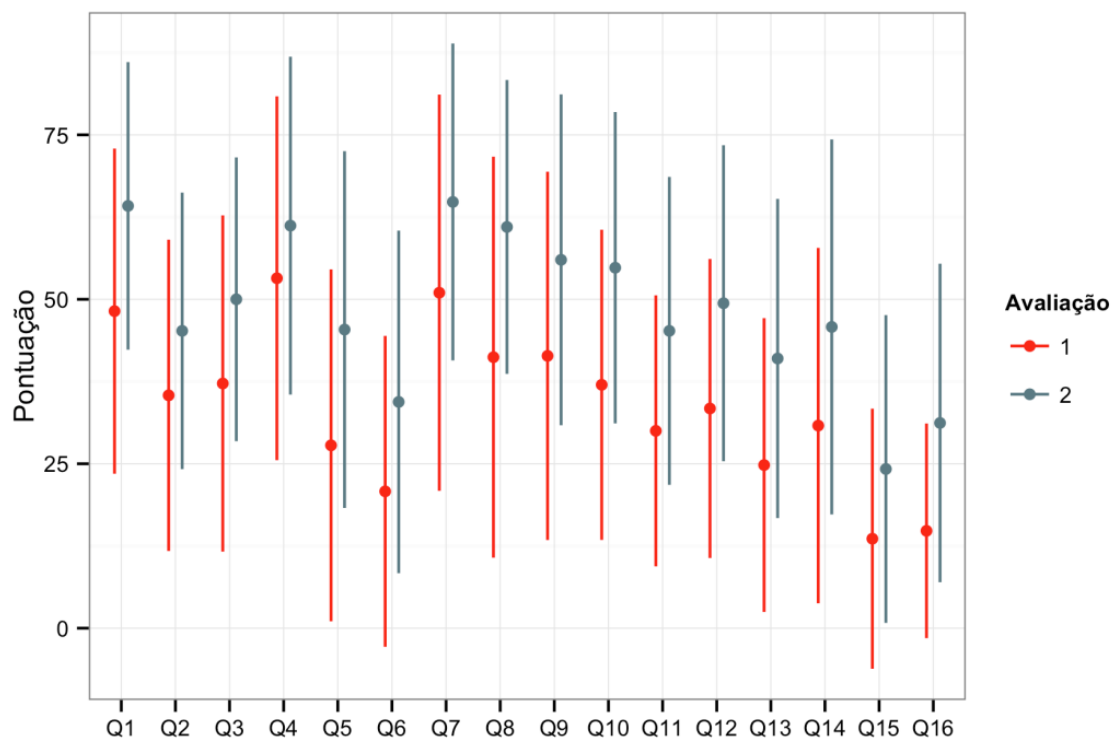


Figura 28: evolução da pontuação das questões individuais da escala CEEA.

## 16. Evolução do risco de queda

Tomando como referência uma pontuação total da escala CEEA  $\leq 700$  para elevado risco de queda, observou-se que 37 dos 50 indivíduos apresentavam elevado

risco de queda na avaliação inicial, com este número a baixar para 24 na avaliação final (quadro 44). Esta evolução foi significativa ( $p < 0.001$ ).

		Depois		
		CEEA $\leq$ 700	CEEA $>$ 700	Total
Antes	CEEA $\leq$ 700	24	13	37
	CEEA $>$ 700	0	13	13
	Total	24	26	50
Teste de McNemar		$p < 0,001$		

Quadro 44: evolução do risco de queda, tomando como referência uma pontuação total da escala CEEA $\leq$ 700 para elevado risco de queda.

### 17. Evolução da mobilidade

Tomando como referência uma pontuação da escala CEEA  $< 800$  para mobilidade reduzida em mulheres, observou-se que 39 dos indivíduos apresentavam mobilidade reduzida na avaliação inicial, contra 28 na avaliação final (quadro 45). Esta evolução foi significativa ( $p = 0.0055$ ).

		Depois		
		CEEA $<$ 800	CEEA $\geq$ 800	Total
Antes	CEEA $<$ 800	27	12	39
	CEEA $\geq$ 800	1	8	9
	Total	28	20	48
Teste de McNemar		$p = 0,0055$		

Quadro 45: evolução da mobilidade em mulheres, tomando como referência uma pontuação da escala CEEA $<$ 800 para mobilidade reduzida.

### 18. Comparação entre as classificações baseadas no resultado do teste TUG e da escala CEEA para elevado risco de queda e para mobilidade reduzida em mulheres

Relativamente à comparação entre as classificações baseadas no resultado do teste TUG e da escala CEEA, observou-se que as referências para elevado risco de

queda foram concordantes em 71 das 100 avaliações realizadas, divergindo portanto em 29 dos casos (quadro 46). Estabelecendo as curvas de desempenho da escala CEEA como preditor de  $TUG \geq 13,5$  segundos, observou-se uma exactidão máxima de 73% para um ponto de corte definido entre 790 e 870 (figura 29; quadro 47).

		Depois		
		CEEA > 700	CEEA ≤ 700	Total
Antes	TUG < 13,5	24	14	38
	TUG ≥ 13,5	15	47	62
	<b>Total</b>	39	61	100

Quadro 46: comparação entre as classificações de elevado risco de queda baseadas nos resultados do teste TUG e da escala CEEA.

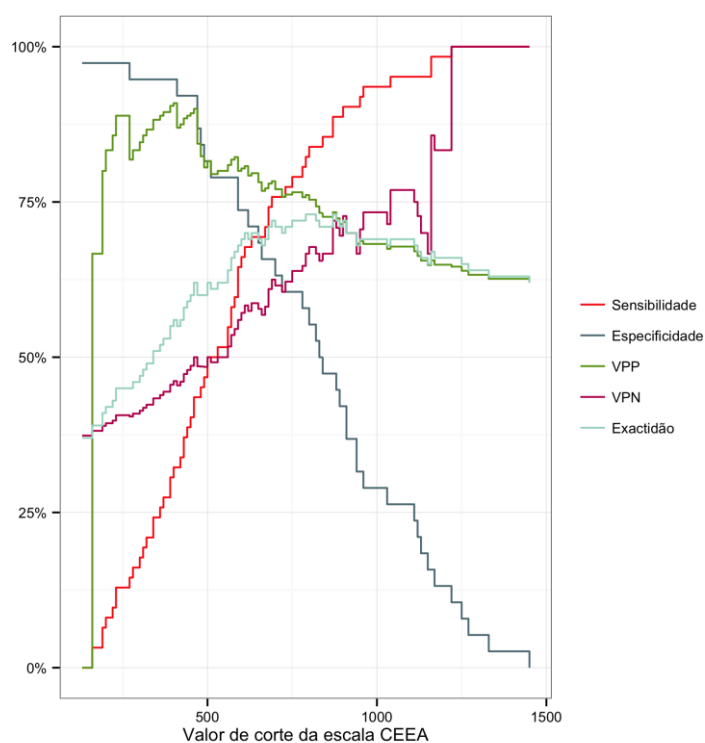


Figura 29: desempenho da escala CEEA como preditor de  $TUG \geq 13,5$  segundos, em função do ponto de corte (VPP: valor preditivo positivo; VPN: valor preditivo negativo).

Quadro 47 (página seguinte): desempenho da escala CEEA como preditor de  $TUG \geq 13,5$  segundos, em função do valor de corte (VPP: valor preditivo positivo; VPN: valor preditivo negativo).

Ponto de corte	Sensibilidade	Especificidade	VPP	VPN	Exactidão
130	0,0	97,4	0,0	37,4	37,0
160	3,2	97,4	66,7	38,1	39,0
190	6,5	97,4	80,0	38,9	41,0
200	8,1	97,4	83,3	39,4	42,0
220	9,7	97,4	85,7	39,8	43,0
230	12,9	97,4	88,9	40,7	45,0
270	14,5	94,7	81,8	40,4	45,0
280	16,1	94,7	83,3	40,9	46,0
300	17,7	94,7	84,6	41,4	47,0
310	19,4	94,7	85,7	41,9	48,0
320	21,0	94,7	86,7	42,4	49,0
340	24,2	94,7	88,2	43,4	51,0
360	25,8	94,7	88,9	43,9	52,0
370	27,4	94,7	89,5	44,4	53,0
390	30,6	94,7	90,5	45,6	55,0
400	32,3	94,7	90,9	46,2	56,0
410	32,3	92,1	87,0	45,5	55,0
420	33,9	92,1	87,5	46,1	56,0
430	37,1	92,1	88,5	47,3	58,0
440	38,7	92,1	88,9	47,9	59,0
450	40,3	92,1	89,3	48,6	60,0
460	43,5	92,1	90,0	50,0	62,0
470	43,5	86,8	84,4	48,5	60,0
480	45,2	84,2	82,4	48,5	60,0
490	46,8	81,6	80,6	48,4	60,0
500	50,0	81,6	81,6	50,0	62,0
530	51,6	78,9	80,0	50,0	62,0
560	54,8	78,9	81,0	51,7	64,0
570	58,1	78,9	81,8	53,6	66,0
580	59,7	78,9	82,2	54,5	67,0
590	64,5	73,7	80,0	56,0	68,0
600	66,1	73,7	80,4	57,1	69,0
610	67,7	73,7	80,8	58,3	70,0
620	67,7	71,1	79,2	57,4	69,0
630	69,4	71,1	79,6	58,7	70,0
650	69,4	68,4	78,2	57,8	69,0
660	69,4	65,8	76,8	56,8	68,0
670	71,0	65,8	77,2	58,1	69,0
680	74,2	65,8	78,0	61,0	71,0
690	75,8	65,8	78,3	62,5	72,0
700	75,8	63,2	77,0	61,5	71,0
720	75,8	60,5	75,8	60,5	70,0
730	77,4	60,5	76,2	62,2	71,0
750	79,0	60,5	76,6	63,9	72,0
780	80,6	57,9	75,8	64,7	72,0
790	82,3	57,9	76,1	66,7	73,0
800	83,9	55,3	75,4	67,7	73,0
820	83,9	52,6	74,3	66,7	72,0
830	83,9	50,0	73,2	65,5	71,0
840	85,5	47,4	72,6	66,7	71,0
870	88,7	47,4	73,3	72,0	73,0
880	88,7	44,7	72,4	70,8	72,0
890	88,7	42,1	71,4	69,6	71,0
900	90,3	42,1	71,8	72,7	72,0
910	90,3	36,8	70,0	70,0	70,0
940	90,3	31,6	68,3	66,7	68,0
950	91,9	31,6	68,7	70,6	69,0
960	93,5	28,9	68,2	73,3	69,0
1030	93,5	26,3	67,4	71,4	68,0
1040	95,2	26,3	67,8	76,9	69,0
1110	95,2	23,7	67,0	75,0	68,0
1120	95,2	21,1	66,3	72,7	67,0
1130	95,2	18,4	65,6	70,0	66,0
1150	95,2	15,8	64,8	66,7	65,0
1160	98,4	15,8	65,6	85,7	67,0
1170	98,4	13,2	64,9	83,3	66,0
1220	100,0	10,5	64,6	100,0	66,0
1250	100,0	7,9	63,9	100,0	65,0
1270	100,0	5,3	63,3	100,0	64,0
1330	100,0	2,6	62,6	100,0	63,0
1450	100,0	0,0	62,0	100,0	62,0

Relativamente à comparação entre as classificações baseadas no resultado do teste TUG e da escala CEEA, observou-se que as referências para mobilidade reduzida em mulheres foram concordantes em 71 das 96 avaliações realizadas (quadro 48).

	Depois			
	CEEA $\geq$ 800	CEEA $<$ 800	Total	
Antes	TUG $\leq$ 12	13	6	19
	TUG $>$ 12	19	58	77
	<b>Total</b>	<b>32</b>	<b>64</b>	<b>96</b>

Quadro 48: comparação entre as classificações de mobilidade reduzida em mulheres baseadas nos resultados do teste TUG e da escala CEEA.

Observando as curvas de desempenho da escala CEEA como preditor de TUG $>$ 12 segundos, verificou-se uma exactidão máxima de 82% para um ponto de corte de 1330 pontos, mas com especificidade muito baixa. Pôde obter-se uma maior especificidade para um valor de exactidão ligeiramente inferior, de 81%, com um ponto de corte de 880 pontos (figura 30; quadro 49).

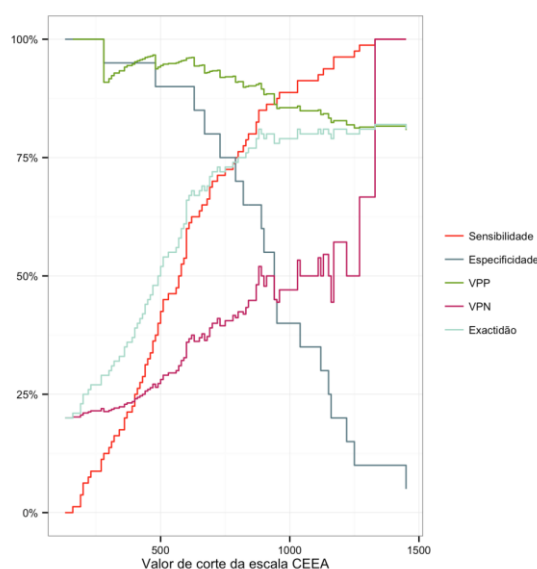


Figura 30: desempenho da escala CEEA como preditor de TUG $>$ 12 segundos, em função do ponto de corte.

Quadro 49 (página seguinte): desempenho da escala CEEA como preditor de TUG $>$ 12 segundos, em função do valor de corte (VPP: valor preditivo positivo; VPN: valor preditivo negativo).

Ponto de corte	Sensibilidade	Especificidade	VPP	VPN	Exactidão
130	0,0	100,0	100,0	20,0	20,0
160	1,2	100,0	100,0	20,2	21,0
190	3,8	100,0	100,0	20,6	23,0
200	6,2	100,0	100,0	21,1	25,0
220	7,5	100,0	100,0	21,3	26,0
230	8,8	100,0	100,0	21,5	27,0
270	11,2	100,0	100,0	22,0	29,0
280	12,5	95,0	90,9	21,3	29,0
300	13,8	95,0	91,7	21,6	30,0
310	15,0	95,0	92,3	21,8	31,0
320	16,2	95,0	92,9	22,1	32,0
340	17,5	95,0	93,3	22,4	33,0
360	20,0	95,0	94,1	22,9	35,0
370	21,2	95,0	94,4	23,2	36,0
390	22,5	95,0	94,7	23,5	37,0
400	25,0	95,0	95,2	24,1	39,0
410	26,2	95,0	95,5	24,4	40,0
420	27,5	95,0	95,7	24,7	41,0
430	28,7	95,0	95,8	25,0	42,0
440	31,2	95,0	96,2	25,7	44,0
450	32,5	95,0	96,3	26,0	45,0
460	33,8	95,0	96,4	26,4	46,0
470	36,2	95,0	96,7	27,1	48,0
480	37,5	90,0	93,8	26,5	48,0
490	40,0	90,0	94,1	27,3	50,0
500	42,5	90,0	94,4	28,1	52,0
510	45,0	90,0	94,7	29,0	54,0
530	46,2	90,0	94,9	29,5	55,0
560	47,5	90,0	95,0	30,0	56,0
570	50,0	90,0	95,2	31,0	58,0
580	52,5	90,0	95,5	32,1	60,0
590	53,8	90,0	95,6	32,7	61,0
600	60,0	90,0	96,0	36,0	66,0
610	61,3	90,0	96,1	36,7	67,0
620	62,5	90,0	96,2	37,5	68,0
630	62,5	85,0	94,3	36,2	67,0
650	63,7	85,0	94,4	37,0	68,0
660	65,0	85,0	94,5	37,8	69,0
670	65,0	80,0	92,9	36,4	68,0
680	66,2	80,0	93,0	37,2	69,0
690	68,8	80,0	93,2	39,0	71,0
700	70,0	80,0	93,3	40,0	72,0
720	71,2	80,0	93,4	41,0	73,0
730	71,2	75,0	91,9	39,5	72,0
750	72,5	75,0	92,1	40,5	73,0
780	73,8	75,0	92,2	41,7	74,0
790	75,0	70,0	90,9	41,2	74,0
800	76,2	70,0	91,0	42,4	75,0
820	77,5	65,0	89,9	41,9	75,0
830	78,8	65,0	90,0	43,3	76,0
840	80,0	65,0	90,1	44,8	77,0
870	82,5	65,0	90,4	48,1	79,0
880	85,0	65,0	90,7	52,0	81,0
890	85,0	60,0	89,5	50,0	80,0
900	85,0	55,0	88,3	47,8	79,0
910	86,2	55,0	88,5	50,0	80,0
940	86,2	45,0	86,2	45,0	78,0
950	87,5	40,0	85,4	44,4	78,0
960	88,8	40,0	85,5	47,1	79,0
1030	91,2	40,0	85,9	53,3	81,0
1040	91,2	35,0	84,9	50,0	80,0
1110	92,5	35,0	85,1	53,8	81,0
1120	92,5	30,0	84,1	50,0	80,0
1130	93,8	30,0	84,3	54,5	81,0
1150	93,8	25,0	83,3	50,0	80,0
1160	93,8	20,0	82,4	44,4	79,0
1170	96,2	20,0	82,8	57,1	81,0
1220	96,2	15,0	81,9	50,0	80,0
1250	97,5	10,0	81,2	50,0	80,0
1270	98,8	10,0	81,4	66,7	81,0
1330	100,0	10,0	81,6	100,0	82,0
1450	100,0	5,0	80,8	100,0	81,0

## 19. Posturografia Dinâmica Computorizada

Na figura encontram-se resumidas as evoluções relativas das várias componentes dos testes de PDC realizados, com destaque para as componentes de velocidade do movimento, excursão máxima e ponto de terminação do teste dos limites de estabilidade, que apresentaram as maiores variações relativas.

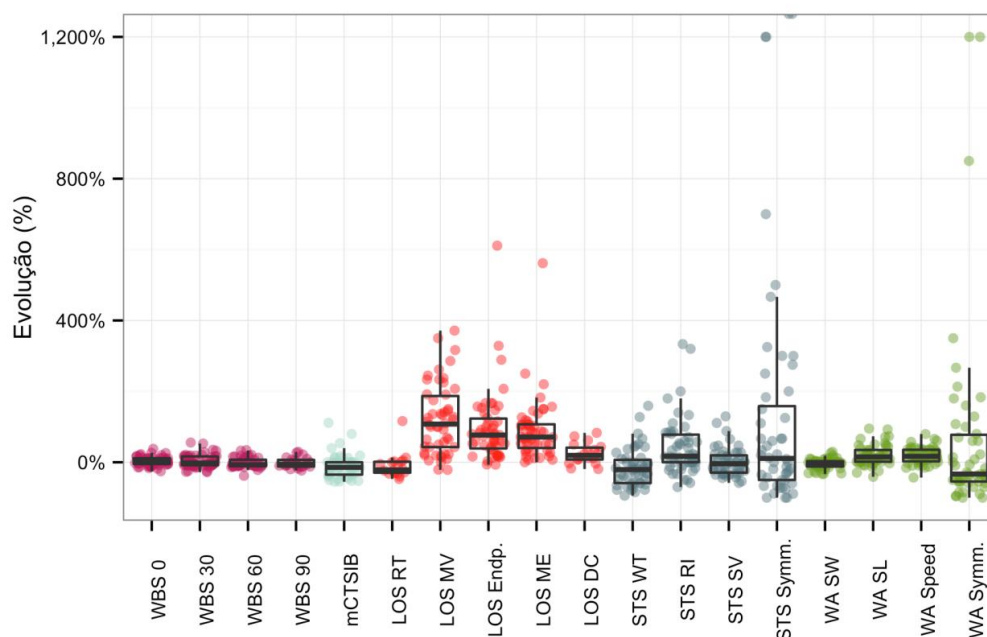


Figura 31: evolução relativa entre avaliações dos resultados dos testes de PDC. Da esquerda para a direita: teste de distribuição bipodal de carga (componentes “joelhos em extensão”, “joelhos em flexão a 30 graus”, “joelhos em flexão a 60 graus” e “joelhos em flexão a 90 graus”), teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio, teste dos limites de estabilidade (componentes “tempo de reacção”, “velocidade do movimento”, “ponto de terminação”, “ponto de excursão máxima” e “controlo direccional”), teste de transferência sedestação/ortostatismo (componentes “transferência de peso”, “índice de elevação da massa corporal”, “velocidade de oscilação do centro de pressão” e “simetria”) e teste de marcha na plataforma (componentes “largura do passo”, “comprimento do passo”, “velocidade” e “simetria do comprimento do passo”).

### 19.1. Teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio

Os resultados da componente composta deste teste apresentaram uma evolução significativa entre avaliações ( $p=0,0016$ ), com uma descida mediana de 14,29%. Na primeira avaliação, o desempenho de um indivíduo não permitiu avaliar esta componente do teste. Para além da componente composta, ocorreram evoluções significativas em todas as outras componentes do teste, exceptuando a componente “olhos abertos, superfície estável” (quadros 50 a 54; figura 32).

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	49	50		
Omissos	1	0		
Média	1,44	1,23	-0,23	-10,55
Desvio-padrão	0,64	0,56	0,52	33,03
Mínima	0,60	0,40	-1,40	-55,00
1º Q.	0,90	0,80	-0,40	-35,00
Mediana	1,20	1,00	-0,20	-14,29
3º Q.	2,00	1,70	0,00	0,00
Máxima	3,30	2,70	1,20	111,11
Teste de Wilcoxon	$p=0,0016$			

Quadro 50: evolução dos valores da componente composta do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	0,29	0,23	-0,06	Inf
Desvio-padrão	0,22	0,14	0,23	
Mínima	0,00	0,10	-0,80	-88,89
1º Q.	0,10	0,10	-0,10	-50,00
Mediana	0,20	0,20	0,00	0,00
3º Q.	0,40	0,30	0,10	50,00
Máxima	1,10	0,70	0,40	Inf
Teste de Wilcoxon	$p=0,0981$			

Quadro 51: evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície estável” do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	0,48	0,33	-0,14	Inf
Desvio-padrão	0,53	0,28	0,41	
Mínima	0,00	0,00	-2,40	-100,00
1º Q.	0,20	0,20	-0,30	-57,14
Mediana	0,30	0,25	-0,05	-9,38
3º Q.	0,70	0,40	0,10	28,57
Máxima	3,40	1,30	0,30	Inf
Teste de Wilcoxon	p=0,0179			

Quadro 52: evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície estável” do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	49	50		
Omissos	1	0		
Média	1,53	1,31	-0,22	-6,41
Desvio-padrão	0,90	0,58	0,88	31,38
Mínima	0,70	0,50	-4,60	-76,67
1º Q.	1,10	1,00	-0,30	-21,43
Mediana	1,30	1,20	-0,10	-8,33
3º Q.	1,80	1,50	0,10	8,33
Máxima	6,00	4,40	2,60	144,44
Teste de Wilcoxon	p=0,0075			

Quadro 53: evolução dos valores da componente “olhos abertos, superfície instável” do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	49	50		
Omissos	1	0		
Média	3,48	3,01	-0,54	-6,01
Desvio-padrão	1,78	1,79	1,61	57,27
Mínima	1,10	0,90	-4,30	-71,67
1º Q.	1,80	1,70	-1,50	-40,00
Mediana	3,30	2,30	-0,30	-14,29
3º Q.	5,20	4,80	0,00	0,00
Máxima	6,00	6,00	4,40	275,00
Teste de Wilcoxon	p=0,0091			

Quadro 54: evolução dos valores da componente “olhos fechados, superfície instável” do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio.

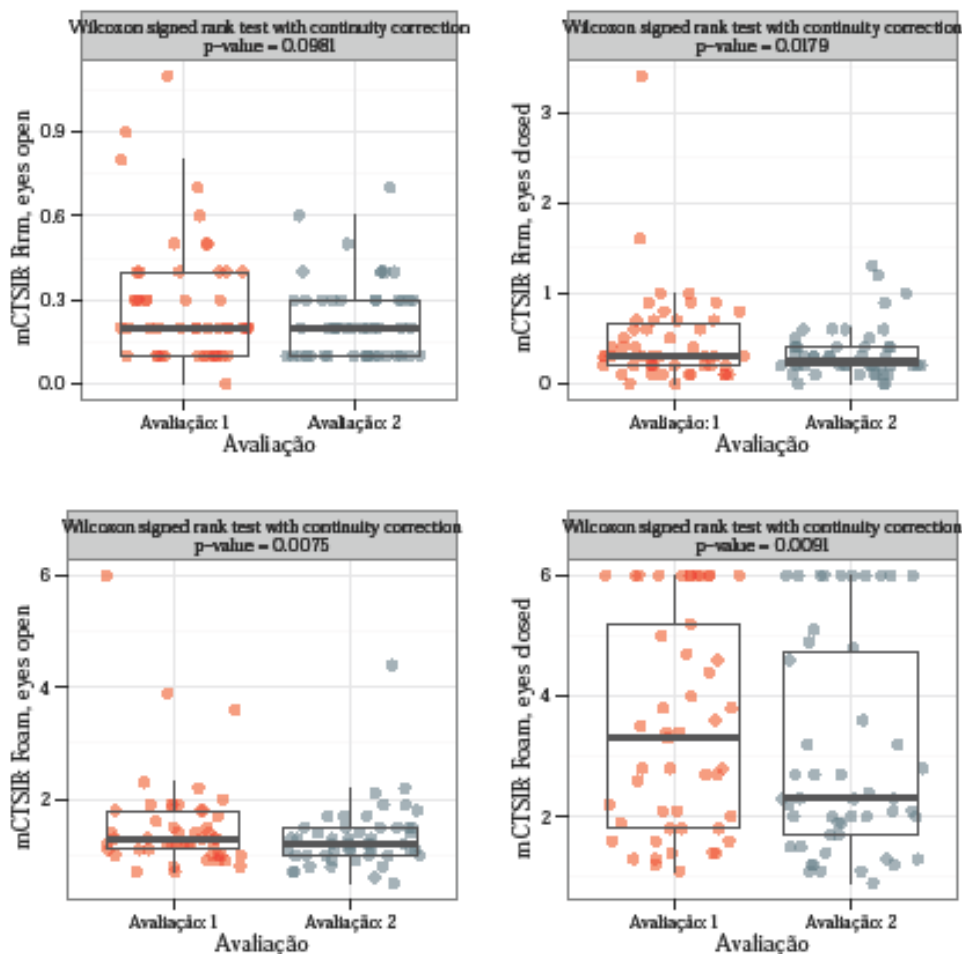


Figura 32: evolução do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: componentes “olhos abertos, superfície estável”, “olhos fechados, superfície estável”, “olhos abertos, superfície instável” e “olhos fechados, superfície instável”.

## 19.2. Resultado normal da componente composta do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio

Na avaliação inicial, 27 indivíduos não obtiveram resultados normais nesta componente segundo os valores de referência do sistema Neurocom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup>. Este número desceu para 18 na avaliação final (quadro 55).

		Depois		
		Não	Sim	Total
Antes	Não	18	9	27
	Sim	2	21	23
	Total	20	30	50

Teste de McNemar

$p=0,0704$

Quadro 55: evolução do resultado normal da componente composta do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio.

### 19.3. Teste dos limites de estabilidade

#### 19.3.1. Tempo de reacção

Verificaram-se evoluções significativas da subcomponente composta da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade, com um decréscimo mediano de 21,53% (quadro 56). De referir, no entanto, que cerca de um quarto dos indivíduos aumentou o seu tempo de resposta. Observaram-se melhorias significativas em quase todos os sentidos testados, com excepção do movimento para trás, que foi também aquele que menos indivíduos conseguiram completar (figura 33).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	18	49		
Omissos	32	1		
Média	1,24	1,09	-0,18	-10,01
Desvio-padrão	0,28	0,21	0,36	35,96
Mínima	0,73	0,68	-0,68	-47,22
1º Q.	1,09	0,94	-0,42	-29,61
Mediana	1,19	1,08	-0,25	-21,53
3º Q.	1,44	1,21	0,02	1,89
Máxima	1,79	1,60	0,86	116,22
Teste de Wilcoxon	$p=0,0261$			

Quadro 56: evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade.

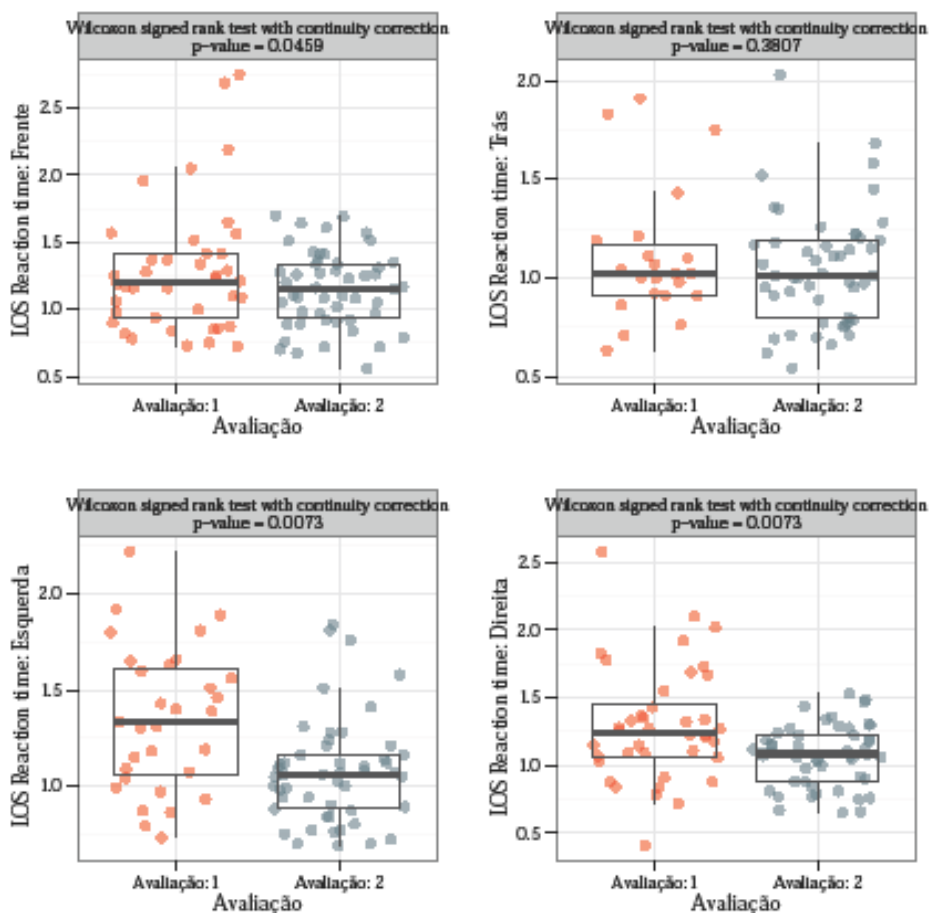


Figura 33: evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade.

### 19.3.2. Capacidade de completar a componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade

Apenas 1 dos 32 indivíduos que não tinham conseguido completar a componente “tempo de reacção” do teste na avaliação inicial continuou a não o fazer na segunda avaliação (quadro 57). Esta evolução foi muito significativa ( $p < 0,001$ ).

		Depois		
		Não	Sim	Total
Antes	Não	1	31	32
	Sim	0	18	18
	Total	1	49	50

Teste de McNemar

$p < 0,001$

Quadro 57: evolução da capacidade de completar a componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade.

### 19.3.3. Velocidade de movimento

A subcomponente composta da componente “velocidade do movimento” do teste dos limites de estabilidade foi a que apresentou a maior evolução relativa dos seus resultados globais em termos medianos (107.6%), com um aumento da velocidade de movimento composta de 1.3 graus por segundo, em média (quadro 58). Para além destes resultados, também se verificaram evoluções muito significativas em todos os sentidos testados (figura 34).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	1,49	2,78	1,29	120,22
Desvio-padrão	0,80	0,91	0,88	98,86
Mínima	0,60	1,10	-0,50	-21,43
1º Q.	0,90	2,00	0,60	42,86
Mediana	1,35	2,60	1,15	107,63
3º Q.	1,70	3,30	1,90	190,91
Máxima	4,20	5,30	3,40	371,43
Teste de Wilcoxon	$p < 0,001$			

Quadro 58: evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade.

