



RAQUEL DIAS GONÇALVES

Licenciada em Ciências da Engenharia Biomédica

DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA MONITORIZAÇÃO DO USO DE ORTÓTESES DO MEMBRO SUPERIOR

MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Universidade NOVA de Lisboa
Abril, 2022



DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA MONITORIZAÇÃO DO USO DE ORTÓTESES DO MEMBRO SUPERIOR

RAQUEL DIAS GONÇALVES

Licenciada em Ciências da Engenharia Biomédica

Orientadora: Professora Doutora Carla Quintão Pereira

Professora Auxiliar, Faculdade de Ciências e Tecnologias, Universidade Nova de Lisboa

Coorientadora: Professora Doutora Cláudia Quaresma

Professora Auxiliar, Faculdade de Ciências e Tecnologias, Universidade Nova de Lisboa

Desenvolvimento de um dispositivo para monitorização do uso de ortóteses do membro superior

Copyright © Raquel Dias Gonçalves, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Aos meus avós,

AGRADECIMENTOS

Aproveito este espaço para deixar os meus sinceros agradecimentos a todos os que contribuíram para que este trabalho fosse concretizado.

Primeiramente, às minhas orientadoras, Professora Doutora Carla Quintão e Professora Doutora Cláudia Quaresma, por me terem confiado este projeto e por me terem incentivado nas diversas etapas. Pela constante orientação, disponibilidade, ajuda e dedicação durante a realização desta dissertação.

Gostaria de agradecer também ao Professor Doutor Ricardo Vigário pela transmissão de conhecimentos, recomendações e ajuda prestados ao longo destes meses.

Agradecer ainda à Terapeuta Inês Rodrigues, do Hospital Curry Cabral, por toda a simpatia, disponibilidade e acompanhamento prestado durante a realização deste trabalho.

Ao senhor Afonso Moutinho, que levo como um exemplo de trabalho e dedicação. Que sempre acreditou em mim e torceu pelo meu sucesso. Que me transmitiu muito do seu conhecimento, ajudou com tudo o que precisei com muita compreensão e contribuiu com inúmeras ideias que me ajudaram a chegar mais longe.

Ao Phillip Probst pela ajuda e disponibilidade para resolver os problemas encontrados na implementação do *Bluetooth*.

Ao João Araújo que se disponibilizou prontamente a ajudar, se demonstrou sempre disponível a esclarecer-me qualquer tipo de dúvida e me transmitiu muito do seu conhecimento de eletrónica.

À Cristina Carvalho por toda a motivação, acompanhamento e apoio ao longo destes longos meses.

Às minhas afilhadas, Rita, Beatriz, Maria, Catarina e Leonor por acreditarem em mim, por todos os desabafos, motivação e apoio.

À minha amiga Joana, por toda a disponibilidade e ajuda na edição de fotografias.

À Xana por se demonstrar sempre disponível a esclarecer-me qualquer dúvida e por toda a motivação e confiança transmitidas.

Aos meus grandes amigos, Maria, Diogo, Mara, Melo e Francisca por serem pessoas

incríveis e partilharem comigo esta longa caminhada, apoiando-me sempre incondicionalmente. Obrigado por todas as aventuras vividas e por terem tornado este percurso tão épico.

Às minhas grandes amigas, Inês, Sofia e Catarina por me fazerem acreditar em mim e nunca me deixarem desistir, por me ajudarem a ultrapassar todos os desafios e por celebrarem comigo todas as minhas conquistas. Sem dúvida que não poderia ter escolhido melhores pessoas para partilhar comigo estes últimos 5 anos. Guardarei todos estes inesquecíveis momentos no meu coração.

Ao meu melhor amigo, Rodrigo, pela amizade incondicional e por estar presente desde sempre. Por ser um dos meus principais pilares e se encontrar sempre disponível a ajudar-me. É sem dúvida alguma uma das minhas estrelinhas da sorte.

A todos os meus amigos por todo o companheirismo e por todas as aventuras vividas.

Ao meu avô, Sérgio, ao qual dedico esta dissertação, o meu anjinho da guarda, que sempre acreditou em mim e tanto desejava celebrar comigo esta minha conquista. Obrigada por todo o amor e ensinamentos, será para sempre um exemplo para mim. As saudades são eternas.