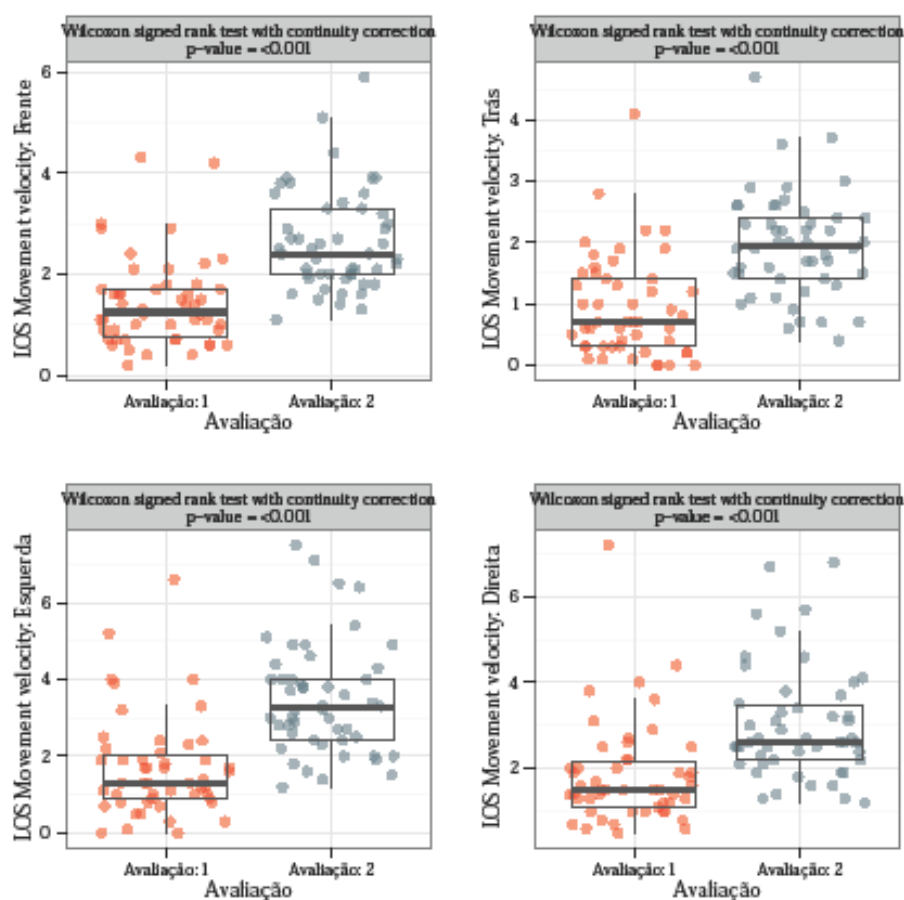


Figura 34: evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade.

#### 19.3.4. Ponto de terminação

Na subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade verificou-se uma mediana de 30% na avaliação inicial, que aumentou para 51,5% na segunda (quadro 59). A evolução mediana, de 77%, foi muito significativa. O mesmo se verificou em cada um dos sentidos testados (figura 35).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	30,90	52,24	21,34	96,09
Desvio-padrão	12,41	12,08	12,57	101,83
Mínima	9,00	31,00	-4,00	-6,78
1º Q.	23,00	44,00	15,00	37,50
Mediana	30,00	51,50	23,00	76,67
3º Q.	38,00	61,00	27,00	126,09
Máxima	63,00	88,00	55,00	611,11
Teste de Wilcoxon	p<0,001			

Quadro 59: evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade.

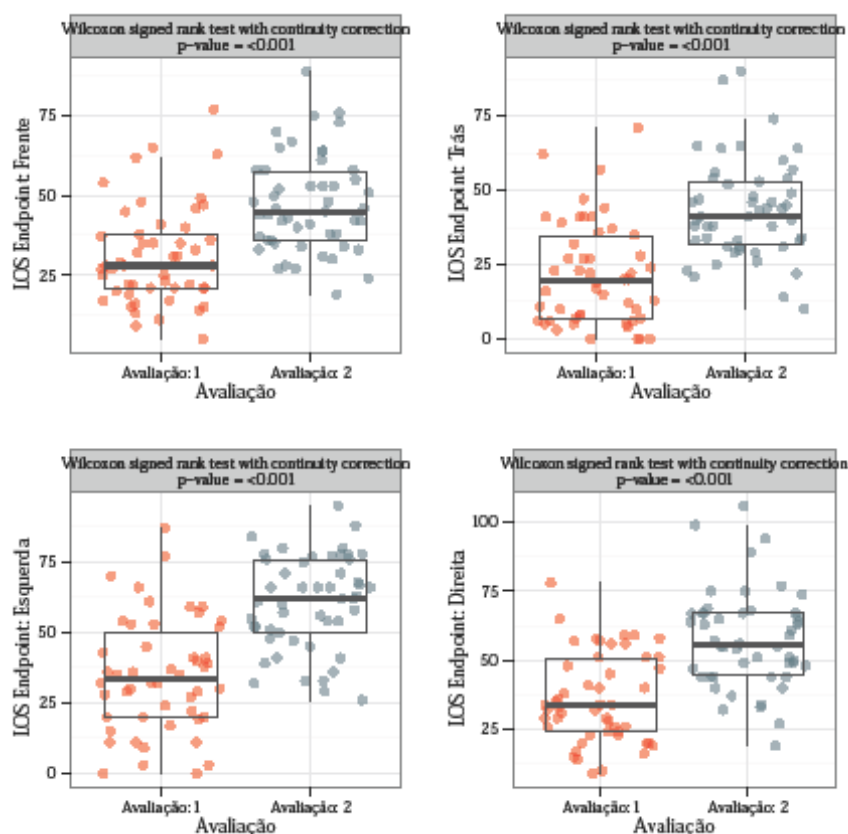


Figura 35: evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “ponto de terminação”.

### 19.3.5. Ponto de excursão máxima

Na subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade verificou-se uma evolução muito significativa, com um aumento relativo mediano de cerca de 71% (quadro 60). O mesmo se verificou em cada um dos sentidos testados (figura 36).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	41,74	70,78	29,04	90,22
Desvio-padrão	15,00	13,62	14,69	87,19
Mínima	13,00	44,00	0,00	0,00
1º Q.	31,00	60,00	18,00	36,92
Mediana	40,00	70,50	29,00	71,08
3º Q.	51,00	81,00	39,00	107,32
Máxima	86,00	97,00	73,00	561,54
Teste de Wilcoxon	p<0,001			

Quadro 60: evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” do teste dos limites de estabilidade.

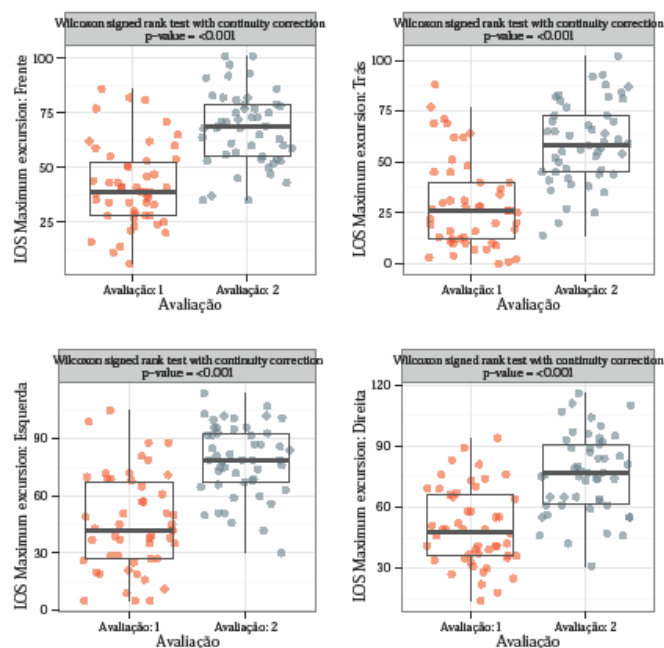


Figura 36: evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “ponto de excursão máxima”.

### 19.3.6. Controlo direccional

Na subcomponente composta da componente “controlo direccional” do teste dos limites de estabilidade verificou-se, nos 18 indivíduos que completaram as duas avaliações, uma evolução significativa, com um valor mediano de aproximadamente 19% (quadro 61). Apenas no caso da componente de movimento para trás é que a variação entre avaliações revelou não ter significado estatístico (Figura 37).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	18	49		
Omissos	32	1		
Média	59,78	69,29	11,61	24,45
Desvio-padrão	12,85	9,04	14,21	29,28
Mínima	34,00	50,00	-14,00	-19,18
1º Q.	52,00	63,00	5,00	7,25
Mediana	60,50	72,00	11,50	19,39
3º Q.	69,00	76,00	21,00	43,40
Máxima	86,00	86,00	39,00	82,98
Teste de Wilcoxon	p=0,0057			

Quadro 61: evolução dos resultados totais da subcomponente composta da componente “controlo direccional” do teste dos limites de estabilidade.

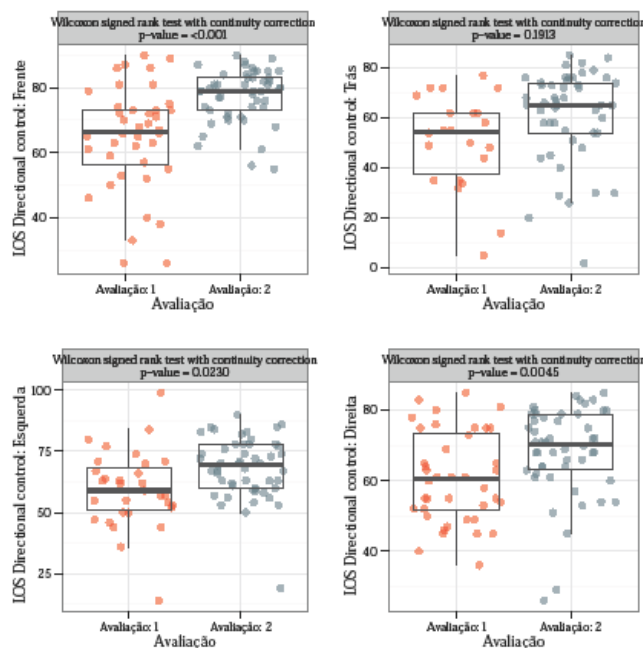


Figura 37: evolução, nos diversos sentidos testados, da componente “controlo direccional”.

### 19.3.7. Capacidade de completar a componente “controlo direccional” do teste dos limites de estabilidade

Apenas 1 dos 32 indivíduos que não tinham conseguido completar a componente “controlo direccional” do teste na avaliação inicial continuou a não o fazer na segunda avaliação (quadro 62). Esta evolução foi muito significativa ( $p < 0,001$ ).

		Depois		
		Não	Sim	Total
Antes	Não	1	31	32
	Sim	0	18	18
	Total	1	49	50
Teste de McNemar		$p < 0,001$		

Quadro 62: evolução da capacidade de completar a componente “controlo direccional” do teste dos limites de estabilidade.

### 19.4. Teste de distribuição bipodal de carga

Os resultados deste teste foram muito semelhantes nas duas avaliações, com evoluções relativas médias de amplitude inferior a 3%. Estas evoluções não se revelaram estatisticamente significativas em nenhuma das quatro componentes do teste (figura 38).

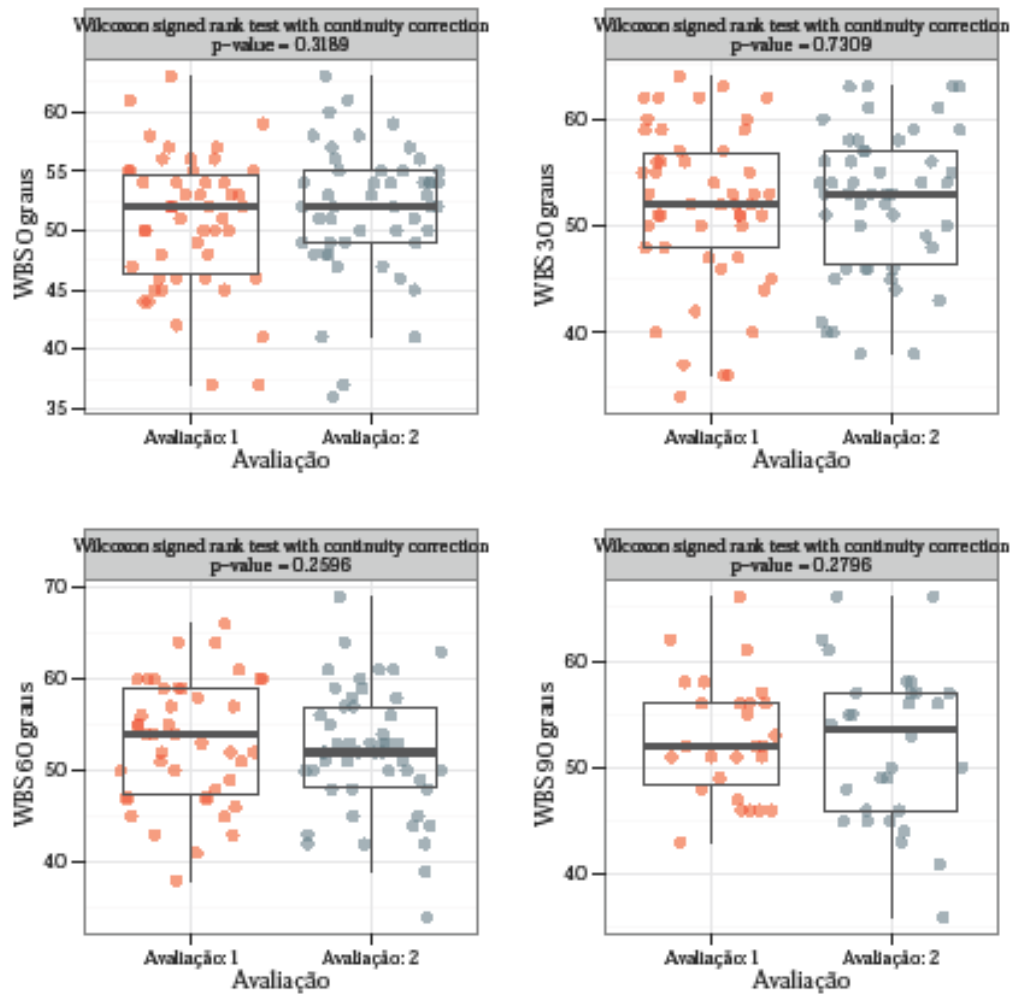


Figura 38: evolução dos resultados das várias componentes do teste de distribuição bipodal de carga.

#### 19.4.1. Capacidade de completar o teste de distribuição bipodal de carga

A capacidade de completar este teste, isto é, de realizar todas as suas componentes, foi semelhante na primeira e na segunda avaliação (quadro 63).

		Depois		
		Não	Sim	Total
Antes	Não	17	6	23
	Sim	3	23	26
	Total	20	29	49

Teste de McNemar  $p=0,505$

Quadro 63: evolução da capacidade de completar o teste de distribuição bipodal de carga.

### 19.5. Teste de transferência sedestação/ortostatismo

Neste teste apenas se registaram evoluções significativas nas componentes “transferência de peso” e “índice de elevação da massa corporal”, com evoluções medianas de -21% e 17% respectivamente (quadros 64 a 67).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	1,16	0,75	-0,41	-15,49
Desvio-padrão	0,83	0,54	0,68	53,23
Mínima	0,20	0,16	-2,65	-94,31
1º Q.	0,51	0,37	-0,71	-58,82
Mediana	0,99	0,57	-0,23	-20,66
3º Q.	1,56	0,98	0,03	9,09
Máxima	3,49	2,95	0,51	159,26
Teste de Wilcoxon	$p<0,001$			

Quadro 64: evolução dos resultados da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	10,04	11,80	1,76	42,81
Desvio-padrão	6,43	5,12	6,63	82,57
Mínima	2,00	4,00	-28,00	-70,00
1º Q.	6,00	8,00	0,00	0,00
Mediana	9,00	11,00	2,00	17,07
3º Q.	12,00	15,00	5,00	80,00
Máxima	40,00	27,00	16,00	333,33
Teste de Wilcoxon	$p=0,0039$			

Quadro 65: evolução dos resultados da componente “índice de elevação da massa corporal” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	3,25	3,11	-0,14	0,88
Desvio-padrão	1,12	1,27	1,24	39,59
Mínima	1,10	1,20	-3,50	-58,33
1º Q.	2,50	2,20	-0,90	-29,63
Mediana	3,00	2,85	-0,10	-4,21
3º Q.	4,00	4,00	0,50	20,00
Máxima	6,00	7,80	4,10	129,41
Teste de Wilcoxon	p=0,219			

Quadro 66: evolução dos resultados da componente “velocidade de oscilação do centro de pressão” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	8,40	10,04	1,64	Inf
Desvio-padrão	6,76	6,60	9,28	
Mínima	0,00	0,00	-20,00	-100,00
1º Q.	3,00	5,00	-5,00	-50,00
Mediana	6,00	10,00	1,00	16,25
3º Q.	13,00	14,00	6,00	200,00
Máxima	30,00	26,00	24,00	Inf
Teste de Wilcoxon	p=0,3346			

Quadro 67: evolução dos resultados da componente “simetria” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

### **19.5.1. Resultado normal da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ortostatismo**

Na primeira avaliação da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ortostatismo, 15 indivíduos tiveram resultados fora do normal, segundo os valores de referência do sistema Neurocom® Balance Master®,

com 11 deles a evoluírem para valores considerados normais na segunda avaliação. Esta evolução foi significativa (quadro 68).

		Depois		
		Não	Sim	Total
Antes	Não	4	11	15
	Sim	0	35	35
	Total	4	46	50
Teste de McNemar		p=0,0026		

Quadro 68: evolução, em termos da sua normalidade, da componente “transferência de peso” do teste de transferência sedestação/ortostatismo.

### 19.6. Teste de marcha na plataforma

Neste teste verificaram-se evoluções significativas nas componentes “largura de passo”, “comprimento de passo” e “velocidade” (quadros 69 a 72; figura 39).

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	15,78	15,06	-0,72	-4,35
Desvio-padrão	2,50	2,98	2,13	14,26
Mínima	10,90	8,30	-5,50	-33,08
1º Q.	14,00	13,50	-2,10	-12,28
Mediana	16,30	15,00	-0,55	-3,41
3º Q.	17,40	17,40	0,50	3,23
Máxima	20,50	19,80	3,70	29,36
Teste de Wilcoxon	p=0,0262			

Quadro 69: evolução dos resultados da componente “largura de passo” do teste de marcha na plataforma.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	37,31	42,77	5,46	19,83
Desvio-padrão	12,08	11,21	10,80	28,81
Mínima	18,80	24,00	-29,80	-41,05
1º Q.	29,20	35,70	0,60	1,67
Mediana	36,70	41,75	4,60	15,08
3º Q.	42,50	47,10	11,10	34,78
Máxima	72,60	75,30	36,20	94,93
Teste de Wilcoxon	p<0,001			

Quadro 70: evolução dos resultados da componente “comprimento de passo” do teste de marcha na plataforma.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	37,31	42,77	5,46	19,83
Desvio-padrão	12,08	11,21	10,80	28,81
Mínima	18,80	24,00	-29,80	-41,05
1º Q.	35,40	43,10	1,20	2,47
Mediana	36,70	41,75	4,60	15,08
3º Q.	53,00	58,60	13,00	35,56
Máxima	72,60	75,30	36,20	94,93
Teste de Wilcoxon	p<0,001			

Quadro 71: evolução dos resultados da componente “velocidade” do teste de marcha na plataforma.

	<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Evolução</b>	<b>Evolução (%)</b>
Válidos	50	50		
Omissos	0	0		
Média	14,40	12,88	-1,52	72,40
Desvio-padrão	10,85	12,08	14,38	279,87
Mínima	1,00	0,00	-31,00	-100,00
1º Q.	6,00	5,00	-10,00	-54,55
Mediana	11,50	9,00	-2,50	-33,33
3º Q.	22,00	17,00	4,00	80,00
Máxima	44,00	55,00	36,00	1200,00
Teste de Wilcoxon	p=0,2586			

Quadro 72: evolução dos resultados da componente “simetria do comprimento de passo” do teste de marcha na plataforma.

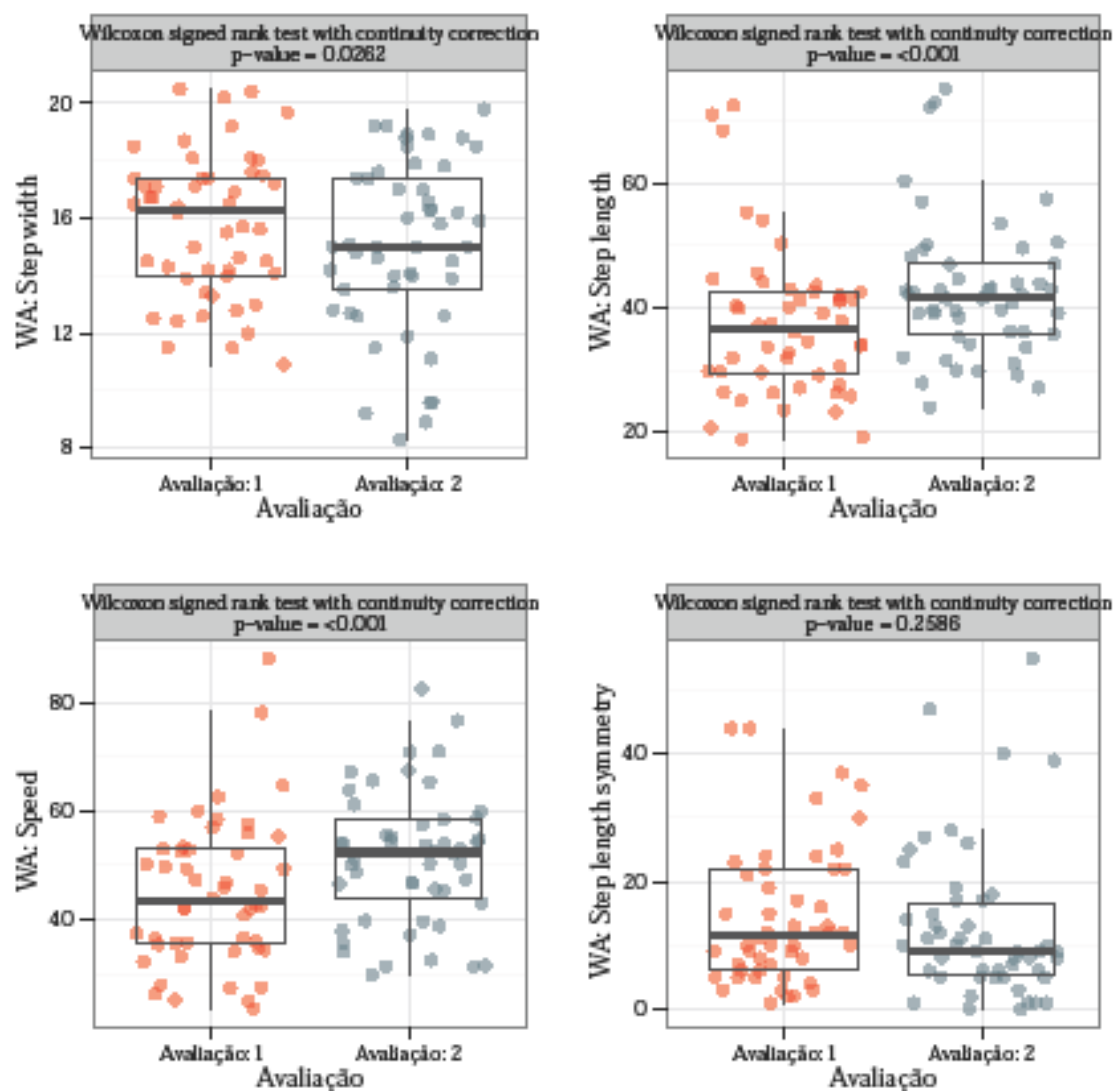


Figura 39: evolução dos resultados do teste de marcha na plataforma. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: componentes “largura do passo”, “comprimento do passo”, “velocidade” e “simetria do comprimento do passo”.

## 20. Resultados na população inicial e final

Um resumo dos principais resultados obtidos na população inicial e final é apresentado no quadro 73 (página seguinte).

Parâmetro/componente/subcomponente		Evolução	
		População inicial (n=22)	População final (n=50)
<b>Teste TUG</b>	Resultado	(+)	(+)
	Risco de queda	NA	(+)
	Mobilidade em mulheres	NA	(+)
<b>Escala CEEA</b>	Pontuação total	(+)	(+)
	Pontuação das questões individuais	(+)	(+)
	Pontuação das questões “de ambiente doméstico”	(+)	NA
	Pontuação das questões “de ambiente exterior”	(+)	NA
	Risco de queda	NA	(+)
	Mobilidade em mulheres	NA	(+)
<b>PDC Teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio</b>	Componente “olhos abertos, superfície estável”	(-)	(-)
	Componente “olhos fechados, superfície estável”	(-)	(+)
	Componente “olhos abertos, superfície instável”	(+)	(+)
	Componente “olhos fechados, superfície instável”	(-)	(+)
	Componente composta	(+)	(+)
	Normalidade da componente composta	NA	(-)
<b>PDC Teste dos limites de estabilidade</b>	Subcomponente composta da componente “tempo de reacção”	(-)	(+)
	Capacidade de completar a subcomponente composta da componente “tempo de reacção”	NA	(+)
	Subcomponente composta da componente “velocidade do movimento”	(+)	(+)
	Subcomponente composta da componente “ponto de terminação”	(+)	(+)
	Subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima”	(+)	(+)
	Subcomponente composta da componente “controlo direccional”	(-)	(+)
	Capacidade de completar a subcomponente composta da componente “controlo direccional”	NA	(+)
<b>PDC Teste de distribuição bipodal de carga</b>	Componente “joelhos em extensão”	(-)	(-)
	Componente “joelhos em flexão a 30 graus”	(-)	(-)
	Componente “joelhos em flexão a 60 graus”	(-)	(-)
	Componente “joelhos em flexão a 90 graus”	(-)	(-)
	Capacidade de completar o teste	NA	(-)
<b>PDC Teste de transferência sedestação/ ortostatismo</b>	Componente “transferência de peso”	(+)	(+)
	Evolução do resultado normal da componente “transferência de peso”	NA	(+)
	Componente “índice de elevação da massa corporal”	(-)	(+)
	Componente “velocidade de oscilação do centro de pressão”	(-)	(-)
<b>PDC Teste de marcha na plataforma</b>	Componente “simetria”	(-)	(-)
	Componente “largura do passo”	(-)	(+)
	Componente “comprimento do passo”	(+)	(+)
	Componente “velocidade”	(+)	(+)
<b>PDC Teste de marcha na plataforma</b>	Componente “simetria do comprimento do passo”	(-)	(-)
	Componente “largura do passo”	(-)	(+)
	Componente “comprimento do passo”	(+)	(+)
	Componente “velocidade”	(+)	(+)

Quadro 73: resumo dos resultados obtidos na população inicial e final. (+): evolução estatisticamente significativa; (-): evolução estatisticamente não significativa; NA: não avaliado.

## **XII - Discussão**

Procurar-se-á centrar esta discussão nos resultados verificados na população final, salvo quando os resultados obtidos tenham sido diferentes dos da população inicial.

### **1. Critérios de selecção**

Os critérios de selecção adoptados visaram a inclusão de indivíduos idosos que apresentassem queixas de alterações do equilíbrio, uma vez que ambas as características se encontram bem estabelecidas como factor de risco de queda. A existência de antecedentes de queda não foi considerada como critério de inclusão, na medida em que afastaria do estudo doentes em risco dum primeiro evento. No entanto, 70% dos indivíduos incluídos apresentavam esses antecedentes, referindo pelo menos uma queda nos últimos 6 meses. Por fim, considerou-se como critério de inclusão a capacidade para realizar a avaliação prevista nas suas três vertentes: teste TUG, escala CEEA e testes de PDC.

Os critérios de exclusão visaram, em primeiro lugar, assegurar o direito de recusa em participar no estudo. Visaram ainda a exclusão de indivíduos com alterações graves da mobilidade e da marcha, quer por deambulação em cadeira de rodas quer pela presença de patologia neurológica ou otorrinolaringológica, ou com possíveis riscos associados ao programa de exercício, pela presença de patologia cardíológica instável ou descompensada. Face à dificuldade em encontrar, nestas faixas etárias, indivíduos não medicados, optou-se pela exclusão de indivíduos medicados com mais de quatro

fármacos, uma vez que a ultrapassagem desse número constitui um factor independente de risco de queda (Al-Ama, 2011) e ainda pela exclusão dos indivíduos que sofressem qualquer modificação da terapêutica farmacológica durante o estudo. Procurou-se ainda, com os critérios de exclusão estabelecidos, evitar a contaminação de resultados por qualquer terapêutica de reabilitação, para além da PDC.

## 2. Programa de treino

O programa de treino, cuja descrição já foi efectuada, foi adaptado a partir do conjunto de exercícios disponíveis no sistema do sistema Neurocom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup>. Não tendo sido possível adoptar, ou adaptar, programas de treino constantes doutros trabalhos e não estando os exercícios disponíveis no sistema Neurocom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup> suportados por indicações específicas nem por clara evidência científica, optou-se pela adopção dum programa breve, caracterizado por um baixo número de exercícios de curta duração e com um número de sessões reduzido, mas abrangendo o equilíbrio estático e o equilíbrio dinâmico com realização de movimentos em vários sentidos. Considerou-se determinante a realização destes exercícios com recurso ao *biofeedback* visual, na medida em que este tipo de treino facilita a integração da informação visual, vestibular e somato-sensitiva, melhorando a estabilidade (Barona *et al.*, 1994). A variação do intervalo entre sessões foi considerado aceitável, na medida em que os resultados obtidos com o treino de equilíbrio em posturografia parecem ser mais dependentes do número de repetições do que do intervalo entre sessões (Tjernström, Fransson & Magnusson, 2005).

### 3. Teste TUG

Ocorreu, entre a avaliação inicial e a final, uma evolução significativa do tempo de realização do teste TUG. Esta evolução deve ser considerada em termos quantitativos e qualitativos. Em termos quantitativos, verificou-se uma diminuição muito significativa do tempo de realização do teste, que foi em média e mediana de menos 12,03% e 12,42%, respectivamente.

Em termos qualitativos, considerando como elevado risco de queda um tempo de realização do teste  $TUG \geq 13,5$  segundos (Shumway-Cook, Brauer & Wollacott, 2000), verificou-se que a população apresentava, na avaliação inicial, valores médios e medianos de 15,89 e 15,30 segundos, respectivamente. Na avaliação final, esses valores diminuíram para 13,84 e 13,59 respectivamente, com uma diminuição significativa do número de indivíduos em elevado risco de queda.

Ainda em termos qualitativos, considerou-se indicativo de mobilidade reduzida, em mulheres ambulatorias na comunidade com idades entre os 65 e 85 anos, um tempo de realização do teste  $TUG > 12$  segundos (Bischoff *et al.*, 2003). Com base neste valor verificou-se, na avaliação final, uma diminuição significativa do número de mulheres com mobilidade reduzida.

### 4. Escala CEEA

Considerando a pontuação total desta escala verificou-se, entre a avaliação inicial e a avaliação final, um aumento muito significativo, com uma subida média de 73% e mediana de 38.2%, respectivamente. Esta evolução ocorreu em todas as

questões individuais da escala, com as maiores subidas a ocorrerem nas questões 5, 8 e 10 e as menores nas questões 2, 4 e 15. Na população inicial foi realizada a análise da evolução dos resultados dos conjuntos de questões da escala CEEA mais directamente relacionadas com o ambiente doméstico (questões 1 e 3 a 7) ou com o ambiente exterior (questões 2 e 8 a 16). Observou-se um aumento muito significativo em ambos os casos, que foi maior para o conjunto de questões mais directamente relacionadas com o ambiente exterior. Esta análise, justificável pelas diferentes incidências de quedas no domicílio e no exterior (Campbell *et al.*, 1990; Prudham & Evans, 1981), foi no entanto limitada pela dificuldade em atribuir claramente algumas das perguntas a um ou outro destes ambientes, pelo que não se repetiu na população final.

A população final foi avaliada quanto ao elevado risco de queda e à mobilidade reduzida, tomando como referência os respectivos pontos de corte da escala CEEA. Assim, tomando como referência, para elevado risco de queda, um ponto de corte da escala  $CEEA \leq 700$ , verificou-se uma diminuição muito significativa do número de indivíduos em elevado risco de queda, de 37 para 24. Tomando como referência, para mobilidade reduzida em mulheres, um ponto de corte da escala  $CEEA < 800$ , observou-se uma diminuição significativa do número de indivíduos com mobilidade reduzida, de 39 para 28.

De referir, porém, que os pontos de corte da escala CEEA acima referidos foram determinados numa população diferente<sup>17</sup>, tomando como referência os pontos de corte do teste TUG para elevado risco de queda (teste  $TUG \geq 13,5$  segundos) e para

---

<sup>17</sup> Soares Branco, P. Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da "Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale". Trabalho aceite para publicação na Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação.

mobilidade reduzida em mulheres ambulatorias na comunidade com idades entre os 65 e 85 anos (teste TUG>12 segundos), estabelecidos por Shumway-Cook, Brauer & Wollacott (2000) e Bischoff et al. (2003), respectivamente. Deste modo foi analisado, para a presente população, o desempenho da escala CEEA como preditor das classificações de elevado risco de queda e mobilidade reduzida. Esta análise foi realizada fazendo variar o ponto de corte desta escala, tomando como referência as classificações do teste TUG. Foi calculada a sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e exactidão da classificação da escala CEEA.

Considerando, na população final, o ponto de corte da escala  $CEEA \leq 700$  para elevado risco de queda, observou-se que as referências foram concordantes em 71 das 100 avaliações realizadas, correspondendo a uma exactidão de 71%. No entanto, estabelecendo as curvas de desempenho da escala CEEA como preditor de  $TUG \geq 13,5$  observou-se uma exactidão máxima de 73% para um ponto de corte entre 790 e 870, correspondendo o ponto de corte de 790 na escala CEEA a uma especificidade máxima de 57,9% e a uma sensibilidade de 82,3%.

Considerando, na mesma população, o ponto de corte da escala  $CEEA < 800$  para mobilidade reduzida em mulheres, observou-se que as referências foram concordantes em 71 das 96 avaliações realizadas, correspondendo a uma exactidão de 75%. No entanto, estabelecendo as curvas de desempenho da escala CEEA como preditor de  $TUG > 12$ , observou-se uma exactidão máxima de 82% para um ponto de corte de 1330. Porém, este ponto de corte associou-se a uma especificidade muito baixa, de apenas 10%. Para uma exactidão de 81%, o ponto de corte de 880 na escala CEEA associou-se a uma especificidade máxima de 65% e a uma sensibilidade de 85%.

Uma vez que a definição dum ponto de corte está intimamente ligada à finalidade e ao contexto de utilização do instrumento em causa, reveste-se duma forte componente subjectiva, ainda que se baseie em critérios matemáticos objectivos. Isto significa, no caso particular das quedas, que pode ser aceitável maximizar a especificidade da escala CEEA, minimizando a taxa de falsos negativos. Assim, tendo em conta a finalidade da escala CEEA, parecem mais aceitáveis os valores de corte de 790 e 880 para elevado risco de queda e mobilidade reduzida em mulheres, respectivamente. De referir, no entanto, que o desempenho da escala CEEA como preditor das classificações de elevado risco de queda e de mobilidade reduzida em mulheres se refere às populações analisadas, todas de pequenas dimensões. Por esse motivo, o seu uso noutras populações deve ser cauteloso.

## **5. Posturografia Dinâmica Computorizada**

### **5.1. Testes de avaliação de disfunção sensorial (teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio)**

Como já foi referido, este teste foi concebido para identificar anomalias na contribuição para o equilíbrio dos sistemas visual, vestibular e somato-sensitivo (Neurocom International Inc., 2004). Embora não permita determinar padrões específicos de disfunção daqueles sistemas, permite, dentro de certos limites, avaliar o seu desempenho.

Na população inicial verificou-se uma evolução significativa da componente “olhos abertos, superfície instável” e da componente composta. Na população final,

verificou-se uma evolução significativa das componentes “olhos fechados, superfície estável”, “olhos abertos, superfície instável”, “olhos fechados, superfície instável” e ainda da componente composta, com uma diminuição da oscilação postural dos indivíduos testados. A maior amplitude de evoluções estatisticamente significativas na população final poderá reflectir simplesmente o aumento do número de indivíduos estudados.

A componente “olhos abertos, superfície estável” não demonstrou qualquer evolução significativa, o que poderá dever-se ao facto desta componente, por reflectir a somação de aferências visuais, vestibulares e somato-sensitivas, não se encontrar comprometida na avaliação inicial da grande maioria dos indivíduos testados.

A componente “olhos fechados, superfície estável” demonstrou uma evolução favorável, que poderá traduzir um melhor desempenho dos sistemas vestibular e somato-sensitivo. Esta componente revelou capacidade discriminativa entre uma ou mais quedas em idosos com antecedentes de queda (Bigelow & Berme, 2011), pelo que a evolução verificada poderá traduzir uma diminuição do risco de queda.

A componente “olhos abertos, superfície instável” demonstrou uma evolução favorável, que poderá traduzir um melhor desempenho dos sistemas visual e vestibular. Esta componente correlaciona-se com antecedentes de queda em idosos sem alterações cognitivas (Merlo *et al.*, 2011) e com antecedentes de queda recorrente em idosos ambulatorios na comunidade (Lázaro *et al.*, 2011), pelo que a sua evolução poderá traduzir uma diminuição do risco de queda.

A componente “olhos fechados, superfície instável” demonstrou uma evolução favorável, que poderá traduzir um melhor desempenho do sistema vestibular. Esta componente correlaciona-se com antecedentes de queda recorrente em idosos

ambulatorios na comunidade (Lázaro *et al.*, 2011), pelo que a sua evolução poderá traduzir uma diminuição do risco de queda.

Embora estatisticamente significativa, a evolução da componente composta reflecte apenas a média das evoluções das restantes componentes, pelo que a sua apreciação deve remeter para essas componentes. De referir ainda que não se verificou uma evolução significativa de indivíduos a adquirir a normalidade nesta componente, segundo os valores de referência do sistema Neurocom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup>. Isto poderá reflectir a dimensão da população estudada, a inadequação dos parâmetros de normalidade do próprio sistema ou significar que os parâmetros de treino estabelecidos foram desajustados. Na primeira destas hipóteses, porém, há que ter em conta que qualquer diferença, por mais pequena que seja, será considerada estatisticamente significativa com uma amostra suficientemente grande. Deste modo, importa ponderar a relevância clínica deste resultado face ao número de indivíduos necessários para o obter.

Globalmente, a evolução verificada poderá dever-se a uma melhor integração sensorial. Este facto é relevante, na medida em que a deterioração do desempenho posturográfico em condições de perturbação somato-sensitiva parece associar-se ao envelhecimento (Camicioli, Panzer & Kaye, 1997) e, em condições de perturbação visual e/ou somato-sensitiva, ao risco de queda recorrente em idosos não-institucionalizados e em idosos sem perturbações cognitivas (Buatois *et al.*, 2006; Lázaro *et al.*, 2011; Merlo *et al.*, 2011). Poderá também ter ocorrido uma melhoria doutras características não avaliadas, como a flexibilidade, a coordenação e controlo neuro-musculares e a força muscular.

## **5.2. Testes de deficiências motoras (teste dos limites de estabilidade e teste de distribuição bipodal de carga)**

O teste dos limites de estabilidade é complexo, envolvendo cinco componentes: tempo de reacção, velocidade de movimento, ponto de terminação, ponto de excursão máxima e controlo direccional. Cada uma destas componentes é avaliada através do desempenho em oito sentidos diferentes, apresentando ainda uma subcomponente composta, resultante da média desses desempenhos. A sua realização é importante na medida em que permite avaliar aspectos como o tempo de reacção e a capacidade de inclinação e alcance, que são factores reconhecidos de risco de queda (Close *et al.*, 2011). Como já foi referido, embora no idoso a base de sustentação não se altere, os limites de estabilidade diminuem sensivelmente (Duarte & Freitas, 2010).

Na componente “tempo de reacção” do teste dos limites de estabilidade, verificaram-se evoluções significativas, com diminuição da subcomponente composta. De referir, no entanto, que cerca de um quarto dos indivíduos testados aumentou este tempo. A melhoria foi significativa em todos os sentidos testados, com excepção do movimento para trás, que foi também aquele que menos indivíduos conseguiram completar. Foi também avaliada a capacidade de completar esta componente do teste dos limites de estabilidade, tendo-se verificado uma evolução foi muito significativa. Globalmente, estes resultados podem traduzir uma melhor adequação do tempo de reacção às tarefas exigidas e também a maior complexidade anatómica e fisiológica do movimento para trás.

A componente “velocidade de movimento” do teste dos limites de estabilidade apresentou a maior evolução relativa dos seus resultados globais em termos

medianos, com um aumento da subcomponente composta de 1,3 graus por segundo, em média, com evoluções muito significativas em todos os sentidos testados. Globalmente, estes resultados traduzem um melhor desempenho das tarefas exigidas.

Na subcomponente composta da componente “ponto de terminação” do teste dos limites de estabilidade verificou-se uma evolução mediana muito significativa, de 77%, que ocorreu em todos os sentidos testados. Na subcomponente composta da componente “ponto de excursão máxima” verificou-se uma evolução muito significativa, com um aumento relativo mediano de cerca de 71%, que ocorreu em todos os sentidos testados. Globalmente, estes resultados traduzem um melhor desempenho das tarefas exigidas.

Na subcomponente composta da componente “controlo direccional” do teste dos limites de estabilidade verificou-se, nos 18 indivíduos que completaram as duas avaliações, uma evolução favorável e significativa, com um valor mediano de aproximadamente 19%. Esta evolução foi significativa em todos os sentidos testados, excepto para trás. Apenas 1 dos 32 indivíduos que não tinham conseguido completar a componente “controlo direccional” do teste na avaliação inicial continuou a não o fazer na segunda avaliação, evolução que foi muito significativa.

Segundo Clark, Rose & Fujimoto (1997), os testes dos limites de estabilidade de 75% e 100% são úteis na avaliação do equilíbrio dinâmico em idosos saudáveis, sem história recente de queda, pelo que os resultados obtidos, respeitantes a limites de estabilidade de 100%, poderão traduzir um melhor equilíbrio dinâmico na população estudada, com diminuição do risco de queda.

No teste de distribuição bipodal de carga, os resultados foram muito semelhantes nas duas avaliações, com evoluções relativas médias de amplitude

inferior a 3%, que não se revelaram estatisticamente significativas em nenhuma das suas quatro componentes. A capacidade de completar este teste, isto é, de realizar todas as suas componentes, foi também semelhante na primeira e na segunda avaliação. Globalmente, este facto poderá traduzir a manutenção do regular desempenho observado na avaliação inicial ou, no caso de este ser inadequado, a incapacidade do programa de treino realizado para o modificar.

### **5.3. Testes de limitações funcionais (teste de transferência sedestação/ ortostatismo e teste de marcha na plataforma)**

A importância do teste de transferência sedestação/ortostatismo parece inquestionável, uma vez que a incapacidade nas transferências é um factor reconhecido de risco de queda (Close *et al.*, 2011). Considerando os resultados, verificou-se uma evolução favorável e significativa na componente “transferência de peso”, com uma mediana de -21%. A capacidade de desempenho normal desta componente, segundo os valores de referência do sistema Neurocom<sup>®</sup> Balance Master<sup>®</sup>, evoluiu também de modo significativo. Segundo Lázaro *et al.* (2011), a componente “transferência de peso” correlaciona-se com antecedentes de queda recorrente em idosos ambulatoriais na comunidade, pelo que esta evolução poderá traduzir uma diminuição do risco de queda.

Verificou-se também uma evolução favorável e significativa do “índice de elevação da massa corporal”, com uma mediana de 17%, que poderá traduzir uma melhoria da função neuromuscular. Globalmente, a evolução verificada poderá

traduzir um desempenho mais seguro e eficaz desta tarefa. A inexistência duma evolução estatisticamente significativa da componente “velocidade de oscilação do centro de pressão” poderá traduzir apenas uma insuficiente dimensão da população estudada. No entanto, há que ter em conta que qualquer diferença, por mais pequena que seja, será considerada estatisticamente significativa com uma amostra suficientemente grande, pelo que se deve ponderar a relevância clínica deste resultado face ao número de indivíduos necessários para o obter. Por fim, a inexistência duma evolução estatisticamente significativa da componente “simetria” poderá dever-se à manutenção do regular desempenho observado na avaliação inicial ou, no caso de este ser inadequado, à incapacidade do programa de treino realizado para o modificar.

A realização do teste de marcha na plataforma justifica-se pelo facto das quedas, apesar das suas causas muito variadas, ocorrerem geralmente durante a marcha (Bridenbaugh & Kressig, 2011). Neste teste verificaram-se evoluções significativas, com diminuição da componente “largura de passo” e aumento das componentes “comprimento de passo” e “velocidade”. Globalmente, estas evoluções podem traduzir um menor risco de queda, uma vez que o aumento da largura do passo e a diminuição da velocidade de marcha e do comprimento de passo são factores de risco de queda bem reconhecidos (Bridenbaugh & Kressig, 2011; Close *et al.*, 2011; Taylor *et al.*, 2012, <URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>), estando a componente “velocidade de marcha” relacionada com a ausência de antecedentes de queda em idosos ambulatorios na comunidade (Lázaro *et al.*, 2011).

A componente “simetria do comprimento de passo” é igualmente importante, na medida em que a variabilidade do passo se associa à instabilidade da marcha e é

preditora de quedas em idosos (Bridenbaugh & Kressig, 2011; Hollman *et al.*, 2004). Embora esta componente não tenha demonstrado qualquer evolução estatisticamente significativa, este facto poderá traduzir apenas uma insuficiente dimensão da população estudada. No entanto, também aqui há que ter em conta que qualquer diferença, por mais pequena que seja, será considerada estatisticamente significativa com uma amostra suficientemente grande e que importa ponderar a relevância clínica deste resultado face ao número de indivíduos necessários para o obter.

## **6. Evolução global dos resultados**

Globalmente, verificou-se uma evolução favorável dum conjunto alargado de parâmetros, avaliados por diversos métodos, designadamente:

- Pelo teste TUG, cujos resultados se correlacionam com o risco de queda, velocidade da marcha, equilíbrio, nível funcional e capacidade de deambular no exterior. Neste teste verificou-se uma diminuição de tempo muito significativa, bem como diminuição significativa do número de indivíduos em elevado risco de queda e do número de mulheres com mobilidade reduzida, avaliados pelos seus pontos de corte de 13,5 e 12 segundos, respectivamente.

- Pela escala CEEA, concebida para avaliação subjectiva do equilíbrio no desempenho de AVD e que demonstrou, para esse efeito, boa qualidade psicométrica, elevada consistência interna, validade discriminativa e fiabilidade. Nesta escala verificou-se um aumento muito significativo da pontuação, quer globalmente quer em todas as questões individuais, com diminuição muito significativa do número de

indivíduos em elevado risco de queda e significativa de mulheres com mobilidade reduzida, avaliados pelos seus pontos de corte de  $\leq 700$  e  $< 800$ , respectivamente.

- Pela PDC, técnica considerada útil na formação de decisões clínicas e na avaliação do equilíbrio em populações idosas. Nos testes de PDC verificaram-se diversas evoluções favoráveis, designadamente:

- Melhoria no desempenho do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio, para avaliação de disfunção sensorial, com diminuição da velocidade de oscilação do CP em todas as suas componentes, à excepção da componente “olhos abertos, superfície estável”.

- Melhoria no desempenho do teste dos limites de estabilidade, para avaliação de deficiências motoras, com diminuição significativa do tempo de reacção, aumento significativo do controlo direccional e aumento muito significativo da velocidade de movimento, dos “pontos de terminação” e dos “pontos de excursão máxima”.

- Melhoria do desempenho do teste de transferência sedestação/ ortostatismo, para avaliação de limitações funcionais, com diminuição significativa da componente “transferência de peso” e aumento significativo do “índice de elevação da massa corporal”.

- Melhoria no desempenho do teste de marcha na plataforma, também para avaliação de limitações funcionais, com diminuição significativa da largura de passo e aumento significativo do comprimento de passo e da velocidade.

Assim, as evoluções verificadas parecem demonstrar uma melhoria de vários factores associados com o risco de queda, que poderá estar associada ao programa de treino efectuado. Por outro lado, a grande disparidade entre a carga de treino considerada mais eficaz na prevenção de quedas, mais de 50 horas de exercício

(Sherrington *et al.*, 2008) e a carga de treino efectuada, de apenas 80 minutos distribuídos equitativamente por 10 sessões de treino, poderão constituir um argumento a favor do treino com *biofeedback* visual.

A hipótese desta melhoria ser um fenómeno limitado ao desempenho em PDC, portanto sem vantagens práticas, parece descartada pelo facto do treino efectuado ser essencialmente diferente das condições de teste e sobretudo pela melhoria verificada através dos restantes métodos de avaliação utilizados.

## **7. Limitações do estudo**

A principal limitação deste estudo reside naturalmente no facto de não apresentar ocultação, randomização ou controlo, afastando-se por isso do “gold standart” para a avaliação da eficácia e segurança dum procedimento terapêutico (Röhrig *et al.*, 2009). Outra importante limitação reside na falta de controlo e quantificação da actividade física realizada para além dos exercícios em PDC. Com efeito, a participação no estudo envolveu sistemáticas e repetidas deslocações ao hospital, implicando necessariamente a realização de diversas transferências e percursos de marcha. Poderá ainda ter ocorrido actividade física suplementar, quer pela motivação associada à participação no estudo, quer por ganhos de autonomia ao longo do mesmo. Neste contexto, não se pode excluir um eventual efeito desta actividade física na evolução verificada.

A escolha do programa de tratamentos em PDC também pode ser entendida como uma limitação, não só por ter sido empírica, mas também porque teria sido preferível avaliar vários programas, com diferentes composições, frequências e

durações. Ainda no que diz respeito à posturografia, surge como limitação a incapacidade, decorrente do tipo de equipamento utilizado, de realizar o SOT e de avaliar o ES e os parâmetros associados à velocidade de oscilação ML do CP.

No que diz respeito ao risco de queda e à mobilidade em mulheres, os indivíduos foram estratificados segundo os resultados do teste TUG e da escala CEEA. Esta estratificação foi utilizada como medida global de evolução dos resultados, mas não foi analisada a evolução consoante o estrato considerado. Esta poderia identificar diferentes evoluções consoante o estrato, embora a dimensão relativamente pequena das amostras resultantes compromettesse provavelmente o significado estatístico dos resultados obtidos.

Surgem também como limitações do estudo os pontos de corte da escala CEEA utilizados, para elevado risco de queda e para mobilidade reduzida em mulheres. Estes pontos, que foram obtidos pela análise doutra população, revelaram menor exactidão do que os pontos de corte obtidos pela análise da população final do estudo. Ainda no que diz respeito aos indivíduos estudados, poderia ter sido realizada uma estratificação com base nos resultados dos diferentes testes de PDC, com possível excepção do teste de distribuição bipodal de carga, que permitisse diferenciar diferentes evoluções consoante o estrato considerado. No entanto, a dimensão relativamente pequena das amostras resultantes iria provavelmente comprometer o significado estatístico dos resultados obtidos.

Sendo este um estudo sobre quedas, há ainda que apontar duas importantes limitações. A primeira diz respeito ao registo de ocorrência destes eventos. Com efeito, embora se tenha procedido ao registo dos antecedentes de queda e de novas quedas durante o período do estudo, não se procedeu a qualquer registo para além da data da

reavaliação, isto é, no máximo até 14 dias após a última sessão de tratamento. Embora a análise destes dados não pudesse produzir uma medida conclusiva de eficácia e período de eficácia, face à ausência dum grupo de controlo, teria permitido a comparação do número de quedas num período de tempo definido pós-tratamento e num período homólogo pré-tratamento. A segunda limitação diz respeito à falta de quantificação das quedas ocorridas, em especial na distinção entre episódios únicos ou recorrentes. Esta quantificação teria permitido estratificar os indivíduos estudados em função do número de eventos ocorrido (nenhum, um ou mais do que um) e proceder a uma análise separada das evoluções verificadas, embora a dimensão relativamente pequena das amostras resultantes comprometesse provavelmente o significado estatístico dos resultados obtidos.

Deste modo, será desejável que futuras investigações envolvendo a PDC na prevenção de quedas, sejam realizadas através de estudos clínicos randomizados e controlados, com populações de maior dimensão, cujo desenho permita isolar, de forma mais eficaz, o tratamento em PDC como única variável. Será também desejável a avaliação de diferentes programas de tratamento em PDC, quanto à sua composição, frequência e duração e que o número de eventos de queda seja registado, não só os ocorridos antes do estudo, mas também os que venham a ocorrer num período definido após o tratamento. Além disso, a estratificação dos indivíduos estudados em função dos resultados do teste TUG, da escala CEEA – cujos pontos de corte terão que ser cuidadosamente ponderados - e dos testes de PDC deverá ser realizada.

### XIII - Conclusões

Comparando os resultados da primeira avaliação com os da segunda avaliação, efectuada após o treino em PDC, verificou-se, no teste TUG, uma diminuição do tempo de execução. Na escala CEEA verificou-se um aumento da pontuação, quer globalmente quer em todas as questões individuais. Na PDC verificou-se, no teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio, uma diminuição da velocidade de oscilação do CP em todas as componentes, à excepção da componente “olhos abertos, superfície estável”. No teste dos limites de estabilidade verificou-se uma diminuição da componente “tempo de reacção” e um aumento das componentes “controlo direccional”, “velocidade de movimento”, “pontos de terminação” e “pontos de excursão máxima”. No teste de transferência sedestação/ortostatismo verificou-se uma diminuição da componente “transferência de peso” e um aumento da componente “índice de elevação da massa corporal”. No teste de marcha na plataforma verificou-se uma diminuição da componente “largura de passo” e um aumento das componentes “comprimento de passo” e “velocidade”.

Deste modo, comparando os resultados da primeira avaliação com os da segunda avaliação, verificou-se uma evolução favorável e estatisticamente significativa de diversos parâmetros associados ao risco de queda. No que diz respeito à estratificação da população consoante o nível de risco de queda e de mobilidade, referido aos pontos de corte de 13,5 e 12 segundos do teste TUG e de 800 e 700 da escala CEEA, respectivamente, verificou-se uma diminuição do número de indivíduos em elevado risco de queda e do número de mulheres com mobilidade reduzida. No entanto, os pontos de corte da escala CEEA utilizados foram extraídos duma população

diferente e diferiram dos calculados para a população do estudo, que foram de 790 e 880 para elevado risco de queda e mobilidade reduzida em mulheres, respectivamente.

Numa avaliação global, a conjugação dos resultados dos instrumentos utilizados foi concordante, apontando para uma diminuição do risco de queda através da modificação de diversos factores de risco, com melhoria do equilíbrio, do nível de desempenho de AVD, incluindo a capacidade de deambular no exterior, de alguns parâmetros da marcha (largura de passo, comprimento de passo e velocidade) e de alguns parâmetros da transferência sedestação/ortostatismo (transferência de peso e índice de elevação da massa corporal).

As evoluções verificadas poderão estar associadas ao programa de treino em PDC efectuado. No entanto, devem ser realçadas as limitações do estudo, em especial o seu desenho, sem ocultação, randomização ou controlo, a falta de controlo e quantificação da actividade física realizada para além dos exercícios em PDC, os pontos de corte da escala CEEA utilizados na estratificação dos indivíduos e a ausência dum registo de quedas para além da segunda avaliação. Assim, seria desejável que futuras investigações envolvendo a PDC na prevenção de quedas tivessem em conta estas limitações, através da realização de estudos clínicos randomizados e controlados e com populações de maior dimensão, cujo desenho permitisse isolar, de forma mais eficaz, o tratamento em PDC como única variável e que incluíssem um registo temporal mais alargado dos eventos de queda.

#### XIV – Agradecimentos

Um trabalho deste tipo não poderia ser efectuado sem o auxílio dum número apreciável de pessoas. Assim sendo, gostaria de agradecer:

Ao Sr. Professor Doutor Mário Moura, que o despertou para a importância da Especialidade e lhe deu mais tarde a oportunidade de participar no seu ensino.

Ao Sr. Professor Doutor Jaime Branco, que se dispôs a ser seu orientador e que, apesar de todos os seus afazeres, esteve sempre disponível nessa função.

A todos quantos, através da sua colaboração e do seu incentivo, contribuíram de forma decisiva para a concretização deste trabalho: Sras. Professoras Doutoradas Maria João Marques Gomes, Patrícia Rosado Pinto e Salomé Almeida, Sras. Dras. Elsa Marques, Fernanda Filipe, Margarida Cantista e Susana Martins, Srs. Professores Doutores António Rendas, António Sousa Guerreiro, Fernando Pimentel, Mário Quina e Miguel Viana Baptista e Srs. Drs. João Maia, José Loff e Luís Sequeira de Medeiros.

A todos os doentes do estudo, pela disponibilidade e confiança demonstradas.

E, *last but not least*, à Graça, à Mariana e ao Francisco, por razões que transcendem quaisquer palavras.

## XV - Bibliografia

Agostini V, Chiaramello E, Bredariol C, Cavallini C, Knaflitz M. Postural control after traumatic brain injury in patients with neuro-ophthalmic deficits. *Gait Posture*. 2011; 34(2): 248-53.

Ahmad S, Rohrbaugh JW, Anokhin AP, Sirevaag EJ, Goebel JA. Effects of lifetime ethanol consumption on postural control: a computerized dynamic posturography study. *J Vestib Res*. 2002; 12(1): 53-64.

Al-Ama T. Falls in the elderly - Spectrum and prevention. *Can Fam Physician*. 2011; 57: 771-6.

Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern*. 2005; 93(5): 309-322.

All Party Parliamentary Osteoporosis Group. 2004. Falling short: delivering integrated falls and osteoporosis services in England. Disponível em: <http://www.nos.org.uk> (accedido: 31 Agosto 2012).

Alpini D, Cesarani A, Fraschini F, Kohen-Raz R, Capobianco S, Cornelio F. Aging and vestibular system: specific tests and role of melatonin in cognitive involvement. *Arch Gerontol Geriatr Suppl*. 2004; (9): 13-25.

American Geriatrics Society/British Geriatrics Society. Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons developed by the Panel on Prevention of Falls in Older Persons. *J Am Ger Soc*. 2010: 1-10.

American Geriatric Society - Guidelines for the prevention of falls in older persons. *J Am Ger Soc*. 2001; 49: 664-672.

Anand V, Buckley J, Scally A, Elliott D. Postural stability changes in the elderly with cataract simulation and refractive blur. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2003; 44(11): 4670-5.

Antti-Poika M, Ojala M, Matikainen E, Vaheri E, Juntunen J. Occupational exposure to solvents and cerebellar, brainstem and vestibular functions. *Int Arch Occup Environ Health*. 1989; 61(6): 397-401.

Araki S, Sato H, Yokoyama K, Murata K. Subclinical neurophysiological effects of lead: a review on peripheral, central, and autonomic nervous system effects in lead workers. *Am J Ind Med*. 2000; 37(2): 193-204.

Armand S, Landis T, Sztajzel R, Burkhard PR. Dyskinesia-induced postural instability in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2009; 15(5): 359-64.

Aroso Dias A. Osteoporose. *Epidemiologia e factores de risco*. In: Viana de Queiroz M, editor. *Reumatologia*. Lisboa: Lidel; 2002: 115.

Balaguer R, Pitarch S, Baydal JM, Morales MM. Static posturography with dynamic tests. Usefulness of biomechanical parameters in assessing vestibular patients. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2012; 63(5): 332-8.

Balzer K, Bremer M, Schramm S, Lühmann D, Raspe H. Falls prevention for the elderly. *GMS Health Technology Assessment*. 2012; 8: 1-18.

Barclay-Goddard R, Stevenson T, Poluha W, Moffatt ME, Taback SP. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *The Cochrane Collaboration*. 2004; 4.

Barona R, Zapater E, Montalt J, Armengot M, Basterra J. The effect of visual feedback exercises on balance in normal subjects. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 1994; 45(3): 161-5.

Barozzi S, Di Bernardino F, Arisi E, Cesarani A. A comparison between oculomotor rehabilitation and vestibular electrical stimulation in unilateral peripheral vestibular deficit. *Int Tinnitus J*. 2006; 12(1):45-9.

Basford JR, Chou LS, Kaufman KR, Brey RH, Walker A, Malec JF *et al*. An assessment of gait and balance deficits after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003; 84(3): 343-9.

Basmajian, J. Biofeedback in Rehabilitation Medicina. In: Delisa J, editor. *Rehabilitation medicine: principles and practice*. Philadelphia: Lippincott Company; 1993: 425-426.

Basta D, Rossi-Izquierdo M, Soto-Varela A, Ernst A. Mobile Posturography: Posturographic Analysis of Daily-Life Mobility. *Otol Neurotol*. 2012. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed> (acedido: 21 Novembro 2012).

Baumgartner RW, Keller S, Regard M, Bärtsch P. Flunarizine in prevention of headache, ataxia, and memory deficits during decompression to 4559 m. *High Alt Med Biol*. 2003; 4(3): 333-9.

Berg K - Balance and its measure in the elderly: a review. *Physioth Can*. 1989; 41(5): 240–6.

Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J, Maki B. Measuring Balance in the Elderly: Preliminary Development of an Instrument. *Physiot Can*. 1989; 41: 304-311.

Bergson E, Sataloff RT. Preoperative computerized dynamic posturography as a prognostic indicator of balance function in patients with acoustic neuroma. *Ear Nose Throat J*. 2005; 84(3): 154-6.

Bhatt T, Espy D, Yang F, Pai Y. Dynamic Gait Stability, Clinical Correlates, and Prognosis of Falls Among Community-Dwelling Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011; 92: 799-805.

Bigelow KE, Berme N. Development of a protocol for improving the clinical utility of posturography as a fall-risk screening tool. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. Vol. 2011; 66(2): 228-33.

Bischoff H, Stähelin H, Monsch A, Iversen M, Weyh A, von Dechend M *et al*. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed “up and go” test in community-dwelling and institutionalized elderly women. *Age and Ageing*. 2003; 32: 315-320.

Black FO, Angel CR, Pesznecker SC, Gianna C. Outcome analysis of individualized vestibular rehabilitation protocols. *Am J Otol*. 2000; 21(4): 543-51.

Blatt PJ, Georgakakis GA, Herdman SJ, Clendaniel RA, Tusa RJ. The effect of the canalith repositioning maneuver on resolving postural instability in patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Am J Otol.* 2000; 21(3): 356-63.

Bloch F, Thibaud M, Dugué B, Brèque C, Rigaud A, Kemoun G. Psychotropic drugs and falls in the elderly people: updated literature review and meta-analysis. *J Aging Health.* 2011; 23(2): 329-46.

Bloem BR, Beckley DJ, van Hilten BJ, Roos RA. Clinimetrics of postural instability in Parkinson's disease. *J Neurol.* 1998; 245(10): 669-73.

Bochnia M, Medraś M, Pośpiech L, Jaworska M. Poststeroid balance disorder--a case report in a body builder. *Int J Sports Med.* 1999; 20(6): 407-9.

Bogle T, Newton R - Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Phys. Ther.* 1996; 76(6): 576-85.

Bonan IV, Colle FM, Guichard JP, Vicault E, Eisenfisz M, Tran Ba Huy P *et al.* Reliance on visual information after stroke. Part I: balance on dynamic posturography. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(2): 268-73.

Bonan IV, Yelnik AP, Colle FM, Michaud C, Normand E, Panigot B *et al.* Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(2): 274-8.

Bourelle S, Berge B, Gautheron V, Cottalorda J. Computerized static posturographic assessment after treatment of equines deformity in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B.* 2010; 19(3): 211-20.

Bradley, S. Falls in older adults. *Mt Sinai J Med.* 2011; 78(4): 590-5.

Brey RH, Facer GW, Trine MB, Lynn SG, Peterson AM, Suman VJ. Vestibular effects associated with implantation of a multiple channel cochlear prosthesis. *Am J Otol.* 1995; 16(4): 424-30.

Bridenbaugh S, Kressig S. Laboratory review: the role of gait analysis in seniors' mobility and fall prevention. *Gerontology.* 2011; 57: 256-264.

Broglio SP, Sosnoff JJ, Rosengren KS, McShane K. A comparison of balance performance: computerized dynamic posturography and a random motion platform. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90(1): 145-50.

Bronte-Stewart HM, Minn AY, Rodrigues K, Buckley EL, Nashner LM. Postural instability in idiopathic Parkinson's disease: the role of medication and unilateral pallidotomy. *Brain.* 2002; 125(Pt 9): 2100-14.

Buatois S, Gueguen R, Gauchard GC, Benetos A, Perrin PP. Posturography and risk of recurrent falls in healthy non-institutionalized persons aged over 65. *Gerontology.* 2006; 52(6): 345-52.

Buchman CA, Joy J, Hodges A, Telischi FF, Balkany TJ. Vestibular effects of cochlear implantation. *Laryngoscope.* 2004; 114(10 Pt 2 Suppl 103): 1-22.

Buderath P, Gärtner K, Frings M, Christiansen H, Schoch B, Konczak J *et al.* Postural and gait performance in children with attention deficit/hyperactivity disorder. *Gait Posture*. 2009; 29(2): 249-54.

Caldirola D, Teggi R, Bondi S, Lopes FL, Grassi M, Bussi M *et al.* Is there a hypersensitive visual alarm system in panic disorder? *Psychiatry Res*. 2011; 187(3): 387-91.

Camargos, FF, Dias RC, Dias JM, Freire MT. Cross-cultural adaptation and evaluation of the psychometric properties of the Falls Efficacy Scale-International among elderly brazilians. *Rev Bras Fisioter*. 2010; 14(3): 237-43.

Camicioli R, Panzer VP, Kaye J. Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. *Arch Neurol*. 1997; 54(8): 976-81.

Campbell A, Borrie M, Spears G, Jackson S, Brown J, Fitzgerald J. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age and Ageing*. 1990; 19: 136-141.

Campbell A, Robertson M, Gardner M, Norton R, Buchner D. Falls prevention over 2 years: a randomized controlled trial in women 80 years and older. *Age and Ageing*. 1999; 28(6): 513-8.

Campbell A, Robertson M, La Grow S, Kerse N, Sanderson G, Jacobs R *et al.* Randomised controlled trial of prevention of falls in people aged  $\geq 75$  with severe visual impairment: the VIP trial. *BMJ*. 2005; 331(7520): 817-20.

Carter ND, Khan KM, McKay HA, Petit MA, Waterman C, Heinonen A *et al.* Community-based exercise program reduces risk factors for falls in 65- to 75-year-old women with osteoporosis: randomized controlled trial. *Can Med Ass J*. 2002; 167(9): 997-1004.

Carter ND, Khan KM, Petit MA, Heinonen A, Waterman C, Donaldson MG *et al.* Results of a 10 week community based strength and balance training programme to reduce fall risk factors: a randomised controlled trial in 65-75 year old women with osteoporosis. *Br J Sports Med*. 2001; 35(5): 348-51.

Casselbrant ML, Furman JM, Rubenstein E, Mandel EM. Effect of otitis media on the vestibular system in children. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1995; 104(8): 620-4.

Ciaschini P, Straus S, Dolovich L, Goeree R, Leung K, Woods C *et al.* Community-based intervention to optimize falls risk management: a randomized controlled trial. *Age Ageing*. 2009; 38(6): 724-30.

Chao WY, Tseng HZ, Tsai ST. Caloric response and postural control in patients with nasopharyngeal carcinoma after radiotherapy. *Clin Otolaryngol Allied Sci*. 1998; 23(5): 439-41.

Chaudhuri S, Aruin AS. The effect of shoe lifts on static and dynamic postural control in individuals with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000; 81(11): 1498-503.

Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Bukiet B, Ji Z, Sims T *et al.* Measures of postural stability. *J Rehabil Res Dev*. 2004; 41(5): 713-20.

Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Ji Z, Maney M, Sims T *et al.* Postural stability index is a more valid measure of stability than equilibrium score. *J Rehabil Res Dev.* 2005; 42(4): 547-56.

Choi S, Lawler E, Boenecke C, Ponatoski E, Zimring C. Developing a multi-systemic fall prevention model, incorporating the physical environment, the care process and technology: a systematic review. *J Adv Nurs.* 2011; 67(12): 2501-24.

Cho KH, Lee KJ, Song CH. Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *Tohoku J Exp Med.* 2012; 228(1):69-74.

Clark S, Rose DJ, Fujimoto K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78(10): 1078-84.

Close C, Lord S, Menz H, Sherrington . What is the role of falls? *Best Pract Res C Rheum.* 2005; 19(6): 913–935.

Cohen HS, Kimball KT. Decreased ataxia and improved balance after vestibular rehabilitation. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004; 130(4): 418-25.

Cohen HS, Kimball KT, Jenkins HA. Factors affecting recovery after acoustic neuroma resection. *Acta Otolaryngol.* 2002; 122(8): 841-50.

Cohen HS, Kimball KT. Usefulness of some current balance tests for identifying individuals with disequilibrium due to vestibular impairments. *J Vestib Res.* 2008; 18(5): 295-303.

Cohen HS, Sangi-Haghpeykar H. Canalith repositioning variations for benign paroxysmal positional vertigo. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2010; 143(3): 405-12.

Colledge NR, Barr-Hamilton RM, Lewis SJ, Sellar RJ, Wilson JA. Evaluation of investigations to diagnose the cause of dizziness in elderly people: a community based controlled study. *BMJ.* 1996; 313(7060): 788-92.

Crane BT, Demer JL. Gaze stabilization during dynamic posturography in normal and vestibulopathic humans. *Exp Brain Res.* 1998; 122(2): 235-46.

Cwikel JG, Fried AV, Biderman A, Galinsky D. Validation of a fall-risk screening test, the Elderly Fall Screening Test (EFST), for community-dwelling elderly. *Dis Rehab.* 1998; 20: 161–167.

Cumming R, Ivers R, Clemson L, Cullen J, Hayes M, Tanzer M *et al.* Improving vision to prevent falls in frail older people: a randomized trial. *J Am Geriatr Soc.* 2007; 55(2): 175-81.

Deandrea S, Lucenteforte E, Bravi F, Foschi R, La Vecchia C, Negri E. Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *Epidemiolog.* 2010; 21(5): 658-68.

Delcker A, Wilhelm H, Timmann D, Diener HC. Side effects from increased doses of carbamazepine on neuropsychological and posturographic parameters of humans. *Eur Neuropsychopharmacol.* 1997; 7(3): 213-8.

DeLisa J, Martin G, Currie M. Rehabilitation medicine: past, present, and future. In: DeLisa J, editor. Rehabilitation medicine: principles and practice. Philadelphia: Lippincott Company; 1993.

Dias R, Freire M, Santos E, Vieira R, Dias J, Perracini M. Characteristics associated with activity restriction induced by fear of falling in community-dwelling elderly. *Rev Bras Fisioter.* 2011; 15(5): 406-13.

Di Fabio RP. Meta-analysis of the sensitivity and specificity of platform posturography. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1996; 122(2): 150-6.

Dimitri PS, Wall C 3rd, Rauch SD. Multivariate vestibular testing: thresholds for bilateral Ménière's disease and aminoglycoside ototoxicity. *J Vestib Res.* 2001-2002; 11(6): 391-404.

Direcção-Geral da Saúde. 2008. Circular informativa nº 13.

Donaldson CJ, Hoffer ME, Balough BJ, Gottshall KR. Prognostic assessments of medical therapy and vestibular testing in post-traumatic migraine-associated dizziness patients. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2010; 143(6): 820-5.

Duarte M, Freitas S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(3): 183-92.

Ebersbach G, Edler D, Kaufhold O, Wissel J. Whole body vibration versus conventional physiotherapy to improve balance and gait in Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89(3): 399-403.

Ekblad S, Lönnberg B, Berg G, Odqvist L, Ledin T, Hammar M. Estrogen effects on postural balance in postmenopausal women without vasomotor symptoms: a randomized masked trial. *Obstet Gynecol.* 2000; 95(2): 278-83.

Eisenman DJ, Speers R, Telian SA. Labyrinthectomy versus vestibular neurectomy: long-term physiologic and clinical outcomes. *Otol Neurotol.* 2001; 22(4): 539-48.

Ferrufino L, Bril B, Dietrich G, Nonaka T, Coubard OA. Practice of contemporary dance promotes stochastic postural control in aging. *Front Hum Neurosci.* 2011; 5:169.

Fife TD, Blum D, Fisher RS. Measuring the effects of antiepileptic medications on balance in older people. *Epilepsy Res.* 2006; 70(2-3): 103-9.

Figueiro M, Plitnick B, Rea M, Gras L, Rea M. Lighting and perceptual cues: effects on gait measures of older adults at high and low risk for falls. *BMC Geriatr.* 2011; 24: 11:49.

Fitzgerald G, Boonen S, Compston J, Pfeilschifter J, Lacroix A, Hosmer D *et al.* Differing risk profiles for individual fracture sites: Evidence from the global longitudinal study of osteoporosis in women (GLOW). *J Bone Miner Res.* 2012; 27(9): 1907-1915.

Foss A, Harwood R, Osborn F, Gregson R, Zaman A, Masud T. Falls and health status in elderly women following second eye cataract surgery: a randomised controlled trial. *Age and Ageing.* 2006; 35(1): 66-71.

Freeman E, Muñoz B, Rubin G, West S. Visual field loss increases the risk of falls in older adults: the Salisbury eye evaluation. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007; 48(10): 4445-50.

Fransson PA, Kristinsdottir EK, Hafström A, Magnusson M, Johansson R. Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. *Eur J Appl Physiol.* 2004; 91(5-6): 595-603.

Fujisawa T, Iida A, Takuma S, Koseki H, Kimura K, Fukushima K. Recovery of dynamic balance after additional small divided doses of midazolam given intravenously for sedation. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 45(3): 208-11.

Fujisawa T, Takuma S, Koseki H, Kimura K, Fukushima K. Assessment of the recovery of dynamic balance after intravenous sedation with midazolam. *J Anesth.* 2005; 19(1): 26-30.

Fujisawa T, Takuma S, Koseki H, Kimura K, Fukushima K. Correlation between precise and simple tests in recovery of dynamic balance function after intravenous sedation with midazolam in the elderly. *J Anesth.* 2007; 21(2):153-8.

Fujisawa T, Takuma S, Koseki H, Kimura K, Fukushima K. Recovery of intentional dynamic balance function after intravenous sedation with midazolam in young and elderly subjects. *Eur J Anaesthesiol.* 2006; 23(5): 422-5.

Fujisawa T, Takuma S, Koseki H, Kimura K, Fukushima K. Study on the usefulness of precise and simple dynamic balance tests for the evaluation of recovery from intravenous sedation with midazolam and propofol. *Eur J Anaesthesiol.* 2007; 24(5): 425-30.

Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fujii Y, Miyauchi A, Takagi Y *et al.* Postural stabilizing effect of alfacalcidol and active absorbable algal calcium (AAA Ca) compared with calcium carbonate assessed by computerized posturography. *J Bone Miner Metab.* 2007; 25(1): 68-73.

Furman JM, Sparto PJ, Soso M, Marcus D. Vestibular function in migraine-related dizziness: a pilot study. *J Vestib Res.* 2005; 15(5-6): 327-32.

Gabilan YP, Perracini MR, Munhoz MS, Ganuç FF. Aquatic physiotherapy for vestibular rehabilitation in patients with unilateral vestibular hypofunction: exploratory prospective study. *J Vestib Res.* 2008; 18(2-3): 139-46.

Gagey P, Weber B. *Posturologie.* 2<sup>a</sup> ed. Paris: Masson, 1999.

Gangloff P, Perrin PP. Unilateral trigeminal anaesthesia modifies postural control in human subjects. *Neurosci Lett.* 2002; 330(2): 179-82.

Gandelman-Martón R, Arlazoroff A, Dvir Z. Balance performance in adult epilepsy patients. *Seizure.* 2006; 15(8): 582-9.

Gates S, Smith L, Fisher J, Lamb S. Systematic review of accuracy of screening instruments for predicting fall risk among independently living older adults. *J Rehabil Res Dev.* 2008; 45(8): 1105-16.

Giacomini PG, Alessandrini M, Evangelista M, Napolitano B, Lanciani R, Camaioni D. Impaired postural control in patients affected by tension-type headache. *Eur J Pain*. 2004; 8(6): 579-83.

Gianoli G, McWilliams S, Soileau J, Belafsky P. Posturographic performance in patients with the potential for secondary gain. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2000; 122(1): 11-8.

Gil-Gómez JA, Lloréns R, Alcañiz M, Colomer C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *J Neuroeng Rehabil*. 2011; 23: 8-30.

Gill-Body KM, Beninato M, Krebs DE. Relationship among balance impairments, functional performance, and disability in people with peripheral vestibular hypofunction. *Phys Ther*. 2000; 80(8): 748-58.

Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH. Interventions for preventing falls in older people living in the community (review). *The Cochrane Collaboration*. 2009; 2.

Gill C, Malison A, Longridge N. Effects of dimenhydrinate on computerized dynamic posturography. *J Otolaryngol*. 2000; 29(6): 337-9.

Godinho, C. Parâmetros do comportamento postural. Lisboa: 2006. Tese de mestrado.

Goebel JA, Birge SJ, Price SC, Hanson JM, Fishel DG. Estrogen replacement therapy and postural stability in the elderly. *Am J Otol*. 1995; 16(4): 470-4.

Goebel JA, Dunham DN, Rohrbaugh JW, Fischel D, Stewart PA. Dose-related effects of alcohol on dynamic posturography and oculomotor measures. *Acta Otolaryngol Suppl*. 1995; 520(1): 212-5.

Goplen FK, Grønning M, Aasen T, Nordahl SH. Vestibular effects of diving - a 6-year prospective study. *Occup Med (Lond)*. 2010; 60(1): 43-8.

Goplen FK, Grønning M, Irgens A, Sundal E, Nordahl SH. Vestibular symptoms and otoneurological findings in retired offshore divers. *Aviat Space Environ Med*. 2007; 78(4): 414-9.

Goto F, Kushiro K, Tsutsumi T. Effect of chewing gum on static posturography in patients with balance disorders. *Acta Otolaryngol*. 2011; 131(11): 1187-92.

Gouveris H, Stripf T, Victor A, Mann W. Dynamic posturography findings predict balance status in vestibular schwannoma patients. *Otol Neurotol*. 2007; 28(3): 372-5.

Grisso J, Kelsey J, Strom B, Ghu G, Maislin G, O'Brien L *et al*. Risk factors for falls as a cause of hip fractures in women. *N Engl J Med*. 1991; 324: 1326-1331.

Haeggström EO, Forsman PM, Wallin AE, Toppila EM, Pyykkö IV. Evaluating sleepiness using force platform posturography. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2006; 53(8): 1578-85.

Halická Z, Lobotková J, Bučková K, Bzdúšková D, Hlavačka F. Age-related effect of visual biofeedback on human balance control. *Act Nerv Super Rediviva* 2011; 53(2): 67-71.

Hammar ML, Lindgren R, Berg GE, Möller CG, Niklasson MK. Effects of hormonal replacement therapy on the postural balance among postmenopausal women. *Obstet Gynecol.* 1996; 88(6): 955-60.

Haran M, Cameron I, Ivers R, Simpson J, Lee B, Tanzer M, Porwal M, Kwan M, Severino C, Lord S - Effect on falls of providing single lens distance vision glasses to multifocal glasses wearers: VISIBLE randomised controlled trial. *BMJ.* 2010; 340: c2456.

Harwood R, Foss A, Osborn F, Gregson R, Zaman A, Masud T. Falls and health status in elderly women following first eye cataract surgery: a randomised controlled trial. *Br J Ophthalmol.* 2005; 89(1): 53-9.

Hatzitaki V, Amiridis I, Nikodelis T, Spiliopoulou S. Direction-induced effects of visually guided weight-shifting training on standing balance in the elderly. *Gerontology.* 2009; 55(2):145-52.

Hebert JR, Corboy JR, Manago MM, Schenkman M. Effects of vestibular rehabilitation on multiple sclerosis-related fatigue and upright postural control: a randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2011; 91(8): 1166-83.

Helbostad JL, Sletvold O, Moe-Nilssen R. Effects of home exercises and group training on functional abilities in home-dwelling older persons with mobility and balance problems. A randomized study. *Aging Clin Exp Res.* 2004; 16(2): 113-21.

Herpin G, Gargouri I, Gauchard GC, Nisse C, Khadhraoui M, Elleuch B *et al.* Effect of chronic and subchronic organic solvents exposure on balance control of workers in plant manufacturing adhesive materials. *Neurotox Res.* 2009; 15(2): 179-86.

Hektoen L, Aas E, Lurås H - Cost-effectiveness in fall prevention for older women. *Scand J Public Health.* 2009; 37(6): 584-9.

Herman T, Giladi N, Hausdorff J. Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye. *Gerontology.* 2011; 57(3):203-10.

Hiller A, Pyykkö I, Saarnivaara L. Evaluation of postural stability by computerised posturography following outpatient paediatric anaesthesia. Comparison of propofol/alfentanil/N<sub>2</sub>O anaesthesia with thiopentone/halothane/N<sub>2</sub>O anaesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1993; 37(6): 556-61.

Hirsch MA, Toole T, Maitland CG, Rider RA. The effects of balance training and high-intensity resistance training on persons with idiopathic Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84(8): 1109-17.

Holroyd-Leduc JM, Liu BA, Maki BE, Zecevic A, Herrmann N, Black SE. The role of buspirone for the treatment of cerebellar ataxia in an older individual. *Can J Clin Pharmacol.* 2005; 12(3): 218-21.

Hollman J, Kovash F, Kubik J, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture.* 2007; 26 (1): 113-9.

Honkavaara P. Effect of transdermal hyoscine on nausea and vomiting during and after middle ear surgery under local anaesthesia. *Br J Anaesth.* 1996; 76(1): 49-53.

Horak FB, Jones-Rycewicz C, Black FO, Shumway-Cook A. Effects of vestibular rehabilitation on dizziness and imbalance. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1992; 106(2): 175-80.

Houdijk H, Fickert R, van Velzen J, van Bennekom C. The energy cost for balance control during upright standing. *Gait Posture.* 2009; 30(2): 150-4.

Howe TE, Rochester L, Neil F, Skelton DA, Ballinger C. Exercise for improving balance in older people (Review). *The Cochrane Collaboration.* 2012; 5.

Howland J, Lachman M.E, Levin WC, Fried L, Pordon D, Bak S. Fear of falling among the community-dwelling elderly. *J Aging Health.* 1993; 5: 229-43.

Hu M, Woollacott M. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *Gerontology.* 1994; 49 (2): 52–61.

Ickenstein GW, Ambach H, Klöditz A, Koch H, Isenmann S, Reichmann H *et al.* Static posturography in aging and Parkinson's disease. *Front Aging Neurosci.* 2012; 4:20.

Iki M, Ishizaki H, Aalto H, Starck J, Pyykkö I. Smoking habits and postural stability. *Am J Otolaryngol.* 1994; 15(2): 124-8.

Isotalo E, Kapoula Z, Feret PH, Gauchon K, Zamfirescu F, Gagey PM - Monocular versus binocular vision in postural control. *Auris Nasus Larynx.* 2004; 31: 11-17.

Isotalo E, Heikki A, Ilmari P. Oculomotor findings mimicking a cerebellar disorder and postural control in severe Meniere's disease. *Auris Nasus Larynx.* 2009; 36(1):36-41.

Iwata T, Mori H, Dakeishi M, Onozaki I, Murata K. Effects of mixed organic solvents on neuromotor functions among workers in Buddhist altar manufacturing factories. *J Occup Health.* 2005; 47(2): 143-8.

Jagielski J, Kubiczek-Jagielska M, Sobstyl M, Koziara H, Błaszczuk J, Zabek M, Zaleski M. Posturography as objective evaluation of the balance system in Parkinson's disease patients after neurosurgical treatment. A preliminary report. *Neurol Neurochir Pol.* 2006; 40(2): 127-33.

Jamet M, *et al.* Higher visual dependency increases balance control perturbation during cognitive task fulfillment in elderly people. *Neuroscience Letters.* 2004;359(1-2): 61-64.

Januário F; Amaral C - Fisiologia do equilíbrio. *Rev SPMFR.* 2010; 19(2): 31-37.

Jáuregui-Renaud K, Kovacsovic B, Vrethem M, Odjvist LM, Ledin T. Dynamic and randomized perturbed posturography in the follow-up of patients with polyneuropathy. *Arch Med Res.* 1998;29(1): 39-44.

Jurkiewicz D, Kantor I. Comparable efficacy between twice and three times daily for treatment of balance system disturbances. *Pol Merkur Lekarski.* 2009; 26(151): 29-34.

Kang JH, Park RY, Lee SJ, Kim JY, Yoon SR, Jung KI. The effect of the forward head posture on postural balance in long time computer based worker. *Ann Rehabil Med.* 2012; 36(1): 98-104.

Karapolat H, Celebisoy N, Kirazli Y, Bilgen C, Eyigor S, Gode S, Akyuz A, Kirazli T. Does betahistine treatment have additional benefits to vestibular rehabilitation? *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2010;267(8): 1207-12.

Karlberg M, Magnusson M, Malmström EM, Melander A, Moritz U. Postural and symptomatic improvement after physiotherapy in patients with dizziness of suspected cervical origin. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996; 77(9): 874-82.

Kasse CA, Santana GG, Branco-Barreiro FC, Scharlach RC, Gazzola JM, Ganança FF *et al*. Postural control in older patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2012; 146(5): 809-15.

Kaufman KR, Brey RH, Chou LS, Rabatin A, Brown AW, Basford JR. Comparison of subjective and objective measurements of balance disorders following traumatic brain injury. *Med Eng Phys*. 2006; 28(3): 234-9.

Kelafant GA, Berg RA, Schleenbaker R. Toxic encephalopathy due to 1,1,1-trichloroethane exposure. *Am J Ind Med*. 1994; 25(3): 439-46.

Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly - The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. *Dan Med Bull*. 1987; 34(4): 1-24.

Kenny R, Richardson D, Steen N, Bexton R, Shaw F, Bond J - Carotid sinus syndrome: a modifiable risk factor for nonaccidental falls in older adults (SAFE PACE). *J Am Coll Cardiol*. 2001; 38(5): 1491-6.

Kentala E, Vivas J, Wall C 3rd. Reduction of postural sway by use of a vibrotactile balance prosthesis prototype in subjects with vestibular deficits. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2003;112 (5): 404-9.

Kessler N, Ganança MM, Ganança CF, Ganança FF, Lopes SC, Serra AP *et al*. Balance Rehabilitation Unit posturography in relapsing-remitting multiple sclerosis. *Arq Neuropsiquiatr*. 2011; 69(3): 485-90.

Kimura K, Yokoyama K, Sato H, Nordin RB, Naing L, Kimura S *et al*. Effects of pesticides on the peripheral and central nervous system in tobacco farmers in Malaysia: studies on peripheral nerve conduction, brain-evoked potentials and computerized posturography. *Ind Health*. 2005; 43(2): 285-94.

Kingma H, Gauchard GC, de Waele C, van Nechel C, Bisdorff A, Yelnik A *et al*. Stocktaking on the development of posturography for clinical use. *J Vestib Res*. 2011; 21(3): 117-25.

Kleffelgaard I, Roe C, Soberg HL, Bergland A. Associations among self-reported balance problems, post-concussion symptoms and performance-based tests: a longitudinal follow-up study. *Disabil Rehabil*. 2012; 34(9): 788-94.

Kronenbuerger M, Konczak J, Ziegler W, Buderath P, Frank B, Coenen VA *et al*. Balance and motor speech impairment in essential tremor. *Cerebellum*. 2009; 8(3): 389-98.

La Grow S, Robertson M, Campbell A, Clarke G, Kerse N - Reducing hazard related falls in people 75 years and older with significant visual impairment: how did a successful program work? *Inj Prev.* 2006; 12(5): 296-301.

Lázaro M, González A, Latorre G, Fernández C, Ribera JM. Postural stability in the elderly: Fallers versus non-fallers. *European Geriatric Medicine.* 2011; 2: 1-5.

Ledin T, Gupta A, Larsen LE, Odkvist LM. Randomized perturbed posturography: methodology and effects of midazolam sedation. *Acta Otolaryngol.* 1993; 113(3): 245-8.

Ledin T, Jansson E, Möller C, Odkvist LM. Chronic toxic encephalopathy investigated using dynamic posturography. *Am J Otolaryngol.* 1991; 12(2): 96-100.

Ledin T, Kronhed A, Möller C, Möller M, Odkvist L, Olsson B. Effects of balance training in elderly evaluated by clinical tests and dynamic posturography. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation.* 1990-1991; 1(2): 129-138.

Ledin T, Odkvist LM, Möller C. Effects of loratadine on postural control. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1995; 520(2): 310-2.

Ledin T, Odkvist LM, Möller C. Posturography findings in workers exposed to industrial solvents. *Acta Otolaryngol.* 1989;107(5-6): 357-61.

Ledin T. Randomized perturbed posturography in abstinent chronic alcoholics. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1995; 520(2): 447-9.

Lekhel H, Popov K, Anastasopoulos D, Bronstein A, Bhatia K, Marsden CD, Gresty M. Postural responses to vibration of neck muscles in patients with idiopathic torticollis. *Brain.* 1997; 120 ( 4): 583-91.

Lee KB, Park YH, Song EK, Yoon TR, Jung KI. Static and dynamic postural balance after successful mobile-bearing total ankle arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010; 91(4): 519-22.

Lee GE, Bae H, Yoon TS, Kim JS, Yi TI, Park JS. Factors that Influence Quiet Standing Balance of Patients with Incomplete Cervical Spinal Cord Injuries. *Ann Rehabil Med.* 2012; 36(4): 530-7.

Leipzig R, Cumming R, Tinetti M. Drugs and falls in older people: a systematic review and meta-analysis: I. Psychotropic drugs. *J Am Geriatr Soc.* 1999; 47 (1): 30-9.

Leipzig R, Cumming R, Tinetti M - Drugs and falls in older people: a systematic review and meta-analysis: II. Cardiac and analgesic drugs. *J Am Geriatr Soc.* 1999; 47 (1): 40-50.

Letts L, Moreland J, Richardson J, Coman L, Edwards M, Ginis K *et al.* The physical environment as a fall risk factor in older adults: Systematic review and meta-analysis of cross-sectional and cohort studies. *Aust Occup Ther J.* 2010; 57 (1): 51-64.

Levo H, Blomstedt G, Hirvonen T, Pyykkö I. Causes of persistent postoperative headache after surgery for vestibular schwannoma. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 2001; 26(5): 401-6.

Liaw MY, Chen CL, Chen JF, Tang FT, Wong AM, Ho HH. Effects of Knight-Taylor brace on balance performance in osteoporotic patients with vertebral compression fracture. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2009; 22(2):75-81.

Licameli G, Zhou G, Kenna MA. Disturbance of vestibular function attributable to cochlear implantation in children. *Laryngoscope.* 2009; 119(4): 740-5.

Liguori A, D'Agostino RB Jr, Dworkin SI, Edwards D, Robinson JH. Alcohol effects on mood, equilibrium, and simulated driving. *Alcohol Clin Exp Res.* 1999; 23(5): 815-21.

Liguori A, Gatto CP, Jarrett DB. Separate and combined effects of marijuana and alcohol on mood, equilibrium and simulated driving. *Psychopharmacology.* 2002; 163(3-4): 399-405.

Liguori A, Robinson JH. Caffeine antagonism of alcohol-induced driving impairment. *Drug Alcohol Depend.* 2001; 63(2): 123-9.

Longridge NS, Mallinson AI, Denton A. Visual vestibular mismatch in patients treated with intratympanic gentamicin for Meniere's disease. *J Otolaryngol.* 2002; 31(1): 5-8.

Lord S, Dayhew J, Howland A. Multifocal glasses impair edge-contrast sensitivity and depth perception and increase the risk of falls in older people. *J Am Geriatr Soc.* 2002; 50 (11): 1760-6.

Lord S. Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing.* 2006; 35 (2): 42-45.

Loughran S, Tennant N, Kishore A, Swan IR. Interobserver reliability in evaluating postural stability between clinicians and posturography. *Clin Otolaryngol.* 2005; 30(3): 255-7.

Lou JS, Goldfarb L, McShane L, Gatev P, Hallett M. Use of buspirone for treatment of cerebellar ataxia. An open-label study. *Arch Neurol.* 1995; 52(10): 982-8.

MacDougall HG, Moore ST, Curthoys IS, Black FO. Modeling postural instability with Galvanic vestibular stimulation. *Exp Brain Res.* 2006; 172(2): 208-20.

Madeleine P, Prietzel H, Sværre H, Arendt-Nielsen L. Quantitative posturography in altered sensory conditions: a way to assess balance instability in patients with chronic whiplash injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(3): 432-8.

Magnusson M, Kahlon B, Karlberg M, Lindberg S, Siesjö P. Preoperative vestibular ablation with gentamicin and vestibular 'prehab' enhance postoperative recovery after surgery for pontine angle tumours--first report. *Acta Otolaryngol.* 2007; 127(12): 1236-40.

Makker R, Bailey P, Royston R, Kulinskaya E. Computerised dynamic posturography to assess recovery comparing general anaesthesia with sedation and local anaesthesia for day case nasal surgery. *Anaesthesia.* 2001; 56(11): 1097-102.

Mallinson AI, Longridge NS. A new set of criteria for evaluating malingering in work-related vestibular injury. *Otol Neurotol.* 2005; 26(4): 686-90.

Mallinson AI, Longridge NS. Dizziness from whiplash and head injury: differences between whiplash and head injury. *Am J Otol.* 1998; 19(6): 814-8.

Mallinson AI, Longridge NS. Specific vocalized complaints in whiplash and minor head injury patients. *Am J Otol*. 1998; 19(6): 809-13.

Mallinson AI, Longridge NS, Morley RE. Evaluation of the effects of ethanol on static and dynamic gait. *J Otolaryngol Head Neck Surg*. 2008; 37(6): 856-9.

Mandybur G, King WM, Moore K. Stereotactic posterioventral pallidotomy improves balance control as assessed by computerized posturography. *Stereotact Funct Neurosurg*. 1999; 72(2-4): 233-40.

Marchetti G, Whitney S. Construction and validation of the 4-item dynamic gait index. *Phys Ther*. 2006; 86: 1651-1660.

Mak MK, Lau AL, Law FS, Cheung CC, Wong IS - Validation of the chinese translated activities-specific balance confidence scale. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007; 88: 496-503.

Mbongo F, Patko T, Vidal PP, Vibert N, Tran Ba Huy P, de Waele C. Postural control in patients with unilateral vestibular lesions is more impaired in the roll than in the pitch plane: a static and dynamic posturography study. *Audiol Neurootol*. 2005; 10(5): 291-302.

McDonald J, Corbeil P, Pourcher E. Balance control improves following replacement of paroxetine with venlafaxine and levodopa in a case of microvascular dementia. *Am J Geriatr Pharmacother*. 2011; 9(2): 133-7.

McKiernan F - A simple gait-stabilizing device reduces outdoor falls and nonserious injurious falls in fall-prone older people during the winter. *J Am Geriatr Soc*. 2005; 53(6): 943-7.

Medeiros IR, Bittar RS, Pedalini ME, Lorenzi MC, Formigoni LG, Bento RF. Vestibular rehabilitation therapy in children. *Otol Neurotol*. 2005; 26(4): 699-703.

Meldrum D, Herdman S, Moloney R, Murray D, Duffy D, Malone K *et al*. Effectiveness of conventional versus virtual reality based vestibular rehabilitation in the treatment of dizziness, gait and balance impairment in adults with unilateral peripheral vestibular loss: a randomised controlled trial. *BMC Ear Nose Throat Disord*. 2012 Mar 26;12:3.

Melnick ME, Dowling GA, Aminoff MJ, Barbaro NM. Effect of pallidotomy on postural control and motor function in Parkinson disease. *Arch Neurol*. 1999; 56(11): 1361-5.

Merlo A, Zemp D, Zanda E, Rocchi S, Meroni F, Tettamanti M *et al*. Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: the Canton Ticino study. *Gait & Posture*. 2012; 36: 662-666

Mirovsky Y, Blankstein A, Shlamkovitch N. Postural control in patients with severe idiopathic scoliosis: a prospective study. *J Pediatr Orthop B*. 2006; 15(3): 168-71.

Mishra A, Davis S, Speers R, Shepard NT. Head shake computerized dynamic posturography in peripheral vestibular lesions. *Am J Audiol*. 2009; 18(1): 53-9.

Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natou J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res.* 2004; 37(9): 1411-1421.

Mockford KA, Mazari FA, Jordan AR, Vanicek N, Chetter IC, Coughlin PA. Computerized dynamic posturography in the objective assessment of balance in patients with intermittent claudication. *Ann Vasc Surg.* 2011; 25(2): 182-90.

Möller C, Odkvist L, Larsby B, Tham R, Ledin T, Bergholtz L. Otoneurological findings in workers exposed to styrene. *Scand J Work Environ Health.* 1990; 16(3): 189-94.

Morgan SS, Beck WG, Dobie RA. Can posturography identify informed malingerers? *Otol Neurotol.* 2002; 23(2): 214-7.

Monzani D, Guidetti G, Chiarini L, Setti G. Combined effect of vestibular and craniomandibular disorders on postural behaviour. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2003; 23(1): 4-9.

Mraz M, Curzytek M, Mraz MA, Gawron W, Czerwosz L, Skolimowski T. Body balance in patients with systemic vertigo after rehabilitation exercise. *J Physiol Pharmacol.* 2007; 58(5): 427-36.

Mruzek M, Barin K, Nichols DS, Burnett CN, Welling DB. Effects of vestibular rehabilitation and social reinforcement on recovery following ablative vestibular surgery. *Laryngoscope.* 1995; 105(7): 686-92.

Muir S, Gopaul K, Montero Odasso M. The role of cognitive impairment in fall risk among older adults: a systematic review and meta-analysis. *Age Ageing.* 2012; 41(3):299-308.

Munoz F, Salmochi JF, Faouën P, Rougier P. Low back pain sufferers: is standing postural balance facilitated by a lordotic lumbar brace? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010; 96(4): 362-6.

Murad M, Elamin K, Elnour N, Elamin M, Alkatib A, Fatourehchi M, Almandoz J, Mullan R, Lane M, Liu H, Erwin P, Hensrud D, Montori V - The Effect of Vitamin D on Falls: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Endocrinol Metab.* 2011; 96(10): 2997–3006.

Naessen T, Lindmark B, Larsen HC. Better postural balance in elderly women receiving estrogens. *Am J Obstet Gynecol.* 1997; 177(2): 412-6.

Nagano A, Noritake H, Luo ZW. An analysis of directional changes in the center of pressure trajectory during stance. *Gait Posture.* 2010; 31(3): 400-2.

Na EH, Yoon TS, Han SJ. Improvement of quiet standing balance in patients with wallenberg syndrome after rehabilitation. *Ann Rehabil Med.* 2011; 35(6): 791-7.

National Institute for Clinical Excellence. Clinical practice guideline for the assessment and prevention of falls in older people. 2004.

Nardone A, Schieppati M - The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2010; 46(2): 221-37.

Nelson SR, Di Fabio RP, Anderson JH. Vestibular and sensory interaction deficits assessed by dynamic platform posturography in patients with multiple sclerosis. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1995; 104(1): 62-8.

Neurocom. Computerized Dynamic Posturography Defined. Disponível em: <http://resourcesonbalance.com> (acedido: 31 Janeiro 2012).

Neurocom International, Inc. Balance Master system operator's manual. Neurocom International Inc., 2004.

Niklasson M, Möller C, Odkvist LM, Ekberg K, Flodin U, Dige N, Sköldestig A. Are deficits in the equilibrium system relevant to the clinical investigation of solvent-induced neurotoxicity? *Scand J Work Environ Health*. 1997; 23(3): 206-13.

Nilsson MH, Fransson PA, Jarnlo GB, Magnusson M, Rehnrona S. The effects of high frequency subthalamic stimulation on balance performance and fear of falling in patients with Parkinson's disease. *J Neuroeng Rehabil*. 2009; 6: 13.

Noachtar S, von Maydell B, Fuhry L, Büttner U. Gabapentin and carbamazepine affect eye movements and posture control differently: a placebo-controlled investigation of acute CNS side effects in healthy volunteers. *Epilepsy Res*. 1998; 31(1): 47-57.

Nocera J, Horvat M, Ray CT. Effects of home-based exercise on postural control and sensory organization in individuals with Parkinson disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2009; 15(10): 742-5.

Odkvist LM, Möller C, Thuomas KA. Otoneurologic disturbances caused by solvent pollution. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1992; 106(6): 687-92.

O'Halloran A, Pénard N, Galli A, Fan C, Robertson I, Kenny R - Falls and falls efficacy: the role of sustained attention in older adults. *BMC Geriatr*. 2011; 19: 11:85.

Oh-Park M, Xue X, Holtzer R, Verghese J - Transient versus persistent fear of falling in community-dwelling older adults: incidence and risk factors. *J Am Geriatr Soc*. 2011; 59(7): 1225-31.

Oliver D, Connelly J, Victor C, Shaw F, Whitehead A, Genc Y *et al*. Strategies to prevent falls and fractures in hospitals and care homes and effect of cognitive impairment: systematic review and meta-analyses. *BMJ*. 2007: 82.

Ondo WG, Almaguer M, Cohen H. Computerized posturography balance assessment of patients with bilateral ventralis intermedius nuclei deep brain stimulation. *Mov Disord*. 2006; 21(12): 2243-7.

Ondo W, Warrior D, Overby A, Calmes J, Hendersen N, Olson S *et al*. Computerized posturography analysis of progressive supranuclear palsy: a case-control comparison with Parkinson's disease and healthy controls. *Arch Neurol*. 2000; 57(10):1464-9.

Orr R, Raymond J, Fiatarone Singh M. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults : a systematic review of randomized controlled trials. *Sports Med*. 2008; 38(4): 317-43.

Palm HG, Brattinger F, Stegmüller B, Achatz G, Riesner HJ, Friemert B. Effects of knee bracing on postural control after anterior cruciate ligament rupture. *Knee*. 2012; 19(5): 664-71.

Palm HG, Waitz O, Strobel J, Metrikat J, Hay B, Friemert B. Effects of low-dose alcohol consumption on postural control with a particular focus on the role of the visual system. *Motor Control*. 2010; 14(2): 265-76.

Pang MY, Lam FM, Wong GH, Au IH, Chow DL. Balance performance in head-shake computerized dynamic posturography: aging effects and test-retest reliability. *Phys Ther*. 2011; 91(2): 246-53.

Park JB, Lee KJ, Lee KW, Lim KJ. Neurotoxic effect of occupational exposure to mixed organic solvents in Korea: Posturographic study. *Am J Ind Med*. 2009; 52(5): 429-37.

Parry S, Steen N, Bexton R, Tynan M, Kenny R. Pacing in elderly recurrent fallers with carotid sinus hypersensitivity: a randomised, double-blind, placebo controlled crossover trial. *Heart*. 2009; 95 (5): 405-9.

Parry SW, Steen N, Galloway SR, Kenny RA, Bond J. Falls and Confidence Related Quality of Life Outcome Measures in an Older British Cohort. *Postgrad Med j*. 2001; 77: 103-108.

Patat A, Foulhoux P. Effect on postural sway of various benzodiazepine tranquilizers. *Br J Clin Pharmacol*. 1985; 20(1): 9-16.

Patat A, Le Go A, Foulhoux P. Dose-response relationship of vindeburnol based on spectral analysis of posturographic recordings. *Eur J Clin Pharmacol*. 1985; 29(4): 455-9.

Patel S, Tweed K, Chinappen U - Fall-related risk factors and osteoporosis in older women referred to an open access bone densitometry service. *Age and Ageing*. 2005; 34: 67–71.

Patino C, McKean-Cowdin R, Azen S, Allison J, Choudhury F, Varma R - Central and peripheral visual impairment and the risk of falls and falls with injury. *Ophthalmology*. 2010; 117(2): 199-206.

Pavlou M, Bronstein AM, Davies RA. Randomized Trial of Supervised Versus Unsupervised Optokinetic Exercise in Persons With Peripheral Vestibular Disorders. *Neurorehabil Neural Repair*. 2012. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed> (acedido: 21 Novembro 2012).

Pavlou M, Lingeswaran A, Davies RA, Gresty MA, Bronstein AM. Simulator based rehabilitation in refractory dizziness. *J Neurol*. 2004; 251(8): 983-95.

Pereira CB, Strupp M, Holzleitner T, Brandt T. Smoking and balance: correlation of nicotine-induced nystagmus and postural body sway. *Neuroreport*. 2001 May 8;12(6):1223-6.

Perell K, Nelson A, Goldman R, Luther S, Prieto-Lewis N, Rubenstein L - Falls risk assessment measures: an analytical review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001; 56(A): 761–766.

Perna G, Alpini D, Caldirola D, Raponi. Serotonergic modulation of the balance system in panic disorder: an open study. *Depress Anxiety*. 2003; 17(2): 101-6.

Persad CC, Cook S, Giordani B. Assessing falls in the elderly: should we use simple screening tests or a comprehensive fall risk evaluation? *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010; 46 (2): 249-59.

Persson L, Karlberg M, Magnusson M. Effects of different treatments on postural performance in patients with cervical root compression. A randomized prospective study assessing the importance of the neck in postural control. *J Vestib Res*. 1996; 6(6): 439-53.

Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *J of Neurophysiology*. 2002; 88(3): 1097–1118.

Peters G, Van Schoor NM, Lips P - Fall Risk: the clinical relevance of falls and how to integrate fall risk with fracture risk. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2009; 23(6): 797-804.

Picciotti PM, Fiorita A, Di Nardo W, Quaranta N, Paludetti G, Maurizi M. VEMPs and dynamic posturography after intratympanic gentamycin in Menière's disease. *J Vestib Res*. 2005; 15(3): 161-8.

Piirtola M, Era P - Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology*. 2006; 52(1): 1-16.

Pijnappels M, Delbaere K, Sturmeek D, Lord S - The association between choice stepping reaction time and falls in older adults - a path analysis model. *Age Ageing*. 2010; 39(1): 99-104.

Pit SW, Byles JE, Henry DA, Holt L, Hansen V, Bowman DA. A quality use of medicines program for general practitioners and older people: a cluster randomized controlled trial. *Medical Journal of Australia*. 2007; 187(1): 23-30.

Pluchino A, Lee S, Asfour S, Roos B, Signorile J. Pilot study comparing changes in postural control after training using a video game balance board program and 2 standart activity-based balance intervention programs. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012; 93(7): 1138-46.

Podsiadlo D, Richardson S. The timed "up & go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991; 39: 142-148.

Pośpiech L, Przerwa-Tetmajer E, Gawron W. The evaluation of the balance organ in workers occupationally exposed to organic solvents and tinctorial dusts. *Med Pr*. 1998; 49(4): 363-9.

Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci*. 1995; 50(1): 28-34.

Prasher D, Al-Hajjaj H, Aylott S, Aksentijevic A. Effect of exposure to a mixture of solvents and noise on hearing and balance in aircraft maintenance workers. *Noise Health*. 2005; 7(29): 31-9.

Preisinger E, Kerschman-Schindl K, Wöber C, Kollmitzer J, Ebenbichler G, Hamwi A, Bieglmayer C, Kaider A. The effect of calisthenic home exercises on postmenopausal fractures--a long-term observational study. *Maturitas*. 2001; 40(1) :61-7.

Prosperini L, Fortuna D, Gianni C, Leonardi L, Pozzilli C. The Diagnostic Accuracy of Static Posturography in Predicting Accidental Falls in People With Multiple Sclerosis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2012; 27(1): 45-52.

Prudham D, Evans JG. Factors associated with falls in the elderly: a community study. *Age and Ageing*, 1981; 10: 141–146.

Pyykkö I, Eklund S, Ishizaki H, Aalto H. Postural compensation after intratympanic gentamicin treatment of Menière's disease. *J Vestib Res*. 1999; 9(1): 19-26.

Qutubuddin AA, Cifu DX, Armistead-Jehle P, Carne W, McQuirk TE, Baron MS. A comparison of computerized dynamic posturography therapy to standard balance physical therapy in individuals with Parkinson's disease: a pilot study. *NeuroRehabilitation*. 2007; 22(4): 261-5.

Reid VA, Abdulhadi H, Black KR, Kerrigan C, Cros D. Using posturography to detect unsteadiness in 13 patients with peripheral neuropathy: a pilot study. *Neurol Clin Neurophysiol*. 2002; 2002(4): 2-8.

Rémi J, Hüttenbrenner A, Feddersen B, Noachtar S. Carbamazepine but not pregabalin impairs eye control: a study on acute objective CNS side effects in healthy volunteers. *Epilepsy Res*. 2010; 88(2-3): 145-50.

Revelle W, Zinbarg R. Coefficients alpha, beta, omega and the glb: Comments on Sijtsma. *Psychometrika*. 2009; 74(1): 145-154.

Rine RM, Braswell J, Fisher D, Joyce K, Kalar K, Shaffer M. Improvement of motor development and postural control following intervention in children with sensorineural hearing loss and vestibular impairment. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2004; 68(9): 1141-8.

Roberts-Warrior D, Overby A, Jankovic J, Olson S, Lai EC, Krauss JK *et al*. Postural control in Parkinson's disease after unilateral posteroventral pallidotomy. *Brain*. 2000; 123(10): 2141-9.

Rocchi L, Chiari L, Cappello A, Horak FB. Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson's disease: a feature selection procedure based on principal component analysis. *Neurosci Lett*. 2006; 394(2): 140-5.

Rocchi L, Chiari L, Horak FB. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2002; 73(3): 267-74.

Rodrigues JP, Edwards DJ, Walters SE, Byrnes ML, Thickbroom GW, Stell R *et al*. Blinded placebo crossover study of gabapentin in primary orthostatic tremor. *Mov Disord*. 2006; 21(7): 900-5.

Rodrigues JP, Edwards DJ, Walters SE, Byrnes ML, Thickbroom G, Stell R *et al*. Gabapentin can improve postural stability and quality of life in primary orthostatic tremor. *Mov Disord*. 2005; 20(7): 865-70.

Rodrigues, P. Perfil funcional de idosos: estudo de uma população idosa institucionalizada, na região de Lisboa. Lisboa: 2012. Tese de mestrado.

Roerdink M, De Haart M, Daffertshofer A, Donker SF, Geurts AC, Beek PJ. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Exp Brain Res*. 2006;174 (2): 256-69.

Röhrig B, du Prel J, Wachtlin D, Blettner M. Types of Study in Medical Research *Dtsch Arztebl Int*. 2009; 106(15): 262–268.

Rose, DJ. Balance and mobility training. In: Jones CJ, Rose DJ, editores. *Physical activity instruction of older adults*. Champaign, IL: Human Kinetics; 2005.

Rossat A, Fantino B, Nitenberg C, Annweiler C, Pujol L, Herrmann F, Beauchet O. Risk factors for falling in community dwelling older adults: which of them are associated with the recurrence of falls? *J Nutr Health Aging*. 2010; 14(9): 787–91.

Rossi M, Soto A, Santos S, Sesar A, Labella T - A prospective study of alterations in balance among patients with Parkinson's Disease. Protocol of the postural evaluation. *Eur Neurol*. 2009; 61(3): 171-6.

Salbach N, Mayo NE, Hanley JA, Richards CL, Wood-Dauphinee S. Psychometric evaluation of the original and Canadian French version of the activities-specific balance confidence scale among people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87: 1597-1604.

Salzman B - Gait and balance disorders in older adults. *Am Fam Physician*. 2010; 82(1): 61-8.

Santos G, Souza A, Virtuoso J, Tavares G, Mazo G. Predictive values at risk of falling in physically active and no active elderly with Berg Balance Scale. *Rev Bras Fisioter*. 2011; 15(2): 95-101.

Schepens S, Goldberg A, Wallace M - The short version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale: its validity, reliability, and relationship to balance impairment and falls in older adults. *Arch Gerontol Geriatr*. 2010; 51(1): 9-12.

Shivitz N, Koop MM, Fahimi J, Heit G, Bronte-Stewart HM. Bilateral subthalamic nucleus deep brain stimulation improves certain aspects of postural control in Parkinson's disease, whereas medication does not. *Mov Disord*. 2006; 21(8): 1088-97.

Schlegel TT, Wood SJ, Brown TE, Harm DL, Rupert AH. Effect of 30-min + 3 Gz centrifugation on vestibular and autonomic cardiovascular function. *Aviat Space Environ Med*. 2003; 74(7): 717-24.

Schikora N, Eysel-Gosepath K, Klünter H, Delank S, Guntinas-Lichius O. Influence of cervical spine stabilization via Stiff Neck on the postural system in healthy patients: compensation or decompensation of the postural system? *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2010; 267(10): 1623-8.

Schmid M, Peck-Radosavljevic M, König F, Mittermaier C, Gangl A, Ferenci P. A double-blind, randomized, placebo-controlled trial of intravenous L-ornithine-L-aspartate on postural control in patients with cirrhosis. *Liver Int*. 2010; 30(4):574-82.

Schoch B, Hogan A, Gizewski ER, Timmann D, Konczak J. Balance control in sitting and standing in children and young adults with benign cerebellar tumors. *Cerebellum*. 2010; 9(3): 324-35.

Scholtz AW, Steindl R, Burchardi N, Bogner-Steinberg I, Baumann W. Comparison of the therapeutic efficacy of a fixed low-dose combination of cinnarizine and dimenhydrinate with betahistine in vestibular neuritis: a randomized, double-blind, non-inferiority study. *Clin Drug Investig*. 2012; 32(6): 387-99.

Schott N - Deutsche Adaptation der "Activities-Specific Balance Confidence (ABC) Scale" zur Erfassung der sturzassozierten Selbstwirksamkeit. *Z Gerontol Geriatr*. 2008; 41(6): 475-85.

Schulte T, Mattern R, Berger K, Szymanski S, Klotz P, Kraus PH *et al*. Double-blind crossover trial of trimethoprim-sulfamethoxazole in spinocerebellar ataxia type 3/Machado-Joseph disease. *Arch Neurol*. 2001; 58(9): 1451-7.

Schwab B, Durisin M, Kontorinis G. Investigation of Balance Function Using Dynamic Posturography under Electrical-Acoustic Stimulation in Cochlear Implant Recipients. *Int J Otolaryngol*. 2010; 2010: 978594.

Seeley R, Stephens T, Tate P – *Anatomia & Fisiologia*. 8<sup>a</sup> ed. [s.l.]: Lusociência, 2011. ISBN 9789728930622.

Sherrington C, Lord S, Close J, Barraclough E, Taylor M, Oâ Rourke S, Kurrle S, Tiedemann A, Cumming R, Herbert R. Development of a tool for prediction of falls in rehabilitation settings (Predict\_FIRST): a prospective cohort study. *J Rehabil Med*. 2010; 42(5): 482-8.

Sherrington C, Whitney JC, Lord SR, Herbert RD, Cumming RG, Close JC. Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2008; 56(12): 2234-43.

Shimada H, Suzukawa M, Ishizaki T, Kobayashi K, Kim H, Suzuki T. Relationship between subjective fall risk assessment and falls and fall-related fractures in frail elderly people. *BMC Geriatrics*. 2011; 11: 40.

Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M - Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test. *Phys Ther*. 2000; 80: 896-903.

Siggeirsdóttir K, Jónsson B, Jónsson H, Iwarsson S - The timed "Up & Go" is dependent on chair type. *Clin Rehab*. 2002; 16(6): 609-616.

Simons CD, van Asseldonk EH, van der Kooij H, Geurts AC, Buurke JH. Ankle-foot orthoses in stroke: effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clin Biomech*. 2009; 24(9): 769-75.

Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporos Int*. 2005;16 (8): 1004-10.

Sinaki M, Lynn SG. Reducing the risk of falls through proprioceptive dynamic posture training in osteoporotic women with kyphotic posturing: a randomized pilot study. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002; 81(4): 241-6.

Soares Branco P. Validação da versão portuguesa da “activities-specific balance confidence scale”. *Rev SPMFR*. 2010; 19(2): 20-25.

Soares Branco P. Avaliação e modificação do risco de queda em idosos com recurso à posturografia dinâmica computadorizada. *Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação*. 2012; 21(1): 16-24.

Soto A, Labella T, Santos S, Río MD, Lirola A, Cabanas E, Elhendi W - The usefulness of computerized dynamic posturography for the study of equilibrium in patients with Meniere's disease: correlation with clinical and audiologic data. *Hear Res*. 2004; 196(1): 26-32.

Specht U, May TW, Rohde M, Wagner V, Schmidt RC, Schütz M *et al*. Cerebellar atrophy decreases the threshold of carbamazepine toxicity in patients with chronic focal epilepsy. *Arch Neurol*. 1997; 54(4): 427-31.

Sprenger A, Zils E, Rambold H, Sander T, Helmchen C. Effect of 3,4-diaminopyridine on the postural control in patients with downbeat nystagmus. *Ann N Y Acad Sci*. 2005; 1039: 395-403.

Stambolieva K, Angov G. Effect of treatment with betahistine dihydrochloride on the postural stability in patients with different duration of benign paroxysmal positional vertigo. *Int Tinnitus J*. 2010; 16(1): 32-6.

Stanaway F, Cumming R, Naganathan V, Blyth F, Handelsman D, Le Couteur D, Waite L, Creasey H, Seibel M, Sambrook P - Ethnicity and falls in older men: low rate of falls in Italian-born men in Australia. *Age and Ageing*. 2011; 40(5): 595-601.

Stecco A, Stecco C, Macchi V, Porzionato A, Ferraro C, Masiero S, De Caro R. RMI study and clinical correlations of ankle retinacula damage and outcomes of ankle sprain. *Surg Radiol Anat*. 2011; 33(10): 881-90.

Stelmach G, Phillips J, DiFabio R, Teasdale N - Age, functional postural reflexes, and voluntary sway. *Journ of Geront*. 1989; 44: 100–6.

Storaci R, Manelli A, Schiavone N, Mangia L, Prigione G, Sangiorgi S. Whiplash injury and oculomotor dysfunctions: clinical-posturographic correlations. *Eur Spine J*. 2006; 15(12): 1811-6.

Sullivan EV, Rose J, Pfefferbaum A. Effect of vision, touch and stance on cerebellar vermian-related sway and tremor: a quantitative physiological and MRI study. *Cereb Cortex*. 2006; 16(8): 1077-86.

Suttanon P, Hill KD, Said CM, Logiudice D, Lautenschlager NT, Dodd KJ. Balance and mobility dysfunction and falls risk in older people with mild to moderate Alzheimer disease. *Am J Phys Med Rehabil*. 2012; 91(1): 12-23.

Swanenburg J, de Bruin ED, Uebelhart D, Mulder T. Falls prediction in elderly people: a 1-year prospective study. *Gait & Posture*. 2010; 31: 317–321.

Szturm T, Betker AL, Moussavi Z, Desai A, Goodman V. Effects of an interactive computer game exercise regimen on balance impairment in frail community-dwelling older adults: a randomized controlled trial. *Phys Ther*. 2011; 91(10): 1449-62.

Taylor M, Delbaere K, Mikolaizak A, Lord S, Close J. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait Posture*. 2012. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed> (acedido: 21 Novembro 2012).

Teixeira CS, Dorneles PP, Lemos LF, Pranke GI, Rossi AG, Mota CB. Avaliação da influência dos estímulos sensoriais envolvidos na manutenção do equilíbrio corporal em mulheres idosas. *Rev. Bras. Geriatr. Gerontol.* 2011; 14(3): 453-460.

Teggi R, Caldirola D, Fabiano B, Recanati P, Bussi M. Rehabilitation after acute vestibular disorders. *J Laryngol Otol.* 2009; 123(4): 397-402.

Teszler CB, Ben-David J, Podoshin L, Sabo E. Sonovestibular symptoms evaluated by computed dynamic posturography. *Int Tinnitus J.* 2000; 6(2): 140-53.

Tiedemann A, Shimada H, Sherrington C, Murray S, Lord S - The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people. *Age and Ageing.* 2008; 37: 430-435.

Timmann-Braun D. Posturographie. *Neurophysiol. Lab.* 2012; 34: 113-118.

Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986; 34: 119-126.

Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling. *J Gerontol.* 1990; 45(6): 239-243.

Tjernström F, Fransson PA, Magnusson M. Improved postural control through repetition and consolidation. *J Vestib Res.* 2005; 15(1): 31-9.

Toole T, Maitland CG, Warren E, Hubmann MF, Panton L. The effects of loading and unloading treadmill walking on balance, gait, fall risk, and daily function in Parkinsonism. *NeuroRehabilitation.* 2005; 20(4): 307-22.

Trenkwalder C, Paulus W, Krafczyk S, Hawken M, Oertel WH, Brandt T. Postural stability differentiates "lower body" from idiopathic parkinsonism. *Acta Neurol Scand.* 1995; 91(6): 444-52.

Trine MB, Lynn SG, Facer GW, Kasperbauer JL. Intratympanic gentamicin treatment: preliminary results in two patients with Menière's disease. *J Am Acad Audiol.* 1995; 6(3): 264-70.

Trouillas P, Xie J, Adeleine P. Buspirone, a serotonergic 5-HT<sub>1A</sub> agonist, is active in cerebellar ataxia. A new fact in favor of the serotonergic theory of ataxia. *Prog Brain Res.* 1997; 114: 589-99.

Trouillas P, Xie J, Getenet JC, Adeleine P, Nighoghossian N, Honnorat *Jet al.* Effect of buspirone, a serotonergic 5-HT-1A agonist in cerebellar ataxia: a pilot study. Preliminary communication. *Rev Neurol.* 1995; 151(12): 708-13.

Tsang WW, Hui-Chan CW. Effect of 4- and 8-week intensive Tai Chi Training on balance control in the elderly. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36(4): 648-57.

Turner S, Arthur G, Lyons R, Weightman A, Mann M, Jones S *et al.* Modification of the home environment for the reduction of injuries (Review). *The Cochrane Collaboration.* 2011; 5.

Tuunainen E, Poe D, Jäntti P, Varpa K, Rasku J, Toppila E, *et al.* Presbyequilibrium in the oldest old, a combination of vestibular, oculomotor and postural deficits. *Aging Clin Exp Res.* 2011; 23(5-6):364-71.

UEMS. Livro branco de Medicina Física e de Reabilitação na Europa. Coimbra: Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação; 2009.

Uimonen S, Laitakari K, Bloigu R, Reinilä M, Sorri M. Static posturography and intravenous alcohol. *J Vestib Res.* 1994 Jul-Aug;4(4):277-83.

Valkovic P, Krafczyk S, Bötzel K. Postural reactions to soleus muscle vibration in Parkinson's disease: scaling deteriorates as disease progresses. *Neurosci Lett.* 2006; 401(1-2): 92-6.

Van Heuvelen MJ, Hochstenbach J, de Greef MH, Brouwer WH, Mulder T, Scherder E. Is de Activities-specific Balance Confidence Scale geschikt voor het meten van valangst bij Nederlandse niet-geinstitutionaliseerde ouderen? *Tijdschr Gerontol Geriatr.* 2005; 36(2): 146-54.

Van Swearingen J, Paschal K, Bonino P, Yang J. The modified Gait Abnormality Rating Scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults. *Phys Ther.* 1996; 76: 994–1002.

Visser JE, Allum JH, Carpenter MG, Esselink RA, Limousin-Dowsey P, Honegger F *et al.* Effect of subthalamic nucleus deep brain stimulation on axial motor control and protective arm responses in Parkinson's disease. *Neuroscience.* 2008; 157(4): 798-812.

Visser JE, Allum JH, Carpenter MG, Esselink RA, Speelman JD, Borm GF, Bloem BR. Subthalamic nucleus stimulation and levodopa-resistant postural instability in Parkinson's disease. *J Neurol.* 2008; 255(2): 205-10.

Visser JE, Oude Nijhuis LB, Janssen L, Bastiaanse CM, Borm GF, Duysens J, Bloem BR. Dynamic posturography in Parkinson's disease: diagnostic utility of the "first trial effect". *Neuroscience.* 2010; 168(2):387-94.

Vitte E, Sémont A, Berthoz A. Repeated optokinetic stimulation in conditions of active standing facilitates recovery from vestibular deficits. *Exp Brain Res.* 1994; 102(1): 141-8.

Vouriot A, Gauchard GC, Chau N, Nadif R, Mur JM, Perrin PP. Chronic exposure to anesthetic gases affects balance control in operating room personnel. *Neurotoxicology.* 2005; 26(2): 193-8.

Wall C 3rd, Oddsson LI, Patronik N, Sienko K, Kentala E. Recovery trajectories of vestibulopathic subjects after perturbations during locomotion. *J Vestib Res.* 2002-2003; 12(5-6): 239-53.

Whitney SL, Marchetti GF, Schade AI - The relationship between falls history and computerized dynamic posturography in persons with balance and vestibular disorders. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87(3): 402-7.

Whitney SL, Roche JL, Marchetti GF, Lin CC, Steed DP, Furman GR *et al.* A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: a measure of balance. *Gait Posture.* 2011; 33(4): 594-9.

Widener GL, Allen DD, Gibson-Horn C. Balance-based torso-weighting may enhance balance in persons with multiple sclerosis: preliminary evidence. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90(4): 602-9.

Widener GL, Allen DD, Gibson-Horn C. Randomized clinical trial of balance-based torso weighting for improving upright mobility in people with multiple sclerosis. *Neurorehabil Neural Repair.* 2009; 23(8): 784-91.

Winter DA. *ABC: Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking.* Waterloo, Ont: Waterloo Biomechanics, 1995.

Wessel K, Hermsdörfer J, Deger K, Herzog T, Huss GP, Kömpf D *et al.* Double-blind crossover study with levorotatory form of hydroxytryptophan in patients with degenerative cerebellar diseases. *Arch Neurol.* 1995; 52(5): 451-5.

Westerberg BD, Roberson JB, Stach BA, Silverberg GD, Heit G. The effects of posteroventral pallidotomy on balance function in patients with Parkinson's disease. *Stereotact Funct Neurosurg.* 2002; 79(2): 75-87.

Wolf SL, Barnhart HX, Kutner NG, McNeely E, Coogler C, Xu T. Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. Atlanta FICSIT Group. *Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques.* *Journal of the American Geriatrics Society.* 1996; 44(5): 489-97.

Wolf SL, Barnhart HX, Ellison GL, Coogler CE. The effect of tai chi quan and computerized balance training on postural stability in older subjects. *Phys ther.* 1997; 77: 371-381.

Wolfson L, Whipple R, Amerman P, Tobin J - Gait Assessment in the Elderly: A Gait Abnormality Rating Scale and Its Relation to Falls. *Journal Gerontol.* 1990; 45(1): 12-19.

Wood SJ, Reschke MF, Owen Black F. Continuous equilibrium scores: factoring in the time before a fall. *Gait Posture.* 2012; 36(3): 487-9.

Woolcott J, Richardson K, Wiens M, Patel B, Marin J, Khan K *et al.* Meta-analysis of the impact of 9 medication classes on falls in elderly persons. *Arch Intern Med.* 2009; 169(21): 1952-60.

World Health Organization. *Global Report on Falls Prevention in Older Age.* 2007.

Yelnik AP, Le Breton F, Colle FM, Bonan IV, Hugeron C, Egal V *et al.* Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008; 22(5): 468-76.

Yen CY, Lin KH, Hu MH, Wu RM, Lu TW, Lin CH. Effects of virtual reality-augmented balance training on sensory organization and attentional demand for postural control in people with Parkinson disease: a randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2011; 91(6): 862-74.

Yokoyama K, Araki S, Murata K, Morita Y, Katsuno N, Tanigawa T, Mori N *et al.* Subclinical vestibulo-cerebellar, anterior cerebellar lobe and spinocerebellar effects in lead workers in relation to concurrent and past exposure. *Neurotoxicology.* 1997;18(2):371-80.

Yokoyama K, Araki S, Murata K, Nishikitani M, Nakaaki K, Yokota J *et al.* Postural sway frequency analysis in workers exposed to n-hexane, xylene, and toluene: assessment of subclinical cerebellar dysfunction. *Environ Res.* 1997; 74(2): 110-5.

Yokoyama K, Araki S, Murata K, Nishikitani M, Okumura T, Ishimatsu S *et al.* A preliminary study on delayed vestibulo-cerebellar effects of Tokyo subway sarin poisoning in relation to gender difference: frequency analysis of postural sway. *J Occup Environ Med.* 1998; 40(1): 17-21.

Yokoyama K, Araki S, Murata K, Nishikitani M, Okumura T, Ishimatsu S *et al.* Chronic neurobehavioral and central and autonomic nervous system effects of Tokyo subway sarin poisoning. *J Physiol Paris.* 1998; 92(3-4): 317-23.

Yokoyama K, Araki S, Yamashita K, Murata K, Nomiyama K, Nomiyama H *et al.* Subclinical cerebellar anterior lobe, vestibulocerebellar and spinocerebellar afferent effects in young female lead workers in China: computerized posturography with sway frequency analysis and brainstem auditory evoked potentials. *Ind Health.* 2002; 40(3): 245-53.

Yoon JJ, Yoon TS, Shin BM, Na EH. Factors affecting test results and standardized method in quiet standing balance evaluation. *Ann Rehabil Med.* 2012; 36(1): 112-8.

Zammit G, Wang-Weigand S, Peng X. Use of computerized dynamic posturography to assess balance in older adults after nighttime awakenings using zolpidem as a reference. *BMC Geriatr.* 2008; 15: 8-15.

Zamyslowska-Szmytke E, Politanski P, Sliwinska-Kowalska M. Balance system assessment in workers exposed to organic solvent mixture. *J Occup Environ Med.* 2011; 53(4): 441-7.

Zamyslowska-Szmytke E, Sliwinska-Kowalska M. Vestibular and balance findings in nonsymptomatic workers exposed to styrene and dichloromethane. *Int J Audiol.* 2011; 50(11): 815-22.

Zaric D, Nydahl PA, Adel SO, Enbom H, Magnusson M, Philipson L *et al.* The effect of continuous epidural infusion of ropivacaine (0.1%, 0.2% and 0.3%) on nerve conduction velocity and postural control in volunteers. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1996; 40(3): 342-9.

Zijlstra A, Mancini M, Chiari L, Zijlstra W. Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil.* 2010; 9: 7-58.

## **ANEXOS**

# Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação

Portuguese Journal of Physical and Rehabilitation Medicine



## **Validação da Versão Portuguesa da "Activities-specific Balance Confidence Scale"**

*Validation of the Portuguese Version of the "Activities-specific Balance Confidence Scale"*

*Pedro Soares Branco*

## **Determinantes da alteração do peso corporal em doentes submetidos a reabilitação cardíaca**

*Predictors of weight change in cardiac rehabilitation patients*

*Sabrina Pimentel, José Afonso Rocha, Ana Isabel Silva, Fernando Parada*

## **Fisiologia do equilíbrio**

*Physiology of balance*

*Filipa Januário, Carla Amaral*

## **Fraqueza Muscular Adquirida nos Cuidados Intensivos: Sub ou Sobrediagnosticada?**

*Intensive Care Unit Acquired Weakness: Under or Overdiagnosed?*

*Sandra Morgado, Sóniã Moura*

## **Papel Actual da Reabilitação na Espondilite Anquilosante**

*Ankylosing Spondylitis: The Current Trends of Rehabilitation*

*Carlos Filipe do Lago de Sá Cardoso, Joana Isabel Leonardo Dias Abreu Capela, Eduarda Sandra Diogo Martins Afonso Pires*

## **Síndrome Doloroso Regional Complexo do joelho - a propósito de um caso clínico**

*Complex regional pain syndrome - case report*

*Carla Rito, Ana Cristina Sousa*



Órgão oficial da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação

Apoio:  **SERVIER**

## Validação da Versão Portuguesa da "Activities-specific Balance Confidence Scale" *Validation of the Portuguese Version of the "Activities-specific Balance Confidence Scale"*

Pedro Soares Branco<sup>(1)</sup>

### Resumo

**Introdução:** muitos dos instrumentos disponíveis para a avaliação do equilíbrio, risco de queda e medo de cair medem apenas actividades simples no domicílio e apresentam tendência para um "efeito de tecto" em idosos residentes na comunidade. A "Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale" foi concebida para avaliar o equilíbrio de forma abrangente, num conjunto de actividades de vida diária associadas a um largo espectro de dificuldade.

**Objectivos:** traduzir para português e adaptar culturalmente para Portugal a "Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale" e avaliar a sua fiabilidade.

**População e Métodos:** tradução e adaptação cultural do instrumento e subsequente aplicação a uma população idosa portuguesa, para determinação da sua fiabilidade inter-observador, fiabilidade intra-observador e consistência interna.

### Resultados

Os resultados foram muito homogéneos na grande maioria das comparações realizadas, quer intra-observador, quer inter-observador. A avaliação da consistência interna revelou valores muito elevados. Estes níveis de fiabilidade mantiveram-se mesmo removendo qualquer uma das 16 questões que compõem o questionário, mantendo-se praticamente constantes os valores registados com o questionário completo.

### Conclusões

A versão portuguesa da escala ABC demonstrou boa fiabilidade intra-observador, fiabilidade inter-observador e consistência interna na avaliação da auto-percepção do equilíbrio para diversas actividades de vida diária numa população idosa portuguesa. Outros trabalhos serão necessários para avaliar a utilidade desta escala na avaliação do risco de queda e do efeito de intervenções terapêuticas nesta população.

**Palavras-chave:** Actividades de Vida Diária; Equilíbrio Postural; Questionários.

### Abstract

**Introduction:** many available instruments for the evaluation of balance, fall risk and fear of falling measure simple indoors activities and present a "ceiling effect" in community dwelling elderly. The "Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale" was designed to evaluate balance more thoroughly in several activities of daily living with different levels of difficulty.

**Objectives:** translate to Portuguese and culturally adapt to Portugal the "Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale" and to assess its' reliability.

**Methods:** translation and cultural adaptation of the instrument. Evaluation of an elderly Portuguese population to assess the instrument's intra and interobserver reliability and internal consistency.

### Results

Results showed great homogeneity in most of the compared data, either intra or interobserver. They also show high internal consistency. These reliability levels were preserved even when any of the 16 questions of the questionnaire was removed, with values that were almost identical to those of the complete questionnaire

### Conclusions

The Portuguese version showed good intra and interobserver reliability and internal consistency in the evaluation

(1) Chefe de Serviço do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral, Lisboa (Directora: Drª Eugénia Veiga). Responsável pela Unidade de Ensino de Medicina Física e de Reabilitação da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa.  
E-mail: pedro.soares.branco@gmail.com

*of balance self-perception for several activities of daily living in an elderly Portuguese population. Further studies will be required to assess the usefulness of this instrument for the evaluation of fall risk and the effect of therapeutic interventions in this population.*

**Keywords:** *Activities of Daily Living; Postural Balance; Questionnaires.*

### Introdução

As quedas constituem um dos maiores problemas da população idosa. Associam-se a uma considerável mortalidade e morbilidade, bem como a deficit funcional e a institucionalização prematura<sup>(1,2)</sup>. Em 2006, ocorreram em Portugal 9523 fracturas do fémur, que acarretaram 52 milhões de Euros em cuidados hospitalares. Mas muito mais do que a dimensão económica, impressiona a dimensão humana: uma mortalidade estimada de 20% a 30% no ano seguinte à fractura e uma incapacidade grave em cerca de 40% dos sobreviventes, dos quais apenas 15% recuperam a capacidade funcional prévia<sup>(3)</sup>. Para além das quedas propriamente ditas, também o medo de cair é um aspecto relevante na população idosa. Pode associar-se a um episódio prévio de queda<sup>(4)</sup> e parece aumentar com a idade, sendo mais comum nas mulheres idosas. Pode contribuir de forma independente para o declínio funcional e tem sido associado a fragilidade, limitação da mobilidade, menor interacção social, depressão e perda de qualidade de vida. A limitação de actividade decorrente do medo de cair pode, por sua vez, comprometer o equilíbrio, agravando o risco de queda<sup>(5)</sup>.

A grande importância das quedas e do medo de cair tem levado à criação de diversos instrumentos para avaliar o equilíbrio, risco de queda e medo de cair<sup>(6,7)</sup>. Um modo de alcançar este objectivo consiste em avaliar a percepção individual de eficácia para o desempenho, sem cair, de actividades de vida diária (AVD). Este princípio encontra-se subjacente a instrumentos como a "Berg Balance Scale (BBS)"<sup>(8)</sup> e a "Falls Efficacy Scale (FES)"<sup>(9)</sup>. A FES é um instrumento desenhado para avaliar o risco de queda no desempenho de AVD em idosos. No entanto, mede apenas actividades simples no domicílio, pelo que apresenta tendência para um "efeito de tecto" em idosos residentes na comunidade<sup>(10)</sup>.

A "Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale" foi concebida para avaliar o equilíbrio num conjunto de AVD associadas a um largo espectro de dificuldade (10), incluindo algumas potencialmente mais perigosas. Este instrumento incluiu questões previamente apresentadas na FES, mas com melhor caracterização e diversificação das situações. Ao contrário da FES, que visa caracterizar o desempenho numa AVD "sem cair", a escala ABC procura ser mais abrangente, caracterizando o desempenho numa AVD "sem perder o equilíbrio ou ficar instável".

A escala ABC pode ser auto-administrada ou administrada através de entrevista pessoal ou telefónica e procura caracterizar o nível de confiança

(capacidade de não perder equilíbrio ou ficar instável) no desempenho de 16 AVD, avaliado através de outras tantas perguntas. A confiança para cada AVD é medida, escolhendo um dos pontos de percentagem na escala, entre 0% (sem confiança) a 100% (confiança completa), possibilitando um resultado total entre 0 (mínimo) e 1600 (máximo). Este valor é posteriormente dividido por 16 para obter a avaliação final de cada indivíduo. A escala ABC demonstrou boa qualidade psicométrica, elevada consistência interna e validade discriminativa, bem como boa consistência e fiabilidade<sup>(11)</sup>. Para além da versão original, em inglês do Canadá, este instrumento foi traduzido e adaptado para outros idiomas e realidades específicas<sup>(12,13,14,15)</sup>. Existe também uma versão abreviada e validada da escala ABC, contendo apenas 6 questões: a escala ABC-6<sup>(16)</sup>.

### Objectivos

Os objectivos deste trabalho consistiram em criar uma versão em língua portuguesa e culturalmente adaptada a Portugal da escala ABC, avaliar a percepção desta versão por parte dos técnicos de saúde portugueses e avaliar a sua consistência e fiabilidade.

### População e Métodos

O trabalho desenvolveu-se em duas fases:

Fase I: tradução e adaptação cultural do instrumento.

Fase II: aplicação do instrumento a uma população idosa portuguesa.

Estas fases são sucessivamente descritas em seguida.

#### Fase I

A versão original da escala ABC, em língua inglesa, foi objecto duma avaliação por dois médicos de especialidades diferentes (Medicina Física e de Reabilitação e Reumatologia), bilingues e de língua nativa portuguesa (português de Portugal). Neste âmbito, foi produzida uma primeira versão portuguesa da escala ABC. Esta versão foi alvo de apreciação por parte de um painel, composto pelos dois tradutores e por outros três técnicos de saúde (dois médicos especialistas em Medicina Física e de Reabilitação e uma Fisioterapeuta) que levou à adaptação de quatro das perguntas, que se consideraram inadaptadas à realidade portuguesa. Assim, nas perguntas 10, 12 e 13, a expressão original "mall" (consensualmente traduzida como "centro comercial") foi transformada em "centro comercial ou supermercado". Na pergunta 16, a expressão "icy sidewalks" (consensualmente traduzida como "passeios gelados") foi transformada

em "passeios escorregadios").

Esta versão portuguesa adaptada, designada como "primeira tradução de consenso", foi entregue a dois tradutores profissionais, bilingues e de língua nativa inglesa, a fim de ser traduzida para inglês. Os tradutores desconheciam os objectivos do trabalho e a versão original da escala "ABC" e não tiveram qualquer contacto entre si. As duas retro-traduições foram analisadas, face à versão inglesa original pelos dois tradutores de língua nativa portuguesa. Desta análise resultou uma "segunda tradução de consenso".

A "segunda tradução de consenso" foi seguidamente apresentada a um grupo de 50 técnicos de saúde de língua nativa portuguesa (de Portugal), composta por 35 médicos hospitalares das especialidades de Medicina Física e de Reabilitação e de Reumatologia e 15 terapeutas hospitalares (Fisioterapia e Terapia Ocupacional). Para esse efeito procedeu-se à sua divisão em duas partes: primeira, relativa às instruções para aplicação do instrumento e segunda, relativa às perguntas nele contidas. A primeira parte foi subdividida em 5 secções (correspondentes aos parágrafos do texto) e a segunda parte foi subdividida em 16 secções (correspondentes às 16 questões). Para cada uma destas secções foi solicitada a opinião do técnico de saúde quanto à clareza do texto. As respostas e os comentários (facultativos) foram registados, pelos próprios técnicos de saúde, em anexos a cada uma das secções, indicando para cada uma destas o seu nível de percepção: "percebo muito bem", "percebo bem", "percebo mal" ou "percebo muito mal".

A análise das respostas permitiu identificar as secções que mais de 15% dos técnicos de saúde inquiridos percebiam "mal" ou "muito mal". Estas secções foram reformuladas e posteriormente apresentadas ao mesmo grupo de técnicos de saúde. As respostas foram analisadas segundo uma metodologia semelhante à da avaliação inicial. Com base nos resultados obtidos (nenhuma das secções modificadas foi "mal" ou "muito mal" percebida por mais de 15% dos inquiridos), foi criada uma versão portuguesa da escala ABC: a escala "CEEA" (Escala de Avaliação da Confiança no Equilíbrio Específica da Actividade).

#### Fase II

A avaliação da fiabilidade da escala "CEEA" foi realizada por comparação dos resultados da aplicação da escala ao mesmo doente pelo mesmo observador em dois momentos distintos (análise intra-observador) e por dois observadores independentes (análise inter-observador) e ainda pela avaliação da sua consistência interna. Concretamente, a escala foi aplicada a dois grupos separados de 26 indivíduos de língua nativa portuguesa (de Portugal) com idade superior a 65 anos da Consulta de Posturografia Computorizada do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral, que referiam alterações subjectivas do equilíbrio (quadro 1).

Quadro 1 - características das populações I (avaliação intra-observador) e II (avaliação inter-observador).

	População I (n=26)	População II (n=26)
♂	4	3
♀	22	23
Idade Média (anos)	71,50	71,54

Para a análise intra-observador, a escala foi aplicada presencialmente pelo mesmo observador com 14 dias de intervalo livre entre as duas aplicações. Para a análise inter-observador, a escala foi aplicada por dois observadores independentes com 14 dias de intervalo livre entre as duas aplicações. Durante o intervalo livre, os indivíduos avaliados não caíram. Nesse mesmo período não foram sujeitos a qualquer modificação da sua terapêutica farmacológica e não realizaram qualquer programa de reabilitação. Os observadores alternaram entre a primeira e a segunda aplicação da escala. A concordância intra e inter-observador foi ainda testada com recurso ao  $\kappa$  de Cohen, calculado para cada uma das 16 questões.

Para arquivo dos resultados foi criada uma folha de cálculo, com recurso ao programa informático Microsoft Office Excel 97-2003, sendo os dados posteriormente analisados com recurso ao software SPSS v15. Para a análise intra e inter-observador, a normalidade das respostas foi testada com recurso ao Teste de Shapiro-Wilk, e por esta não se verificar para várias respostas recorreu-se ao teste não paramétrico de Wilcoxon para proceder à comparação dos resultados. Em todas as análises foi utilizado um nível de significância de 95% ( $\alpha=0,05$ ).

Para avaliar a consistência interna foram calculados para o conjunto das 16 questões da escala o  $\alpha$  de Cronbach, o  $\lambda_2$  de Guttman e o  $\omega_1$  de McDonald. Foi também aferido o impacto da remoção individual de cada uma das 16 questões.

#### Resultados

Os resultados da avaliação, pelo grupo de técnicos de saúde, da "segunda tradução de consenso" permitiram identificar 3 secções da escala que mais de 15% destes percebiam "mal" ou "muito mal", correspondendo ao parágrafo 4 das instruções e às questões 3 e 8. Estas secções foram reformuladas e posteriormente apresentadas ao mesmo grupo de técnicos de saúde. Por impossibilidade de acesso a todo o grupo inicial, apenas 40 dos 50 elementos desse grupo (30 médicos e 10 terapeutas) participaram nesta fase. Os dados foram analisados segundo uma metodologia semelhante à da avaliação inicial. Com base nos resultados obtidos, foi criada uma versão portuguesa da escala "ABC": a escala "CEEA" (Escala de Avaliação da Confiança no Equilíbrio Específica da Actividade).

Na análise comparativa intra-observador, as respostas à

**Quadro 2** - análise comparativa intra-observador (Teste de Wilcoxon).

Pergunta	Observação 1	Observação 2	p
P1	80 ± 25,5	79,2 ± 24,8	0,951
P2	53,8 ± 33,2	53,5 ± 32,4	0,778
P3	57,7 ± 37,8	60 ± 33,8	0,566
P4	77,3 ± 29,9	77,3 ± 29,7	0,874
P5	50 ± 31,7	50 ± 33,6	0,915
P6	38,1 ± 30,7	35,8 ± 29,8	0,381
P7	78,5 ± 31,1	76,5 ± 31,7	0,361
P8	66,9 ± 31	69,6 ± 27,9	0,446
P9	66,2 ± 36,8	66,5 ± 33,1	1,000
P10	68,5 ± 31,7	67,3 ± 31,7	0,632
P11	53,8 ± 31,5	47,3 ± 33,2	0,007
P12	59,2 ± 33,3	58,5 ± 35,1	0,748
P13	42,3 ± 35,4	42,7 ± 34	0,928
P14	53,5 ± 36,9	56,5 ± 36	0,167
P15	33,5 ± 34,9	35 ± 32,4	0,811
P16	28,5 ± 28,5	28,1 ± 30,7	0,592
Total	907,7 ± 397,6	903,8 ± 398,5	0,520

**Quadro 3** - análise comparativa inter-observador (Teste de Wilcoxon).

Pergunta	Observador 1	Observador 2	p
P1	61,9 ± 30,5	61,9 ± 30,2	0,959
P2	39,6 ± 31,8	42,7 ± 33,8	0,319
P3	50,0 ± 35,8	52,3 ± 37,6	0,569
P4	70,8 ± 28,1	68,8 ± 29,6	0,471
P5	40,8 ± 35,2	40,8 ± 36,1	0,874
P6	18,1 ± 26,8	20,4 ± 29,3	0,470
P7	72,3 ± 28,6	70,8 ± 30,1	0,228
P8	50,0 ± 33,5	53,1 ± 32,6	0,606
P9	53,1 ± 35,6	55,0 ± 35,0	0,507
P10	43,5 ± 32,6	45,4 ± 35,6	0,454
P11	37,3 ± 34,4	33,8 ± 33,1	0,965
P12	39,2 ± 35,2	35,4 ± 31,5	0,291
P13	23,8 ± 30,1	23,1 ± 29,0	0,236
P14	42,3 ± 35,2	44,2 ± 35,3	0,786
P15	16,2 ± 26,8	17,3 ± 29,5	0,480
P16	15,0 ± 24,4	15,0 ± 26,3	0,865
Total	673,8 ± 364	680 ± 363,9	0,777

generalidade das perguntas não apresentavam uma distribuição normal, pelo que se optou pela comparação através de um teste não paramétrico (quadro 2). Também não se verificou uma distribuição normal das respostas a cada uma das perguntas por cada um dos dois observadores e dos respectivos valores totais, pelo que se optou pela aplicação de um teste não paramétrico na comparação das respostas dadas (quadro 3). A concordância intra e inter-observador foi ainda testada com recurso ao  $\kappa$  de Cohen, calculado para cada uma das 16 questões (quadro 4).

A análise de consistência interna realizada aos dados resultantes das avaliações de doentes com recurso à Escala "CEEA" é apresentada no quadro 5. A avaliação da consistência interna removendo qualquer uma das 16 questões que compõem o questionário é apresentada no quadro 6.

### Discussão

O método de tradução adoptado, com traduções e retro-traduções, considera-se geralmente adequado pelo facto de implicar diversas avaliações independentes<sup>(13, 17,18,19)</sup>. A adaptação cultural implicou a modificação de quatro questões.

Os dados respeitantes à avaliação do mesmo doente por um único observador em duas avaliações separadas (análise intra-observador) e por dois observadores distintos

**Quadro 4** - valores do  $\kappa$  de Cohen para avaliação da concordância intra-observador e inter-observador.

	Intra-observador		Inter-observador	
	$\kappa$	IC 95%	$\kappa$	IC 95%
P1	0,550	[0,324; 0,776]	0,559	[0,351; 0,768]
P2	0,482	[0,270; 0,693]	0,441	[0,236; 0,647]
P3	0,560	[0,358; 0,763]	0,567	[0,366; 0,767]
P4	0,478	[0,251; 0,705]	0,549	[0,344; 0,755]
P5	0,448	[0,244; 0,651]	0,556	[0,364; 0,748]
P6	0,355	[0,159; 0,551]	0,466	[0,251; 0,681]
P7	0,520	[0,317; 0,724]	0,420	[0,227; 0,613]
P8	0,503	[0,295; 0,711]	0,439	[0,232; 0,645]
P9	0,446	[0,248; 0,644]	0,609	[0,410; 0,807]
P10	0,459	[0,259; 0,660]	0,355	[0,149; 0,561]
P11	0,615	[0,415; 0,816]	0,205	[0,022; 0,389]
P12	0,487	[0,287; 0,687]	0,441	[0,242; 0,641]
P13	0,521	[0,320; 0,722]	0,541	[0,329; 0,754]
P14	0,611	[0,414; 0,809]	0,527	[0,325; 0,730]
P15	0,462	[0,267; 0,657]	0,684	[0,448; 0,921]
P16	0,455	[0,255; 0,655]	0,584	[0,334; 0,833]

**Quadro 5** - valores de consistência interna.

$\alpha$ de Cronbach	$\lambda_2$ de Guttman	$\omega_2$ de McDonald
0,95	0,97	0,96

Quadro 5 - valores de consistência interna se removida individualmente cada uma das 16 questões.

Questão	$\alpha$ de Cronbach	$\lambda_G$ de Guttman	Correlação média entre questões
P1	0,95	0,97	0,55
P2	0,95	0,97	0,55
P3	0,95	0,97	0,55
P4	0,95	0,96	0,54
P5	0,95	0,97	0,54
P6	0,95	0,97	0,54
P7	0,95	0,97	0,54
P8	0,95	0,97	0,54
P9	0,95	0,97	0,54
P10	0,95	0,96	0,53
P11	0,94	0,97	0,53
P12	0,94	0,96	0,53
P13	0,95	0,96	0,54
P14	0,95	0,97	0,54
P15	0,95	0,96	0,54
P16	0,95	0,97	0,55

(análise inter-observador) revelaram valores medianos de concordância intra e inter-observador. A questão 11 apresentou uma baixa concordância inter-observador mas a análise do resultado total demonstra que essa diferença não teve reflexos no resultado global da escala. É também de assinalar o baixo valor de concordância inter-observador registado na questão 10

e o baixo valor de concordância intra-observador registado na questão 6. A amplitude relativamente grande dos intervalos de confiança a 95%, para as estimativas dos valores de  $k$ , poderá dever-se à dimensão da amostra face à variabilidade elevada dos valores obtidos na aplicação do questionário. Deste modo, pode afirmar-se que a escala "CEEA" apresentou resultados muito homogêneos na globalidade das comparações realizadas.

Como medidas de consistência interna foram calculados para o conjunto das 16 questões da escala o  $\alpha$  de Cronbach, o  $\lambda_G$  de Guttman e o  $\omega_T$  de McDonald. Ainda que a primeira medida seja a mais frequentemente usada, a sua assertividade tem sido posta em causa (20), pelo que se optou pela inclusão das restantes métricas. A análise realizada aos dados resultantes da avaliação dos doentes com recurso à escala "CEEA" revelou níveis muito elevados (quadro 5). Estes níveis mantiveram-se mesmo removendo qualquer uma das 16 questões que compõem o questionário, mantendo-se praticamente constantes os valores registados com o questionário completo (quadro 6).

### Conclusões

A Escala "CEEA" demonstrou boa fiabilidade intra-observador, fiabilidade inter-observador e consistência interna para a avaliação da auto-percepção do equilíbrio para diversas AVD numa população idosa portuguesa. Outros trabalhos serão necessários para avaliar a utilidade desta escala na avaliação do risco de queda e do efeito de intervenções terapêuticas nesta população.

### Anexo: Escala "CEA" (versão portuguesa).

Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade (Escala CEA)

**Administração:** A Escala CEA pode ser auto-administrada ou administrada através de entrevista pessoal ou telefónica. Um tamanho de letra maior deverá ser utilizado para a auto-administração, ao passo que uma versão aumentada da escala de avaliação sobre um cartão facilitará as entrevistas pessoais. Independentemente do método de administração, cada respondedor deverá ser interrogado acerca da sua compreensão das instruções e sondado acerca da sua dificuldade em responder a itens específicos.

**Instruções para os participantes:** Para cada uma das seguintes, por favor indique o seu nível de confiança em desempenhar a actividade sem perder o equilíbrio ou tornar-se instável, escolhendo um dos pontos de percentagem na escala, de 0% a 100%. Se actualmente não desempenha a actividade em questão, tente imaginar qual a confiança que sentiria se tivesse de desempenhar essa actividade. Se costuma usar um auxiliar de marcha ou o apoio de alguém para desempenhar a actividade, avalie a sua confiança como se estivesse a usar esses apoios. Se tiver quaisquer perguntas acerca da resposta a qualquer dos itens, por favor coloque-as ao administrador do inquérito.

**Instruções para a avaliação:** A escala CEA é uma escala de 16 pontos e as avaliações devem consistir em números inteiros (0-100) para cada item. Some todas as avaliações (variação possível = 0 - 1600) e divida esse valor por 16 para obter a avaliação CEA de cada indivíduo. Algumas questões (questões nº 2, nº 9, nº 11, nº 14 e nº 15) dizem respeito a actividades complementares: confiança ao subir e descer escadas (questão nº 2), confiança ao entrar e sair de um carro (questão nº 9), confiança ao subir e descer uma rampa (questão nº 11), confiança ao entrar e sair duma escada rolante (questões nº 14 e nº 15). Nestas questões é necessário avaliar a confiança para cada uma das actividades em separado (por exemplo subir escadas "versus" descer escadas). Se existirem diferenças, deve-se registar o mais baixo dos dois valores obtidos.

### Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade

Por favor indique o seu nível de auto-confiança para realizar cada uma das seguintes actividades, escolhendo o número correspondente na seguinte escala de avaliação: 0% 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100%

Sem nenhuma confiança \_\_\_\_\_ Confiança completa \_\_\_\_\_

Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando...

1. Anda em casa? \_\_\_\_%
2. Sobe ou desce escadas? \_\_\_\_%
3. Se inclina para a frente para apanhar um chinelo do fundo de um armário? \_\_\_\_%
4. Alcança uma lata pequena de uma prateleira ao nível dos olhos? \_\_\_\_%
5. Se põe em bicos de pés para alcançar alguma coisa acima da sua cabeça? \_\_\_\_%
6. Se põe em pé em cima duma cadeira para tentar alcançar alguma coisa? \_\_\_\_%
7. Varre o chão? \_\_\_\_%
8. Sai de um prédio e se dirige a um carro parado em frente à porta? \_\_\_\_%
9. Entra ou sai de um carro? \_\_\_\_%
10. Atravessa um parque de estacionamento até um centro comercial ou supermercado? \_\_\_\_%
11. Sobe ou desce uma rampa? \_\_\_\_%
12. Anda num centro comercial ou supermercado com muita gente onde as pessoas passam rapidamente por si? \_\_\_\_%
13. Leva encontrões de pessoas quando anda num centro comercial ou supermercado? \_\_\_\_%
14. Entra ou sai de uma escada rolante segura(o) ao corrimão? \_\_\_\_%
15. Entra ou sai de uma escada rolante com embrulhos ou sacos na mão, de forma que não se pode segurar ao corrimão? \_\_\_\_%
16. Anda na rua em passeios escorregadios? \_\_\_\_%

#### Referências / References:

- American Geriatrics Society: Guidelines for the Prevention of Falls in Older Persons. *J Am Ger Soc* 2001; 49: 664-672.
- Peeters G, van Schoor NM, Lips P. Fall Risk: the Clinical Relevance of Falls and how to Integrate Fall Risk with Fracture Risk. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2009; 23(6): 797-804.
- Direcção Geral de Saúde: Circular Informativa nº13, 2008.
- Howland J, Lachman M.E, Levin WC, Fried L, Pordon D, Bak S. Fear of falling among the community-dwelling elderly. *J Aging Health* 1993; 5: 229-43.
- Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling. *J Gerontol* 1990; 45 (6): 239-243.
- Persad CC, Cook S, Giordani B. Assessing falls in the elderly: should we use simple screening tests or a comprehensive fall risk evaluation? *Eur J Phys Rehabil Med* 2010; 46(2): 249-59.
- Gates S, Smith LA, Fisher JD, Lamb SE. Systematic review of accuracy of screening instruments for predicting fall risk among independently living older adults. *J Rehabil Res Dev* 2008; 45(8): 1105-16.
- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J, Maki B. Measuring Balance in the Elderly: Preliminary Development of an Instrument. *Physiot Can* 1989, 41: 304-311.
- Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling. *J Gerontol* 1990; 45 (6): 239-243.
- Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci* 1995; 50(1): M28-34.
- Parry SW, Steen N, Galloway SR, Kenny RA, Bond J. Falls and Confidence Related Quality of Life Outcome Measures in an Older British Cohort. *Postgrad Med j* 2001; 77: 103-108.
- Salbach N, Mayo NE, Hanley JA, Richards CL, Wood-Dauphinee S. Psychometric evaluation of the original and Canadian French version of the activities-specific balance confidence scale among people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 1597-1604.
- Mak MK, Lau AL, Law FS, Cheung CC, Wong IS. Validation of the chinese translated activities-specific balance confidence scale. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 496-503.
- Schott N. Deutsche Adaptation der "Activities-Specific Balance Confidence (ABC) Scale" zur Erfassung der sturzassozierten Selbstwirksamkeit. *Z Gerontol Geriatr* 2008; 41(6): 475-85.
- Van Heuvelen MJ, Hochstenbach J, de Greef MH, Brouwer WH, Mulder T, Scherder E. Is de Activities-specific Balance Confidence Scale geschikt voor het meten van valangst bij Nederlandse niet-geinstitutionaliseerde ouderen? *Tijdschr Gerontol Geriatr* 2005; 36(4): 146-54.
- Schepens S, Goldberg A, Wallace M. The short version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale: its validity, reliability, and relationship to balance impairment and falls in older adults. *Arch Gerontol Geriatr*, 2010; 51(1): 9-12.
- Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natou J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res*, 2004; 37(9): 1411-1421.
- Salbach NM, Mayo NE, Hanley JA, Richard CL, Wood-Dauphinee S. Psychometric evaluation of the original and Canadian French version of the activities-specific balance confidence scale among people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 1597-1604.
- Camargos, FF, Dias RC, Dias JM, Freire MT. Cross-cultural adaptation and evaluation of the psychometric properties of the Falls Efficacy Scale-International among elderly brazilians. *Rev Bras Fisioter* 2010; 14(3): 237-43.
- Revelle W, Zinbarg R. Coefficients alpha, beta, omega and the glb: Comments on Sijtsma. *Psychometrika* 2009; 74(1):145-154.

#### Agradecimentos

Ao Professor Doutor Jaime Branco, pela indispensável orientação e também pela participação neste trabalho.  
À Drª Sofia Cláudio, pela colaboração prestada durante o trabalho de validação.  
Ao Dr. José Loff, pelo auxílio prestado na sua análise estatística.  
A todos os médicos, terapeutas e doentes cuja colaboração permitiu realizar este trabalho.

Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

**Direcção**  
Triénio 2010/2013

**Presidente**  
Dr. Jorge Lafins

**Vice-presidente**  
Dra. Catarina Aguiar Branco

**Secretário**  
Dra. Carla Amaral

**Tesoureiro**  
Dr. Jorge Caldas

**Vogal**  
Dr. Renato Nunes

**Vogal**  
Eduarda Afonso

**Vogal**  
Pedro Soares Branco

**Vogais regionais**

**Norte**  
Dr. Fernando Parada

**Centro**  
Dr. Paulo Margalho

**Sul**  
Dr. Jorge Jacinto

**Madeira**  
Dra. Lígia Nóbrega

**Açores**  
Dr. Paulo Sampaio



**SPMFR**  
Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação

**Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**

**Declaração**

Para os devidos efeitos se declara que o artigo

**Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale***

"Determining cut-off points for high risk of falling and normal mobility in the Portuguese version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale"

do autor **Pedro Soares Branco**

**se encontra em Revisão com vista á Publicação na Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**

**A Editora Chefe**

**(Catarina Aguiar Branco)**

Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

**Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale***

**Resumo:**

**Introdução:**

As quedas são um dos maiores problemas de saúde no idoso, causando elevada mortalidade, morbidade, incapacidade e institucionalização prematura. A *Activities-specific Balance Confidence Scale (ABC Scale)* avalia o equilíbrio num largo espectro de actividades. Foi traduzida e adaptada para diversas línguas e realidades, sendo a sua versão portuguesa, de Portugal, designada como Escala de Confiança no Equilíbrio Específica da Actividade (Escala CEEA). Este instrumento não apresenta pontos de corte para avaliação de elevado risco de queda e de mobilidade normal.

**Objectivos:**

Determinar os pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da Escala CEEA.

**População e métodos:**

Foram realizadas 90 avaliações de 50 indivíduos com idade igual ou superior a 65 anos com queixas de alterações do equilíbrio e/ou história de quedas. A avaliação incluiu a Escala CEEA e o teste *Timed Up & Go (TUG)*. Foi utilizado o ponto de corte de 13,5 do teste TUG para determinação do ponto de corte da Escala CEEA para elevado risco de queda e o ponto de corte de 12 segundos do teste TUG para determinação do ponto de corte da Escala CEEA para mobilidade normal em mulheres. Em cada um dos casos foi analisada a sensibilidade e especificidade da Escala CEEA e determinada a área sob a curva.

**Resultados:**

## Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

O melhor ponto de corte da Escala CEEA correspondente ao ponto de corte de 13,5 segundos do teste TUG foi de 695. O melhor ponto de corte da Escala CEEA correspondente ao ponto de corte de 12 segundos do teste TUG foi de 795.

### **Conclusões:**

Os pontos de corte dos instrumentos de avaliação do equilíbrio são úteis na identificação de idosos ambulatoriais na comunidade com elevado risco de queda ou de perda da mobilidade normal. O melhor ponto de corte da Escala CEEA para elevado risco de queda foi de 700 (pontuação total), com uma sensibilidade de 71,8% e uma especificidade de 73,7%. Para mulheres com idade entre 65 e 85 anos, o melhor ponto de corte da Escala CEEA para mobilidade normal foi de 800 (pontuação total), com uma sensibilidade de 70,1% e uma especificidade de 72,2%.

**Palavras-chave:** Actividades de Vida Diária; Idoso; Equilíbrio Postural; Questionários; Teste Timed Up & Go.

### **Determining a Cut-off Point for High Risk of Falling in the Portuguese Version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale**

#### **Abstract**

#### **Introduction:**

Falls are one of the greatest health problems in the elderly, causing high mortality, morbidity, disability and premature institutionalization. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale evaluates balance in a broad set of activities. It was translated and adapted for several other languages and settings, including the Portugal-Portuguese “Escala CEEA”. This instrument lacks high risk of falling and normal mobility cut-off points.

#### **Objectives:**

To determine cut-off points for high risk of falling and normal mobility of the “Escala CEEA”.

Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

**Methods:**

90 evaluations of 50 individuals aged 65 years or older, referring balance impairment and/or history of falls. Evaluations comprised the “Escala CEEA” and the timed “up & go” (TUG) test. The TUG cut-off point of 13,5 seconds was used to determine the “Escala CEEA” cut-off point for high risk of falling. The TUG cut-off point of 12 seconds was used to determine the “Escala CEEA” scale cut-off point for normal mobility in women. In each case, “Escala CEEA” sensibility and specificity were analysed and the area under the curve (AUC) was determined.

**Results:**

The best “Escala CEEA” cut-off point corresponding to the TUG test cut-off point of 13,5 seconds was 695. The best “Escala CEEA” cut-off point corresponding to the TUG test cut-off point of 12 seconds was 795.

**Conclusions:**

Balance evaluation instruments cut-off points are clinically useful in the identification of community-dwelling elderly in high risk of falling or of losing their normal mobility. The best “Escala CEEA” cut-off point for high risk of falling was 700 (gross score), with a sensibility of 71,8% and a specificity of 73,7%. For elderly women between 65 and 85 years of age, the best “Escala CEEA” cut-off point for normal mobility was 800 (gross score), with a sensibility of 70,1% and a specificity of 72,2%.

**Keywords:** Activities of Daily Living; Elderly; Postural Balance; Questionnaires; Timed Up and Go Test.

## **Introdução**

Os problemas colocados ao especialista em Medicina Física e de Reabilitação (MFR) são de natureza muito variada, desde situações incapacitantes decorrentes de traumatismo até uma plêiade de patologias, entre as quais as músculo-esqueléticas (1). Os problemas relacionados com a idade assumem uma particular importância, uma vez que o envelhecimento da população acarreta um aumento do nível de incapacidade, traduzido num aumento da amplitude e dos custos dos cuidados de saúde e sociais (1).

Neste contexto, a MFR é muitas vezes chamada a intervir em situações crónicas, prevenindo ou corrigindo incapacidades adicionais e maximizando o desempenho, quer dos sistemas afectados quer dos sistemas não afectados por essas situações (2). Porém, a actividade da MFR deve também incluir a prevenção (2), nomeadamente de quedas (1).

O equilíbrio, necessário para o desempenho eficaz das actividades de vida diária (AVD), pode ser definido como a capacidade de manter o centro de pressão de forma controlável dentro da base de sustentação, em situações estáticas, como ortostatismo ou sedestação (equilíbrio estático), ou dinâmicas, como a marcha (equilíbrio dinâmico).

O envelhecimento associa-se à deterioração dos sistemas associados ao controlo do equilíbrio e da mobilidade (3). Esta deterioração pode incluir a cognição (4), a força muscular (5,6), a propriocepção (7), a flexibilidade (8), o tempo de reacção (9) e o sistema sensorial e sensitivo (10), incluindo frequentemente a visão e o vestíbulo (11). A diminuição da capacidade de manter o equilíbrio diminui a qualidade das tarefas desempenhadas e pode aumentar o risco de queda (10,12).

Uma queda pode ser definida como “um apoio não intencional no solo, chão ou outro nível inferior, excluindo alterações intencionais de posição para repousar em mobiliário, parede ou outro objecto” (13). As quedas não fazem parte do processo normal de envelhecimento (14), mas são comuns na população idosa, em especial nas mulheres (15). Calcula-se que 28 a 35% dos indivíduos ambulatoriais na comunidade, com idade igual ou superior a 65 anos, sofra uma queda por ano. Este valor aumenta

## Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

para 32 a 42% nos indivíduos com idade superior a 70 anos e para 50% nos indivíduos com idade igual ou superior a 85 anos. Para idosos institucionalizados, a sua incidência anual pode atingir 1,5 eventos/cama e ser recorrente em 40 a 50% dos indivíduos (13,15,16).

As quedas associam-se a considerável mortalidade, morbilidade, *deficit* funcional e institucionalização prematura (15,17,18), sendo responsáveis por 40% das lesões traumáticas fatais (13). Mesmo quando não provocam lesões, as quedas podem ter consequências graves, com destaque para o medo de cair (14,19). Este parece aumentar com a idade, sendo mais comum nas mulheres idosas. Pode contribuir de forma independente para o declínio funcional e tem sido associado a fragilidade, limitação da mobilidade, menor interacção social, depressão e perda de qualidade de vida. A limitação de actividade decorrente do medo de cair pode, por sua vez, comprometer o equilíbrio, agravando o risco de queda (20).

Estima-se que 20% a 30% das quedas requerem cuidados médicos, sendo estes eventos responsáveis por 10 a 15% de todas as idas aos serviços de urgência, em especial devido a fracturas da extremidade proximal do fémur, traumatismos cranianos e lesões dos membros superiores (13,15). As quedas são responsáveis por 40% das mortes por lesão traumática em idosos e por 1% da mortalidade nesta faixa etária (15). Cerca de 10% destes eventos resultam em fracturas (13,16) e embora este valor pareça relativamente baixo, o número absoluto de idosos que sofrem fracturas é elevado (14), colocando um pesado encargo nos sistemas de saúde e de segurança social.

Assim sendo, a abordagem das quedas não pode ignorar o problema, que lhe está intimamente associado, das fracturas osteoporóticas, em particular das fracturas da extremidade proximal do fémur. De facto, mais de 90% destas fracturas resultam de quedas (21) e mais de 60% dos indivíduos com osteoporose do colo do fémur apresentam factores de risco de queda (22). Em 2050, cerca de 1500 milhões de pessoas terão mais de 65 anos. Se nada for feito entretanto, ocorrerão nesse ano mais de 6,3 milhões de fracturas da extremidade proximal do fémur, uma a cada 5 segundos (23).

## Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

A manutenção do equilíbrio é uma tarefa complexa, susceptível ao envelhecimento e a diversas patologias, tendo a investigação nesta área identificado mais de 400 potenciais factores de risco de queda (15). Estes são habitualmente classificados em intrínsecos (inerentes ao próprio indivíduo) e extrínsecos (inerentes a dispositivos de *interface* entre o indivíduo e o meio envolvente ou ao próprio meio), sendo o risco de queda directamente proporcional ao número de factores de risco envolvidos (14). Um dos mais fortes graus de evidência surge associado às alterações do equilíbrio, mobilidade e marcha, pelo que existem diversos instrumentos para avaliar o equilíbrio, risco de queda e medo de cair (24,25). Um modo de atingir este objectivo consiste em avaliar a percepção individual de eficácia para o desempenho, sem cair, de AVD. Este princípio encontra-se presente em instrumentos como a *Berg Balance Scale* (26), a *Falls Efficacy Scale* (20) e a *Activities-specific Balance Confidence Scale* (27).

Numa avaliação da validade predictiva de alguns destes instrumentos, efectuada por Perell et al (28), foram considerados úteis o teste *Timed Up & Go* (TUG) (29), a *Tinetti Performance-oriented Mobility Assessment* (30), a *Berg Balance Scale* (26), a *Modified Gait Abnormality Rating Scale* (31) e o *Elderly Fall Screening Test* (32). Apesar destes instrumentos demonstrarem uma utilidade variável, podem ser utilizados como parte de programas de prevenção de quedas, sendo desnecessária a criação de novos instrumentos para o efeito (28).

A *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale* (27), foi concebida para avaliar o equilíbrio num conjunto de AVD associadas a um largo espectro de dificuldade, incluindo algumas potencialmente mais perigosas. Este instrumento incluiu questões previamente apresentadas na FES, mas com melhor caracterização e diversificação das situações. Ao contrário da FES, que visa caracterizar o desempenho numa AVD “sem cair”, a escala ABC procura ser mais abrangente, caracterizando o desempenho numa AVD “sem perder o equilíbrio ou ficar instável”.

A escala ABC pode ser auto-administrada ou administrada através de entrevista pessoal ou telefónica e procura caracterizar o nível de confiança (capacidade de não perder equilíbrio ou ficar instável) no desempenho de 16 AVD, avaliado através de outras tantas perguntas. A confiança para cada AVD é medida escolhendo um dos

## Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

pontos de percentagem na escala, entre 0% (sem confiança) a 100% (confiança completa), possibilitando uma pontuação total total entre 0 (mínima) e 1600 (máxima). Este valor é posteriormente dividido por 16 para obter a avaliação final de cada indivíduo. A escala ABC demonstrou boa qualidade psicométrica, elevada consistência interna e validade discriminativa, bem como boa consistência e fiabilidade (33). Para além da versão original, em inglês do Canadá, este instrumento foi traduzido e adaptado para outros idiomas e realidades específicas, incluindo a portuguesa (34,35,36,37,38). Existe também uma versão abreviada e validada da escala ABC, contendo apenas 6 questões: a escala ABC-6 (39).

Tal como outros instrumentos de avaliação do equilíbrio, a Escala CEEA, versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale* (38), não apresenta pontos de corte para elevado risco de queda e para mobilidade normal. Este facto limita a sua utilidade clínica, pois embora permita estabelecer a evolução dos indivíduos testados, não permite classificá-los de forma absoluta quanto ao risco de queda e à normalidade da sua mobilidade.

### **Objectivos:**

Estabelecer os pontos de corte da Escala CEEA para elevado risco de queda e para mobilidade normal.

### **População e métodos**

Foram realizadas 90 avaliações, de 50 indivíduos com idade igual ou superior a 65 anos (94% mulheres; Idade média de  $73,58 \pm 4,90$  anos). Todos os indivíduos referiam alterações do equilíbrio e/ou história de quedas e foram avaliados com a Escala CEEA e o teste TUG. 41 indivíduos foram avaliados por duas vezes, com pelo menos 30 dias de intervalo livre entre avaliações.

Para determinar o ponto de corte para elevado risco de queda na Escala CEEA foi tomado como referência o ponto de corte de 13,5 segundos do teste TUG. Para determinar o ponto de corte para mobilidade normal foi tomado como referência o ponto de corte de 12 segundos do teste TUG numa sub-população de mulheres entre

## Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

os 65 e os 85 anos de idade. Em ambos os casos foi analisada a sensibilidade e a especificidade da Escala CEEA e determinada a área sob a curva (*area under the curve* ou AUC). A análise estatística foi efectuada com recurso ao programa SPSS v15.0. Todos os resultados com nível de significância inferior a 0,05 foram considerados estatisticamente significativos.

### **Resultados**

Para determinar o melhor ponto de corte da Escala CEEA correspondente ao ponto de corte de 13,5 segundos do teste TUG, foram consideradas 54 avaliações (60%) com teste  $TUG \geq 13,5$  segundos e 36 (40%) avaliações com teste  $TUG < 13,5$  segundos. Para determinar o melhor ponto de corte da Escala CEEA correspondente ao ponto de corte de 12 segundos do teste TUG, foram consideradas 71 avaliações (89%) com teste  $TUG > 12$  segundos e 19 (21%) avaliações com teste  $TUG \leq 12$  segundos (quadro 1). São também apresentadas (figuras 1 e 2) as curvas ROC (*receiver operating characteristic*).

Deste modo, considerou-se o valor de 695 como o melhor ponto de corte da Escala CEEA para elevado risco de queda, com uma sensibilidade de 71,8% e uma especificidade de 73,7% e o valor de 795 como o melhor ponto de corte da Escala CEEA para mobilidade normal, com uma sensibilidade de 70,1% e uma especificidade de 72,2%.

### **Discussão**

O teste TUG pode ser utilizado para avaliar a mobilidade em idosos institucionalizados ou residentes na comunidade (29) e é recomendado nas *guidelines* da *American Geriatrics Society (AGS)* e do *National Institute for Clinical Excellence (NICE)* para a identificação de indivíduos com necessidade duma avaliação mais detalhada do equilíbrio e da marcha (17,40). Existem pontos de corte do teste TUG para limitação funcional, mobilidade normal e elevado risco de queda. Podsiadlo e Richardson propuseram um ponto de corte de 30 segundos para predição de dependência funcional no idoso mas este valor, bastante elevado, reflecte provavelmente a população estudada, que incluiu idosos com diversas patologias

## Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

neurológicas (41). Bischoff et al confirmaram estes resultados para indivíduos institucionalizados, mas propuseram um valor menor ou igual a 12 segundos para mulheres com idades entre os 65 e 85 anos ambulatoriais na comunidade (42). Em relação ao risco de queda, Shumway-Cook, Brauer & Wollacott consideraram em elevado risco de queda os idosos com tempos de desempenho no teste TUG iguais ou superiores a 13,5 segundos (29).

Embora a mobilidade e o risco de queda estejam seguramente relacionados, os estudos que sustentam os pontos de corte de 12 e 13,5 segundos são diferentes. Assim, utilizou-se o ponto de corte de 13,5 segundos do teste TUG para a determinação do ponto de corte da Escala CEEA para elevado risco de queda e o ponto de corte de 12 segundos do teste TUG para a determinação do ponto de corte da Escala CEEA para mobilidade normal numa sub-população de mulheres entre os 65 e os 85 anos de idade. Devido às diferenças substanciais entre as populações estudadas, o ponto de corte de 30 segundos não foi considerado. Uma vez que o valor total da Escala CEEA é apresentado em múltiplos de 10, considerou-se o valor de 700 (em vez de 695) como ponto de corte para elevado risco de queda e o valor de 800 (em vez de 795) como ponto de corte para mobilidade normal.

### **Conclusões**

Os pontos de corte das escalas de avaliação do equilíbrio podem ser úteis na identificação de idosos ambulatoriais na comunidade em elevado risco de queda ou com perda de mobilidade normal. Considerou-se o valor de 700 (valor total da Escala CEEA  $\leq 700$ ) como o melhor ponto de corte da Escala CEEA para elevado risco de queda, com uma sensibilidade de 71,8% e uma especificidade de 73,7% e o valor de 800 (valor total da Escala CEEA  $\geq 800$ ) como o melhor ponto de corte da Escala CEEA para mobilidade normal, com uma sensibilidade de 70,1% e uma especificidade de 72,2%. De referir, no entanto, que o desempenho da escala CEEA como preditor das classificações de elevado risco de queda e de mobilidade reduzida em mulheres se refere à população analisada, pelo que o seu uso noutras populações deve ser cauteloso.

Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

	Sensibilidade	Especificidade	AUC (95% CI)
Escala “CEEA” - PC 695 Teste TUG - PC 13,5	71,8%	73,7%	78,4% (66,4%, 90,3%)
Escala “CEEA” - PC 795 Teste TUG - PC 12	70,1%	72,2%	76,5% (63,9%, 89,0%)

Quadro 1: análise dos melhores pontos de corte (PC) da Escala CEEA correspondentes aos pontos de corte (PC) de 13,5 e 12 segundos do teste TUG. Foi utilizado a pontuação total (0-1600) da Escala CEEA.

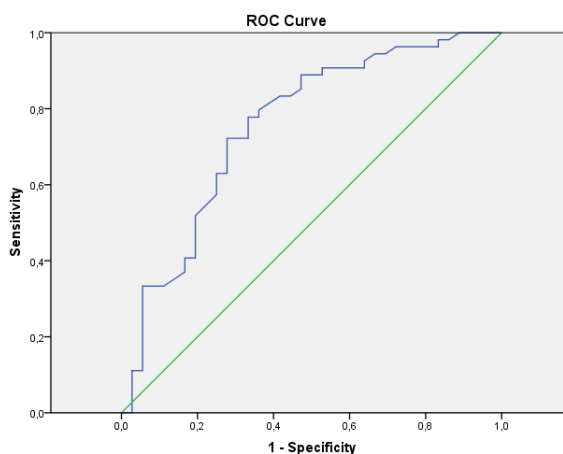


Figura 1: curva ROC para o desempenho da pontuação total (0-1600) da Escala CEEA para um ponto de corte de 13,5 segundos no teste TUG.

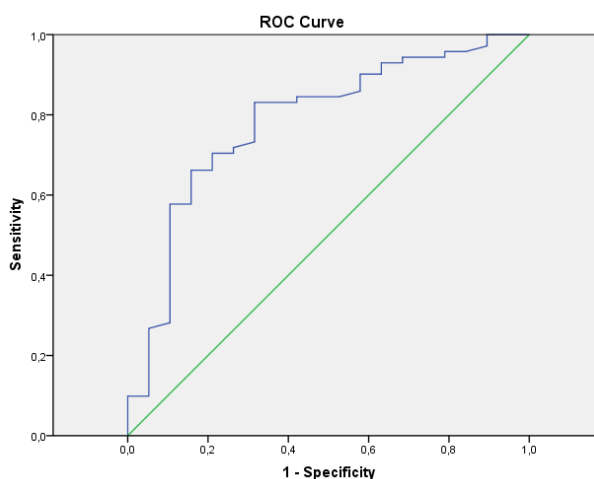


Figura 2: curva ROC para o desempenho da pontuação total (0-1600) da Escala CEEA para um ponto de corte de 12 segundos no teste TUG.

## Bibliografia

1. UEMS – Livro branco de Medicina Física e de Reabilitação na Europa. Coimbra: Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação, 2009.
2. DeLisa J, Martin G, Currie M – Rehabilitation medicine: past, present, and future. In DELISA, J (Editor) – Rehabilitation medicine: principles and practice. Philadelphia: Lippincott Company, 1993.
3. Jones J, Rose D – Physical activity instruction of older adults. [s.l.]: Human Kinetics, 2005. ISBN 0736045139.
4. Nevitt M, Cummings S, Kidd S, Black D - Risk factors for recurrent nonsyncopal falls: a prospective study. *JAMA*. Vol. 261 (1989), p. 2663–8.
5. Daubney M, Culham E - Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. *Phys Ther*. Vol. 79 (1999), p. 1177-1185.
6. Doherty T - Physiology of aging. Invited review: aging and sarcopenia. *J Appl Physiol*. Vol 95 (2003), p. 1717–1727
7. Skinner H, Barrack R, Cook S - Age-related decline in proprioception. *Clin Orthop Rel Res*. Vol. 184 (1984), p. 208–11.
8. Mills E - The effect of low-intensity aerobic exercise on muscle strength, flexibility, and balance among sedentary elderly persons. *Nurs Res*. Vol 43, Nº 4 (1994), p. 207–11.
9. Stelmach G, Phillips J, DiFabio R, Teasdale N - Age, functional postural reflexes, and voluntary sway. *Journ of Geront*. Vol. 44 (1989), p. 100–6.
10. Berg K - Balance and its measure in the elderly: a review. *Physioth Can*. Vol 41, nº 5 (1989), p. 240–6.
11. Seeley R, Stephens T, Tate P – Anatomia & Fisiologia. 8ª ed. [s.l.]: Lusociência, 2011. ISBN 9789728930622.
12. Rossat A, Fantino B, Nitenberg C, Annweiler C, Poujol L, Herrmann F, Beauchet O - Risk factors for falling in community dwelling older adults: which of them are associated with the recurrence of falls? *J Nutr Health Aging*. Vol. 14, nº 9 (2010), p. 787–91.
13. World Health Organization - Global Report on Falls Prevention in Older Age. 2007. ISBN 9789241563536.
14. Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly - The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. *Dan Med Bull*. Vol. 34, nº 4 (1987), p. 1-24.
15. Close C, Lord S, Menz H, Sherrington C - What is the role of falls? *Best Pract Res C Rheum*. Vol. 19, nº 6 (2005), p. 913–935.
16. Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH - Interventions for preventing falls in elderly people (review). *Cochrane Database Syst Rev*. Vol. 4 (2003).
17. American Geriatric Society - Guidelines for the prevention of falls in older persons. *J Am Ger Soc*. Vol. 49 (2001), p. 664-672.
18. Peters G, Van Schoor NM, Lips P - Fall Risk: the clinical relevance of falls and how to integrate fall risk with fracture risk. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. Vol. 23, nº 6 (2009), p. 797-804.

Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

19. Howland J, Lachman M.E, Levin WC, Fried L, Pordon D, Bak S - Fear of falling among the community-dwelling elderly. *J Aging Health*. Vol. 5 (1993), p. 229-43.
20. Tinetti, ME, Richman D, Powell L. Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling. *J Gerontol*. Vol. 45, nº 6 (1990), p. 239-243.
21. Grisso J, Kelsey J, Strom B, Ghiu G, Maislin G, O'Brien L, Hoffman S, Kaplan F - Risk factors for falls as a cause of hip fractures in women. *N Engl J Med*. Vol 324 (1991), p. 1326-1331.
22. Patel S, Tweed K, Chinappen U - Fall-related risk factors and osteoporosis in older women referred to an open access bone densitometry service. *Age and Ageing*. Vol. 34 (2005), p. 67–71.
23. Aroso Dias, A - Osteoporose. Epidemiologia e factores de risco. In VIANA DE QUEIROZ , M (Coordenador) – Reumatologia. Lisboa: Lidel, 2002. ISBN 9727571654. Vol. 3.
24. Gates S, Smith L, Fisher J, Lamb S - Systematic review of accuracy of screening instruments for predicting fall risk among independently living older adults. *J Rehabil Res Dev*. Vol. 45, nº 8 (2008), p. 1105-16.
25. Persad CC, Cook S, Giordani B - Assessing falls in the elderly: should we use simple screening tests or a comprehensive fall risk evaluation? *Eur J Phys Rehabil Med*. Vol. 46, nº 2 (2010), p. 249-59.
26. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J, Maki B - Measuring Balance in the Elderly: Preliminary Development of an Instrument. *Physiot Can*. Vol. 41 (1989), p. 304-311.
27. Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci*. Vol. 50, nº 1 (1995), p. 28-34.
28. Perell K, Nelson A, Goldman R, Luther S, Prieto-Lewis N, Rubenstein L - Falls risk assessment measures: an analytical review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, Vol. 56A (2001), p. 761–766.
29. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M - Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test. *Phys Ther*. Vol. 80 (2000), p. 896-903.
30. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc*. Vol. 34 (1986), p. 119–126.
31. Van Swearingen J, Paschall K, Bonino P, Yang J - The modified Gait Abnormality Rating Scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults. *Phys Ther*. Vol 76 (1996), p. 994–1002.
32. Cwikel JG, Fried AV, Biderman A, Galinsky D - Validation of a fall-risk screening test, the Elderly Fall Screening Test (EFST), for community-dwelling elderly. *Dis Rehab*. Vol 20 (1998), p. 161–167.
33. Parry SW, Steen N, Galloway SR, Kenny RA, Bond J. Falls and Confidence Related Quality of Life Outcome Measures in an Older British Cohort. *Postgrad Med j*. Vol. 77 (2001), p. 103-108.
34. Mak MK, Lau AL, Law FS, Cheung CC, Wong IS - Validation of the chinese translated activities-specific balance confidence scale. *Arch Phys Med Rehabil*. Vol. 88 (2007), p. 496-503.

Anexo II – Determinação dos pontos de corte para elevado risco de queda e mobilidade normal da versão portuguesa da *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

35. Schott N - Deutsche Adaptation der "Activities-Specific Balance Confidence (ABC) Scale" zur Erfassung der sturzassozierten Selbstwirksamkeit. *Z Gerontol Geriatr.* Vol 41, nº 6 (2008), p. 475-85.
36. Salbach N, Mayo NE, Hanley JA, Richards CL, Wood-Dauphinee S. Psychometric evaluation of the original and Canadian French version of the activities-specific balance confidence scale among people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* Vol. 87 (2006), p. 1597-1604.
37. Van Heuvelen MJ, Hochstenbach J, de Greef MH, Brouwer WH, Mulder T, Scherder E - Is de Activities-specific Balance Confidence Scale geschikt voor het meten van valangst bij Nederlandse niet-geinstitutionaliseerde ouderen? *Tijdschr Gerontol Geriatr.* Vol. 36, nº 2 (2005), p. 146-54.
38. Soares Branco, P. Validação da versão portuguesa da "activities-specific balance confidence scale". *Rev SPMFR.* Vol 19, nº 2 (2010), p. 20-25.
39. Schepens S, Goldberg A, Wallace M - The short version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale: its validity, reliability, and relationship to balance impairment and falls in older adults. *Arch Gerontol Geriatr.* Vol. 51, nº 1 (2010), p. 9-12.
40. National Institute for Clinical Excellence - Clinical practice guideline for the assessment and prevention of falls in older people. 2004.
41. Podsiadlo D, Richardson S - The timed "up & go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* Vol. 39 (1991), p. 142-148.
42. Bischoff H, Stähelin H, Monsch A, Iversen M, Weyh A, von Dechend M, Akos R, Conzelmann M, Dick W, Theiler R - Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed "up and go" test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and Ageing.* Vol. 32 (2003), p. 315-320.

# Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação

Portuguese Journal of Physical and Rehabilitation Medicine



## **Avaliação e Modificação do Risco de Queda em Idosos com Recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada**

*Evaluation and Modification of the Risk of Falling in the Elderly by Means of Computerized Dynamic Posturography*

Pedro Soares Branco

## **Dor após cirurgia lombar: imagem e reflexos**

*Pain after lumbar surgery: image and reflexes*

Ana Teresa Gaspar, Sandra Morgado, Filipe Antunes

## **Qualidade de vida na síndrome de cirurgia lombar falhada**

*Quality of life in failed back surgery syndrome*

Ana Catarina Matias, Filipe Antunes

## **Sobre a Dor e sua erotização: contributos para a compreensão do fenómeno da dor**

*About pain and its eroticization: contributions to understand the pain phenomenon*

Rui Aragão Oliveira

## **Escolioses congénitas: diagnóstico e tratamento**

*Congenital scoliosis: diagnosis and treatment*

Carla Rito, Elsa Marques, Fernanda Filipe

## **Ossificações heterotópicas – A propósito de um caso clínico**

*Heterotopic ossifications – A singular case report*

Énio Pestana, Irina Peixoto, Anabela Pereira, Jorge Lains

Published in  
association with  
the International  
Society of Physical  
and Rehabilitation  
Medicine



Indexed in Scielo since 2012



Órgão oficial da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação

Apoio:  **SERVIER**

## Avaliação e Modificação do Risco de Queda em Idosos com Recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada

### *Evaluation and Modification of the Risk of Falling in the Elderly by Means of Computerized Dynamic Posturography*

Pedro Soares Branco<sup>(1)</sup>

#### Resumo

**Introdução:** As quedas na população idosa associam-se a considerável mortalidade, morbilidade, défice funcional e institucionalização prematura, sendo o principal factor de risco de fractura. Os programas de exercício reduzem o risco de quedas no idoso e podem ter custos inferiores aos do tratamento das lesões resultantes. A Posturografia Dinâmica Computorizada é utilizada na avaliação postural. Também permite treino de equilíbrio, que tem sido pouco investigado.

**Objectivos:** Avaliação do risco de queda antes e depois do treino de equilíbrio em Posturografia Dinâmica Computorizada.

**População e métodos:** Foram avaliados 22 indivíduos com idade superior a 65 anos. A avaliação inicial incluiu o teste "timed up and go", a escala de confiança no equilíbrio específica para a actividade e a Posturografia Dinâmica Computorizada. Foi seguidamente realizado um programa de treino de equilíbrio em Posturografia Dinâmica Computorizada. Por fim, foi realizada uma reavaliação, repetindo procedimentos da avaliação inicial. Os valores registados foram comparados através do cálculo da respectiva evolução. Foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para testar a normalidade dos valores de cada variável em cada avaliação e o teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas para se proceder à comparação dos valores observados em cada uma das avaliações.

**Resultados:** No teste "timed up and go", ocorreram evoluções significativas. Na escala de confiança no equilíbrio específica para a actividade, ocorreram evoluções significativas. Na Posturografia Dinâmica Computorizada ocorreram evoluções significativas no teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio, no teste dos limites de estabilidade, no teste de transferência sedestação/ortostatismo e no teste de marcha na plataforma.

**Conclusões:** Os indivíduos estudados apresentaram uma evolução significativa, com melhoria, de diversos parâmetros associados ao equilíbrio. As evoluções verificadas poderão traduzir benefícios clínicos do programa de treino efectuado.

**Palavras-chave:** Equilíbrio Postural; Posturografia Dinâmica Computorizada; Idoso.

#### Abstract

**Introduction:** Falls in the elderly are associated with considerable mortality, morbidity, loss of function and premature institutionalization. They represent the main risk factor for fractures. Exercise programs reduce the risk of falling in the elderly and may be cost-effective. Computerized Dynamic Posturography is a method used in the evaluation of postural control. Although it also allows balance training, this has been scarcely investigated.

**Objectives:** To assess the risk of falling and its modification by means of a balance training program with Computerized Dynamic Posturography.

(1) Chefe de Serviço de Medicina Física e de Reabilitação - Hospital de Curry Cabral. Responsável pela Unidade de Ensino de Medicina Física e de Reabilitação da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa.

Serviço de Medicina Física e de Reabilitação - Hospital de Curry Cabral, Lisboa, Portugal

E-mail: pedro.soares.branco@gmail.com

Data de receção: Fevereiro 2012

Data de aprovação para publicação: Junho 2012

**Methods:** 22 individuals, aged over 65 years, were evaluated. An initial evaluation was performed, including the "timed up and go" test, the Portuguese version of the Activities-specific Balance Confidence Scale and Computerized Dynamic Posturography. Balance training with Computerized Dynamic Posturography was then performed. Finally, all individuals were reevaluated by repeating some of the initial proceedings. The obtained values were compared through the calculation of their evolution. The Shapiro-Wilk test was used to assess the normality of each variable in each evaluation and the Wilcoxon test was used to compare the results obtained in the first and second evaluations.

**Results:** There was a significant evolution of the "timed up and go" test between evaluations. There was a significant evolution of the score of the Portuguese version of the Activities-specific Balance Confidence Scale. Computerized Dynamic Posturography testing showed a significant evolution of several test results: modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance, Limits of Stability, Sit to Stand and Walk Across.

**Conclusions:** The individuals engaged in the study presented a significant and beneficial evolution of several parameters connected to the risk of falling. This evolution may entail clinical benefits, with a reduction in the risk of falling which may be due to the balance training program that was performed.

**Keywords:** Aged; Postural Balance; Diagnosis, Computer-Assisted; Accidental Falls.

## Introdução

As quedas na população idosa associam-se a considerável mortalidade, morbilidade, défice funcional e institucionalização prematura<sup>1,2</sup>. As quedas e a diminuição da resistência óssea, isoladas ou em combinação, são os principais factores de risco de fractura nos idosos, sendo as quedas - e não a Osteoporose - o principal factor de risco. Em 2006, ocorreram em Portugal 9523 fracturas do fémur, com uma mortalidade estimada de 20% a 30% no ano seguinte à fractura e uma incapacidade grave em cerca de 40% dos sobreviventes, dos quais apenas 15% recuperaram a capacidade funcional prévia<sup>3</sup>. Nesta perspectiva, a reabilitação pode assumir um papel determinante, uma vez que os programas de exercício individuais ou colectivos, reduzem o risco e frequência de quedas no idoso<sup>4</sup> e podem ter custos inferiores aos do tratamento das lesões resultantes das quedas<sup>5</sup>.

A Posturografia Dinâmica Computorizada (PDC) é uma técnica utilizada na avaliação e quantificação do controlo postural<sup>6</sup>, considerada útil na formação de decisões clínicas<sup>7</sup>. Apesar da sua designação, permite também avaliar o controlo postural estático e não apenas o dinâmico.

A PDC é referida como instrumento de avaliação do equilíbrio em populações idosas<sup>8</sup>, em populações com patologia vestibular<sup>9-14</sup> ou doutro tipo<sup>15,16</sup> e no efeito de fármacos<sup>17,18</sup>. No entanto, o treino de equilíbrio em PDC tem sido pouco investigado, quer em populações com patologias específicas<sup>19</sup>, quer na população idosa<sup>20</sup>, o que poderá reflectir a menor disponibilidade deste tipo de equipamento face a outros mais acessíveis<sup>21,22</sup>.

## Objectivos

Os objectivos deste trabalho consistiram na avaliação do risco de queda antes e depois dum programa de treino de equilíbrio em PDC.

## População e métodos

A população foi seleccionada entre os indivíduos referenciados ao Sector de Posturografia Dinâmica Computorizada do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral que cumpriam os critérios de inclusão e exclusão definidos. Foram critérios de inclusão idade superior a 65 anos, alterações do equilíbrio por critérios subjectivos, capacidade de realizar o teste "timed up and go" (TUG) e capacidade de responder à escala de confiança no equilíbrio específica da actividade (escala CEEA). Foram critérios de exclusão recusa em colaborar no estudo, modificação do tratamento farmacológico durante o período do estudo, realização de tratamentos de reabilitação (para além da Posturografia Dinâmica Computorizada) durante o período do estudo, início ou abandono de programa de exercício durante o período do estudo, patologia susceptível de interferir de forma severa na motricidade e no equilíbrio (designadamente neurológica ou otorrinolaringológica grave ou paroxística), patologia cardiológica instável ou descompensada e deambulação em cadeira de rodas.

Foram avaliados 22 indivíduos, na sua maioria (90.9%) do sexo feminino, com uma idade média de 72 anos (idades mediana, mínima e máxima de 66, 71 e 82 anos, respectivamente). Aproximadamente metade dos indivíduos (54.5%) tinha antecedentes de queda (pelo menos uma queda com lesão grave ou uma queda nos

últimos 6 meses) e 27.3% usavam auxiliares de marcha. O programa de investigação incluiu uma avaliação inicial, um programa de treino de equilíbrio em PDC e uma reavaliação, que serão sucessivamente descritas.

### Avaliação inicial

Esta avaliação consistiu em:

- Formulação de convite para participação no estudo e assinatura do respectivo termo de consentimento informado, previamente aprovado pela Comissão de Ética da instituição.
- Realização do teste TUG, com registo do tempo efectuado.
- Aplicação da escala de confiança no equilíbrio específica para a actividade (escala CEEA), com registo da pontuação para cada questão e da pontuação global.
- Verificação dos restantes critérios de inclusão e exclusão.
- Avaliação clínica (incluindo antecedentes de queda e uso de auxiliar de marcha), com registo dos dados obtidos.
- Avaliação em PDC, com utilização dum sistema Neurocom® Balance Master® para a realização dos seguintes testes:
  - WBS ("Weight Bearing/Squat", ou distribuição bipodal de carga). Este teste permite avaliar a percentagem do peso corporal colocada sobre cada pé e apresenta quatro componentes, expressas em percentagem do peso corporal: WBS 0°, WBS 30°, WBS 60° e WBS 90° (distribuição bipodal de carga com os joelhos em extensão e flexão a 30, 60 e 90 graus). Foi sempre registada a carga efectuada à direita. Foi ainda registada a capacidade de completar o teste.
  - mCTSIB ("modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance", ou teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio). Este teste permite avaliar a oscilação do centro de pressão em diferentes condições de interacção dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo. Apresenta os seguintes componentes, expressos em graus por segundo: "Firm-Eyes Open" (firme, olhos abertos: oscilação do centro de pressão em plano firme com olhos abertos, envolvendo aferências visuais, vestibulares e proprioceptivas), "Firm-Eyes Closed" (firme, olhos fechados: oscilação do centro de pressão em plano firme com olhos fechados, envolvendo aferências vestibulares e proprioceptivas), "Foam-Eyes Open" (espuma, olhos abertos: oscilação do centro de pressão em plano de espuma com olhos abertos, envolvendo sobretudo aferências visuais e vestibulares), "Foam-Eyes Closed" (espuma, olhos fechados: oscilação do centro de pressão em plano de espuma com olhos fechados, envolvendo sobretudo aferências vestibulares) e oscilação composta do centro de pressão, que corresponde à média dos resultados das provas anteriores.
- LOS ("Limits of Stability", ou limites de estabilidade). Este teste permite avaliar a capacidade em deslocar o centro de pressão desde um ponto de equilíbrio em ortostatismo até 8 alvos dispostos numa sequência horária a uma distância automaticamente determinada em função da altura do indivíduo. Apresenta os seguintes componentes: "Reaction Time" (tempo de reacção: para diante, para a direita, para trás e para a esquerda, expresso em segundos), "Reaction Time-Composite" (tempo composto de reacção, que corresponde à média dos resultados das provas anteriores), "Movement Velocity" (velocidade do movimento: para diante, para a direita, para trás e para a esquerda, expresso em centímetros por segundo), "Movement Velocity-Composite" (velocidade do movimento composta, que corresponde à média dos resultados das provas anteriores), "Endpoint" (ponto de terminação: para diante, para a direita, para trás e para a esquerda, expresso em percentagem), "Endpoint-Composite" (ponto de terminação composto, que corresponde à média dos resultados das provas anteriores), "Maximum Excursion" (ponto de excursão máxima: para diante, para a direita, para trás e para a esquerda, expresso em percentagem), "Maximum Excursion-Composite" (ponto de excursão máxima composto, que corresponde à média dos resultados das provas anteriores, expresso em percentagem), "Directional Control" (controlo direccional: para diante, para a direita, para trás e para a esquerda, expresso em percentagem), "Directional Control - Composite" (controlo direccional composto, que corresponde à média dos resultados das provas anteriores, expresso em percentagem). Foram também registadas as capacidades de completar a avaliação do tempo de reacção e do controlo direccional.
- StS ("Sit to Stand", ou transferência sedestação /ortostatismo). Este teste permite avaliar a aquisição da posição ortostática a partir da posição sentada, usando para esse efeito um assento colocado sobre a plataforma de forças. Apresenta os seguintes componentes: "Weight Transfer" (tempo de transferência, expresso em segundos), "Body Weight Rising Index" (índice de elevação da massa corporal, expresso em percentagem do peso corporal), "Center of Gravity Sway Velocity" (velocidade de oscilação do centro de pressão, expresso em graus por segundo) e "Left/Right Weight Symmetry" (simetria, expresso em

percentagem do peso corporal). Neste último teste foi sempre registada a carga efectuada à direita.

- WA ("Walk Across", ou marcha na plataforma). Este teste permite avaliar a marcha ao longo da plataforma de forças e apresenta os seguintes componentes: "Step Width" (largura do passo, expresso em centímetros), "Step Length" (comprimento do passo, expresso em centímetros), "Speed" (velocidade, expresso em centímetros por segundo) e "Step Length Symmetry" (simetria do comprimento do passo, expresso em percentagem).

### Programa de treino

O programa de treino, concebido para o efeito, consistiu em 10 sessões de treino bissemanais, ao longo de 5 semanas, com recurso ao mesmo equipamento utilizado para a avaliação inicial. Cada sessão de treino constou de quatro exercícios, cada um com a duração de dois minutos e realizados sempre na mesma sequência:

Exercício 1: "Midline Stability" (linha média: estabilidade). Posição de partida: ortostatismo "neutro". Objectivo: manter o centro de pressão dentro do alvo. Alvo: posição neutra, activo durante 2 minutos.

Exercício 2: "Center 3 Forward" (centro para diante em 3 direcções). Posição de partida: ortostatismo "neutro". Objectivo: deslocar o centro de pressão para dentro do alvo; manter essa posição; retornar à posição inicial. Alvo: colocados a uma distância de 45% do limite de estabilidade do indivíduo; activo sequencialmente durante 15 segundos (para diante/esquerda, posição de partida, para diante, posição de partida e para diante/direita).

Exercício 3: "Forward: Left/Right" (para diante: esquerda/direita). Posição de partida: ortostatismo, no alvo colocado adiante e à esquerda. Objectivo: deslocar o centro de pressão para dentro do alvo colocado adiante e à direita; retornar à posição inicial. Alvo: colocado a uma distância de 45% do limite de estabilidade do indivíduo; activo sequencialmente durante 15 segundos (para diante/direita e para diante/esquerda).

Exercício 3: "Midline: Forward/Backward" (linha média: para diante/para trás). Posição de partida: ortostatismo, no alvo colocado adiante. Objectivo: deslocar o centro de pressão para dentro do alvo colocado atrás; retornar à posição inicial. Alvo: colocado a uma distância de 45% do limite de estabilidade do indivíduo; activo sequencialmente durante 15 segundos (para diante e para trás).

### Reavaliação

A reavaliação foi realizada após um período livre de 7 a 14 dias desde a última sessão de treino. Consistiu na repetição de parte dos procedimentos da avaliação inicial, designadamente avaliação clínica (incluindo novos episódios de queda), teste TUG (com o mesmo calçado do teste inicial), escala CEEA e PDC (repetição dos testes realizados inicialmente).

### Arquivo e tratamento de resultados

Para arquivo dos resultados foi criada uma folha de cálculo, com recurso ao programa informático Microsoft Office Excel 97-2003, sendo os dados posteriormente analisados com recurso ao software SPSS v15. A descrição de variáveis contínuas foi feita através da apresentação do número de observações válidas, dos valores mínimo, mediano, médio e máximo, bem como do respectivo desvio padrão. No caso das variáveis de tipo categórico foram calculadas as respectivas frequências absolutas e relativas.

Os valores registados em cada avaliação foram comparados através do cálculo da respectiva evolução em termos absolutos (calculada como a diferença entre o valor observado na segunda avaliação e o registado na avaliação inicial), bem como da respectiva variação relativa (calculada como o quociente entre a variação em termos absolutos e o valor observado na avaliação inicial).

Foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para testar a normalidade dos valores de cada variável em cada avaliação e o teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas para se proceder à comparação dos valores observados em cada uma das avaliações.

### Resultados

No teste TUG, verificou-se a existência de evoluções significativas entre avaliações, com valores mais baixos na segunda avaliação, ocorrendo uma redução média de  $2,0 \pm 2,8$  segundos (Quadro 1).

Na Escala CEEA, verificaram-se variações muito significativas na pontuação total, com um aumento de 37.7% em termos medianos (Quadro 2). Esta evolução ocorreu também na pontuação individual de cada questão, com variações significativas em todas elas. Quando analisados os conjuntos de questões da Escala CEEA relacionadas com o ambiente doméstico (questões 1 e 3 a 7) e com o ambiente exterior (questões 2 e 8 a 16), observou-se uma variação muito significativa em ambos os casos. A soma dos valores relativos às questões sobre ambiente doméstico subiu em média 55 (68.9%), sendo que nas questões sobre ambiente exterior a subida foi de 70 (95.3%) em média.

**Quadro 1** - Evolução dos valores do teste TUG (expressos em segundos)

Teste TUG				
	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	22	22	22	22
Mínima	10.2	8.1	-9.0	-35.8
Mediana	14.8	13.1	-2.1	-13.0
Média	15.9	13.8	-2.0	-12.0
Máxima	25.5	24.3	3.2	15.4
Desvio padrão	4.1	3.9	2.8	13.9
p	0.002			

**Quadro 2** - Evolução dos valores da pontuação total na Escala CEEA. Esta escala permite uma pontuação variável entre 0 (mínima) e 1600 (máxima)

Teste TUG				
	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
N	22	22	22	22
Mínima	190.0	230.0	-140.0	-14.6
Mediana	490.0	790.0	245.0	37.7
Média	543.2	780.9	237.7	60.2
Máxima	1110.0	1330.0	840.0	188.9
Desvio padrão	267.0	288.8	214.4	62.7
p	<0.001			

**Quadro 3** - Evolução dos valores compostos do teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio (expressos em graus por segundo)

	Avaliação 1	Avaliação 2	Evolução	Evolução (%)
n	21	22	21	21
Mínima	0.6	0.4	-1.4	-47.1
Mediana	1.0	0.9	-0.2	-14.3
Média	1.3	1.2	-0.2	-7.3
Máxima	3.3	2.1	1.0	111.1
Desvio padrão	0.7	0.6	0.5	36.3
p	0.036			

Na PDC verificaram-se os seguintes resultados:

No teste de distribuição bipodal de carga, apenas 68.2% dos indivíduos testados conseguiram completar a primeira avaliação. Esta percentagem aumentou ligeiramente, para 71.4%, na reavaliação. Não se registaram evoluções significativas nos resultados de nenhum dos quatro componentes deste teste.

No teste modificado de interação sensorial sobre o equilíbrio, a comparação dos valores compostos em cada uma das avaliações revelou a existência de variações significativas, com uma diminuição do valor

mediano obtido de 14.3% (Quadro 3). Na análise das componentes individuais do teste, apenas se observaram evoluções significativas na prova de oscilação do centro de pressão em plano de espuma com olhos abertos, com variações médias de 8.5%.

No teste dos limites de estabilidade, apenas 27.3% dos indivíduos conseguiram completar a avaliação inicial do componente "tempo de reacção", sendo que todos o conseguiram na reavaliação. No componente "velocidade de movimento composta", foram observadas evoluções muito significativas, com melhorias médias de cerca de 160%, variando entre um

no que diz respeito ao uso de padrões standardizados para aferição dos resultados<sup>24</sup>. Este aspecto é especialmente relevante na avaliação do possível papel da PDC no treino de equilíbrio, face à escassez de trabalhos disponíveis<sup>25</sup>. Assim, considerou-se útil a associação doutros meios de avaliação do equilíbrio que permitissem aferir se eventuais ganhos não estariam especificamente limitados às tarefas efectuadas na plataforma de forças. Optou-se, por isso, pela associação do teste TUG e da escala CEEA. A escolha do teste TUG deveu-se à sua fiabilidade e possibilidade de estabelecer uma linha de corte, associada a maior risco de queda em idosos<sup>26</sup>. A escolha da escala CEEA deveu-se ao facto de se tratar da versão validada para Portugal<sup>26</sup> da escala ABC ("Activities-specific Balance Confidence Scale"), instrumento de grande fiabilidade e difusão<sup>27,28</sup> e que não apresenta, ao contrário doutros instrumentos como a "Berg Balance Scale"<sup>29</sup> e a "Falls Efficacy Scale"<sup>30</sup>, tendência para um "efeito de tecto" em idosos residentes na comunidade<sup>27</sup>.

A evolução verificada no teste TUG foi significativa, não só pela redução verificada nos tempos de desempenho, mas sobretudo porque o seu tempo mediano após a realização do programa de treino foi de 13,1 segundos, valor abaixo da linha de corte de 13,5 segundos associada a maior risco de queda em idosos<sup>26</sup>.

Relativamente ao resultado da aplicação da Escala CEEA, observaram-se também variações muito significativas na classificação total, com um aumento de 37,7% em termos medianos. Esta evolução, que parece traduzir uma melhoria clínica dos indivíduos avaliados, foi observável não só na classificação total da escala CEEA mas também nos resultados individuais de cada questão, havendo variações significativas em todas elas.

Uma vez que a escala CEEA apresenta questões mais directamente relacionadas com o ambiente doméstico ou mais directamente relacionadas com o ambiente exterior, pareceu útil a sua análise separada. Deste modo, quando analisados os conjuntos de questões da Escala CEEA relacionadas com o ambiente doméstico (questões 1 e 3 a 7) e o ambiente exterior (questões 2 e 8 a 16), observou-se uma variação muito significativa em ambos os casos.

A evolução dos resultados do teste TUG e da escala CEEA parecem demonstrar a aquisição de benefícios em tarefas diferentes das efectuadas no âmbito do treino de equilíbrio.

Relativamente aos resultados obtidos com a PDC, o ligeiro aumento na capacidade de completar o teste de distribuição bipodal de carga verificado na reavaliação poderá traduzir um benefício adicional do programa de treino, associado a uma expectável ausência de modificações no padrão de apoio.

A comparação dos valores compostos do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio em cada uma das avaliações revelou a existência de variações significativas. Assim, verificou-se uma redução mediana da oscilação do centro de pressão, que se poderá traduzir numa melhoria do equilíbrio. A análise dos componentes individuais do teste permitiu apenas demonstrar evoluções significativas na prova de oscilação do centro de pressão em plano de espuma com olhos abertos, o que poderá traduzir uma melhor utilização das aferências visuais na manutenção do equilíbrio.

No teste dos limites de estabilidade, apenas 27,3% dos indivíduos completaram o componente tempo de reacção na primeira avaliação, sendo que todos o conseguiram na reavaliação. O reduzido número de observações na avaliação inicial limitou o poder estatístico da comparação entre avaliações, não se considerando como estatisticamente significativas as evoluções registadas, ainda que estas tenham sido de -14,4% em média. No componente controlo direccional, apenas 27,3% dos indivíduos conseguiram completar a prova na primeira avaliação, sendo que todos o conseguiram fazer na segunda avaliação. Tal como no caso anterior, a análise da evolução dos valores compostos foi afectada pelo reduzido número de observações, pelo que a evolução não foi estatisticamente significativa, ainda que tenha sido em média de 14,3%. Foram observadas evoluções muito significativas nos componentes velocidade do movimento composta, ponto de terminação composto e ponto de excursão máxima composto, que poderão traduzir uma melhoria do desempenho motor e um aumento da margem de segurança em torno do ponto de ortostatismo neutro, com redução do risco de queda.

Relativamente ao teste de transferência sedestação/ortostatismo, apenas o componente tempo de transferência mostrou um decréscimo de tempo significativo na reavaliação. Este resultado é porém relevante, uma vez que o tempo de transferência sedestação/ortostatismo pode ser determinante em diversas actividades de vida diária.

No teste de marcha na plataforma foram registadas evoluções significativas nos componentes comprimento do passo e velocidade. Esta última é também muito relevante, pois a velocidade de marcha é determinante em diversas actividades de vida diária.

Os resultados verificados demonstram benefícios para a população estudada. Estes benefícios poderão dever-se ao programa de treino efectuado, embora não se possam excluir possíveis benefícios decorrentes das próprias deslocações ao hospital, para tratamento, ou outras causas não controladas.

## Conclusões

Os indivíduos sujeitos ao programa de treino em PDC apresentaram uma evolução estatística significativa de diversos parâmetros associados ao equilíbrio e ao risco de queda, designadamente tempo do teste TUG e pontuações da escala CEEA (total, associada ao ambiente doméstico e associada ao ambiente exterior). Esta evolução poderá ter tradução em termos clínicos, com redução do risco de queda.

Os indivíduos sujeitos ao programa de treino em PDC apresentaram também uma evolução estatística significativa de diversos parâmetros associados ao equilíbrio e ao risco de queda avaliáveis em PDC, designadamente valor composto e do componente

espuma, olhos abertos do teste modificado de interacção sensorial sobre o equilíbrio, valores compostos dos componentes velocidade de movimento, ponto de terminação e ponto de excursão máxima do teste dos limites de estabilidade, do componente tempo de transferência do teste de transferência sedestação/ortostatismo e dos componentes comprimento do passo e velocidade do teste de marcha na plataforma. Esta evolução poderá também traduzir-se em termos clínicos, com redução do risco de queda.

As evoluções verificadas, com melhoria do equilíbrio e diminuição do risco de queda, poderão traduzir benefícios do programa de treino em PDC efectuado.

## Referências / References:

1. American Geriatric Society. guidelines for the prevention of falls in older persons. *J Am Ger Soc.* 2001; 49: 664-72.
2. Peters G, Van Schoor NM, Lips P. Fall Risk: the clinical relevance of falls and how to integrate fall risk with fracture risk. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2009; 23(6): 797-804.
3. Direcção Geral de Saúde 2008: circular informativa nº 13.
4. Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Lamb SE, Gates S, Cumming RG, et al. Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009; 15(2):CD007146.
5. Hektoen LF, Aas E, Luras H. Cost-effectiveness in fall prevention for older women. *Scand J Public Health.* 2009; 37(6): 584-9.
6. Computerized Dynamic Posturography Defined. [Consultado em 2012/1/11]. Disponível em <http://resourcesonbalance.com>.
7. Nardone A, Schieppati M. The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2010; 46(2):221-37.
8. Bigelow KE, Berne N. Development of a protocol for improving the clinical utility of posturography as a fall-risk screening tool. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011; 66(2):228-33.
9. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology.* 2006; 52(1):1-16.
10. Bergson E, Sataloff RI. Preoperative computerized dynamic posturography as a prognostic indicator of balance function in patients with acoustic neuroma. *Ear Nose Throat J.* 2005;84(3):154-6.
11. Whitney SL, Marchetti GF, Schade AL. The relationship between falls history and computerized dynamic posturography in persons with balance and vestibular disorders. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87(3):402-7.
12. Gouveris H, Stripf T, Victor A, Mann W. Dynamic posturography findings predict balance status in vestibular schwannoma patients. *Otol Neurotol.* 2007; 28(3):372-5.
13. Cohen HS, Kimball KT. Usefulness of some current balance tests for identifying individuals with disequilibrium due to vestibular impairments. *J Vestib Res.* 2008; 18(5-6):295-303.
14. Soto A, Labella T, Santos S, Rio MD, Lirola A, Cabanas E, et al. The usefulness of computerized dynamic posturography for the study of equilibrium in patients with Meniere's disease: correlation with clinical and audiologic data. *Hear Res.* 2004; 196(1-2):26-32.
15. Rossi M, Soto A, Santos S, Sesar A, Labella T. A prospective study of alterations in balance among patients with Parkinson's Disease. Protocol of the postural evaluation. *Eur Neurol.* 2009; 61(3):171-6.
16. Mockford KA, Mazari FA, Jordan AR, Vanicek N, Chetter IC, Coughlin PA. Computerized dynamic posturography in the objective

## Anexo IV – Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale

### The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale\*

#### **Administration:**

The ABC can be self-administered or administered via personal or telephone interview. Larger typeset should be used for self-administration, while an enlarged version of the rating scale on an index card will facilitate in-person interviews. Regardless of method of administration, each respondent should be queried concerning their understanding of instructions, and probed regarding difficulty answering specific items.

#### **Instructions to Participants:**

For each of the following, please indicate your level of confidence in doing the activity without losing your balance or becoming unsteady from choosing one of the percentage points on the scale from 0% to 100%. If you do not currently do the activity in question, try and imagine how confident you would be if you had to do the activity. If you normally use a walking aid to do the activity or hold onto someone, rate your confidence as if you were using these supports. If you have any questions about answering any of these items, please ask the administrator.

#### **Instructions for Scoring:**

The ABC is an 11-point scale and ratings should consist of whole numbers (0-100) for each item. **Total the ratings (possible range=0–1600) and divide by 16 to get each subject’s ABC score.** If a subject qualifies his/her response to items #2, #9, #11, #14 or #15 (different ratings for “up” vs. “down” or “onto” vs. “off”), solicit separate ratings and use the lowest confidence of the two (as this will limit the entire activity, for instance the likelihood of using the stairs.)

\*Powell, LE & Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci* 1995; 50(1): M28-34

Anexo IV – Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale

The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale\*

For each of the following activities, please indicate your level of self-confidence by choosing a corresponding number from the following rating scale:

0%    10    20    30    40    50    60    70    80    90    100%

no confidence

completely confident

“How confident are you that you will not lose your balance or become unsteady when you...

...walk around the house? \_\_\_\_%

...walk up or down stairs? \_\_\_\_%

...bend over and pick up a slipper from the front of a closet floor \_\_\_\_%

...reach for a small can off a shelf at eye level? \_\_\_\_%

...stand on your tiptoes and reach for something above your head? \_\_\_\_%

...stand on a chair and reach for something? \_\_\_\_%

...sweep the floor? \_\_\_\_%

...walk outside the house to a car parked in the driveway? \_\_\_\_%

...get into or out of a car? \_\_\_\_%

...walk across a parking lot to the mall? \_\_\_\_%

...walk up or down a ramp? \_\_\_\_%

...walk in a crowded mall where people rapidly walk past you? \_\_\_\_%

...are bumped into by people as you walk through the mall? \_\_\_\_%

... step onto or off an escalator while you are holding onto a railing? \_\_\_\_%

... step onto or off an escalator while holding onto parcels such that you cannot hold onto the railing? \_\_\_\_%

...walk outside on icy sidewalks? \_\_\_\_%

\*Powell, LE & Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci* 1995; 50(1): M28-34

### **Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade (Escala CEEA)**

#### **Administração:**

A Escala CEEA pode ser auto-administrada ou administrada através de entrevista pessoal ou telefónica. Um tamanho de letra maior deverá ser utilizado para a auto-administração, ao passo que uma versão aumentada da escala de avaliação sobre um cartão facilitará as entrevistas pessoais. Independentemente do método de administração, cada respondedor deverá ser interrogado acerca da sua compreensão das instruções e sondado acerca da sua dificuldade em responder a itens específicos.

#### **Instruções para os participantes:**

Para cada uma das seguintes, por favor indique o seu nível de confiança em desempenhar a actividade sem perder ou equilíbrio ou tornar-se instável, escolhendo um dos pontos de percentagem na escala, de 0% a 100%. Se actualmente não desempenha a actividade em questão, tente imaginar qual a confiança que sentiria se tivesse de desempenhar essa actividade. Se costuma usar um auxiliar de marcha ou o apoio de alguém para desempenhar a actividade, avalie a sua confiança como se estivesse a usar esses apoios. Se tiver quaisquer perguntas acerca da resposta a qualquer dos itens, por favor coloque-as ao administrador do inquérito.

#### **Instruções para a avaliação:**

A escala CEEA é uma escala de 16 pontos e as avaliações devem consistir em números inteiros (0-100) para cada item. **Some todas as avaliações (variação possível=0–1600) e divida esse valor por 16 para obter a avaliação CEEA de cada indivíduo.** Algumas questões (questões nº 2, nº 9, nº 11, nº 14 e nº 15) dizem respeito a actividades complementares: confiança ao subir e descer escadas (questão nº 2), confiança ao entrar e sair de um carro (questão nº 9), confiança ao subir e descer uma rampa (questão nº 11), confiança ao entrar e sair duma escada rolante (questões nº 14 e nº 15). Nestas questões é necessário avaliar a confiança para cada uma das actividades

## Anexo V – Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade (Escala CEEA)

em separado (por exemplo subir escadas “versus” descer escadas). Se existirem diferenças, deve-se registar o mais baixo dos dois valores obtidos.

### **Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade**

Por favor indique o seu nível de auto-confiança para realizar cada uma das seguintes actividades, escolhendo o número correspondente na seguinte escala de avaliação:

0%    10    20    30    40    50    60    70    80    90    100%

Sem nenhuma confiança

Confiança completa

1. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando anda em casa? \_\_\_\_\_%
2. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando sobe ou desce escadas? \_\_\_\_\_%
3. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando se inclina para a frente para apanhar um chinelo do fundo de um armário? \_\_\_\_\_%
4. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando alcança uma lata pequena de uma prateleira ao nível dos olhos? \_\_\_\_\_%
5. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando se põe em bicos de pés para alcançar alguma coisa acima da sua cabeça? \_\_\_\_\_%
6. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando se põe em pé em cima duma cadeira para tentar alcançar alguma coisa? \_\_\_\_\_%
7. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando varre o chão? \_\_\_\_\_%
8. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando sai de um prédio e se dirige a um carro parado em frente à porta? \_\_\_\_\_%
9. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando entra ou sai de um carro? \_\_\_\_\_%

Anexo V – Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade (Escala CEEA)

10. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando atravessa um parque de estacionamento até um centro comercial ou supermercado? \_\_\_\_\_%

11. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando sobe ou desce uma rampa? \_\_\_\_\_%

12. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando anda num centro comercial ou supermercado com muita gente onde as pessoas passam rapidamente por si? \_\_\_\_\_%

13. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando leva encontrões de pessoas quando anda num centro comercial ou supermercado? \_\_\_\_\_%

14. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando entra ou sai de uma escada rolante segura(o) ao corrimão? \_\_\_\_\_%

15. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando entra ou sai de uma escada rolante com embrulhos ou sacos na mão, de forma que não se pode segurar ao corrimão? \_\_\_\_\_%

16. Que confiança tem em que não vai perder o equilíbrio ou ficar instável quando anda na rua em passeios escorregadios? \_\_\_\_\_%

## **TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO**

### **Informação geral**

O estudo para o qual foi convidado/a destina-se a avaliar o risco de queda em indivíduos com idade igual ou superior a 65 anos, bem como a avaliar a eficácia de um programa de tratamentos específico (com recurso a uma técnica, designada por “Posturografia Dinâmica Computorizada”, existente no Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral) na diminuição do risco de queda. A Posturografia Dinâmica Computorizada é uma técnica não invasiva que permite avaliar e quantificar as alterações do equilíbrio e proceder à sua reabilitação.

Este estudo destina-se à tese de Doutoramento em Medicina, na área da Medicina Física e de Reabilitação, da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa, realizada por Pedro Paulo Valente Gentil Soares Branco.

O estudo consiste em:

- Aplicação de um questionário e de dois testes: o “timed up and go test” (teste de “levantar-se e andar”) e o teste do equilíbrio com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada;
- Após esta avaliação, realização de um programa de treino, também com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada;
- Posteriormente, realização de duas novas avaliações, semelhantes à inicial: uma após terminar os tratamentos e outra 1 semana depois.

Todos os testes de avaliação e tratamentos efectuados com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada são semelhantes aos normalmente efectuados aos doentes do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral e decorrerão sob supervisão médica.

### **Descrição do estudo**

#### **Objectivos**

Comparar o risco de queda, por critérios objectivos e subjectivos, antes e depois de um programa de treino de Posturografia Dinâmica Computorizada. Testar a correlação

## Anexo VI – Termo de consentimento informado

entre os resultados de algumas provas habitualmente utilizadas para avaliar o equilíbrio (“timed get up and go” (teste de “levantar-se e andar”) e “Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade” e os resultados dos diversos testes de Posturografia Dinâmica Computorizada.

### **Participantes**

Doentes referenciados ao Sector de Posturografia Dinâmica Computorizada do Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral, que cumpram os critérios seguidamente enunciados:

#### **Critérios de inclusão**

Idade  $\geq$  65 anos.

Alterações do equilíbrio por critérios subjectivos.

Capacidade de realizar o teste TUG (*timed up and go*).

Capacidade de responder à escala CEEA (escala de confiança no equilíbrio específica da actividade).

#### **Critérios de exclusão**

Recusa em colaborar.

Modificação do tratamento farmacológico durante o período do estudo.

Realização de tratamentos de reabilitação (para além da Posturografia Computorizada) durante o período do estudo.

Início/abandono de programa de exercício durante o período do estudo.

Patologia susceptível de interferir no equilíbrio e movimento, designadamente neurológica ou otorrinolaringológica grave ou paroxística.

Patologia cardiológica instável ou descompensada.

Deambulação em cadeira de rodas

## Anexo VI – Termo de consentimento informado

### **Avaliação Inicial**

Verificação dos critérios (inclusão/exclusão).

Avaliação clínica (incluindo antecedentes de queda).

Teste TUG (*timed up and go*): percurso cronometrado consistindo em levantar de cadeira, marcha ao longo de percurso de 3 metros e marcha de regresso, com retorno à posição sentada.

Aplicação de questionário (“Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade”).

Avaliação com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada, utilizando o protocolo básico do aparelho, já em uso no Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral, consistindo na avaliação de alterações sensoriais, alterações da motricidade voluntária e alterações funcionais.

### **Programa de tratamento**

Programa de treino bissemanal, ao longo de 5 semanas, segundo o protocolo básico do aparelho, já em uso no Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral.

### **Reavaliação**

Avaliação clínica (incluindo antecedentes de queda).

Prova de “timed up and go” (teste de “levantar-se e andar”),

Aplicação de questionário (“Escala de Confiança no Equilíbrio Específica para a Actividade”).

Avaliação com recurso à Posturografia Dinâmica Computorizada, utilizando o protocolo básico do aparelho, já em uso no Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital de Curry Cabral, consistindo na avaliação de alterações sensoriais, alterações da motricidade voluntária e alterações funcionais.

### **Confidencialidade**

A informação obtida neste estudo é confidencial. Os dados obtidos serão tratados de forma inteiramente anónima.

### **Riscos relacionados com a investigação**

O tipo de avaliação e treino a realizar no âmbito deste estudo são efectuados na presença de um médico, que se encontra posicionado perto do indivíduo avaliado ou tratado. No entanto, sendo este um estudo sobre equilíbrio e risco de queda, existe a possibilidade de ocorrer uma alteração de equilíbrio ou uma queda, cujas consequências podem ser graves ou mesmo fatais.

### **Participação, esclarecimentos adicionais e abandono**

A participação neste estudo é voluntária e não remunerada. O participante pode, a qualquer momento do mesmo, solicitar esclarecimentos adicionais aos agora prestados e é livre de o abandonar em qualquer altura, sem ter que apresentar qualquer justificação e sem ficar privado dos tratamentos adequados ao seu caso.

Anexo VI – Termo de consentimento informado

**Termo de responsabilidade**

Declaro que os objectivos e características do estudo, bem como os seus riscos, me foram claramente explicados, bem como me foi dada a possibilidade de colocar perguntas e de esclarecer dúvidas. Foi-me ainda fornecida uma cópia deste documento e seus anexos (5 páginas).

Ao assinar este documento, concordo em participar neste estudo e autorizo o tratamento, apresentação e publicação dos dados recolhidos.

Assinatura \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_\_

Confirmo que as acima referidas informações foram fornecidas ao participante do estudo.

Pedro Paulo Valente Gentil Soares Branco

Assinatura \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_\_