À minha avó, Maria, por todas as velinhas, paciência e amor. Se aqui estou, a si muito lhe devo. Dedico-lhe, também, esta dissertação.

À minha tia Lena e ao meu tio Miguel por todo o apoio, motivação, paciência e conhecimentos transmitidos.

Agradeço a toda a minha família que sempre me apoiou e incentivou, em especial à minha tia Nice e ao meu tio Paulo.

Agradeço por fim, em especial, aos meus pais, Rui e Fernanda, e ao meu irmão, Rui por todo o apoio, motivação, conselhos, confiança, orgulho e por serem um exemplo para mim. Obrigado por estarem sempre lá para mim, sem vocês nunca teria conseguido chegar tão longe. Espero um dia conseguir retribuir-vos de igual forma.

“Be the change you want to see in the World.” (Gandhi)

RESUMO

Os distúrbios musculoesqueléticos são muito comuns, comprometendo muitas das vezes o membro superior, e conseqüentemente as suas inúmeras funções, cruciais na realização das atividades quotidianas.

Por este motivo, os problemas musculoesqueléticos representam uma das principais causas para a necessidade de uma reabilitação eficaz. É neste contexto que cada vez existe maior necessidade de recorrer a dispositivos que correspondam às necessidades da população, como é o caso das ortóteses. No entanto, apesar de existirem alguns estudos que procurem monitorizar parâmetros como a adesão, a pressão e a temperatura, não existe nenhum que permita monitorizar em simultâneo estes 3 parâmetros em ortóteses do membro superior.

O dispositivo desenvolvido no âmbito da dissertação procura monitorizar de forma objetiva, contínua, simultânea e em tempo real os parâmetros anteriormente mencionados através do acoplamento de sensores de pressão e temperatura às ortóteses. Para tal, o dispositivo utiliza um Arduino Uno R3, alimentado por uma *powerbank*, assim como sensores de força e sensores de temperatura, que, ao serem controlados pelo microcontrolador, permitem detetar a pressão e a temperatura. É utilizado ainda um módulo *Bluetooth Low Energy* para enviar os valores de pressão e temperatura obtidos do Arduino para uma aplicação Android, também desenvolvida. Esta aplicação permitirá aos profissionais de saúde consultar todas as informações e histórico clínico de cada paciente, além de permitir que o paciente desenvolva uma maior consciência e sentido de responsabilidade relativamente ao uso da ortótese segundo as orientações que lhe foram fornecidas.

O dispositivo foi testado, em ambiente laboratorial, num voluntário saudável que usou uma ortótese de imobilização de punho sem estabilização do polegar. A discussão de resultados demonstra a viabilidade do sistema ser aplicado e estudado em contexto hospitalar.

Palavras-chave: Reabilitação, Ortóteses, Monitorização, Temperatura, Pressão, Adesão, Membro Superior, Vestível.

ABSTRACT

Musculoskeletal disorders are very common, often compromising the upper limb, and consequently its numerous crucial functions and often the performance of daily activities.

For this reason, musculoskeletal problems represent one of the main causes for the global need for rehabilitation. It is in this context that there is an increasing demand to use devices that correspond to the needs of the population, such as orthoses. However, although there are some studies that seek to monitor parameters such as adhesion, pressure and temperature, there is no one that seeks to simultaneously monitor these 3 parameters in upper limb orthoses.

The device developed within the scope of this dissertation seeks to objectively, continuously, simultaneously and in real time monitor the aforementioned parameters through the coupling of pressure and temperature sensors to the orthoses. For this, the device uses an Arduino Uno R3, powered by a powerbank, as well as force and temperature sensors, which, when controlled by the microcontroller, allow the detection of pressure and temperature. A Bluetooth Low Energy module is also used to send the pressure and temperature values recorded from the Arduino to an Android application, also developed. This application will allow health professionals to consult all the information and clinical history of each patient, in addition to allow the patient to develop a greater awareness and sense of responsibility regarding their performance in relation to the guidelines provided by the health professional.

The device was tested in a laboratory setting on a healthy volunteer who wore a custom-made wrist immobilization orthosis without thumb stabilization. The discussion of results demonstrates the feasibility of the system to be applied and studied in a hospital context.

Keywords: Rehabilitation, Orthoses, Monitorization, Temperature, Pressure, Compliance, Upper-Limb, Wearable.

ÍNDICE

Índice de Figuras	xix
Índice de Tabelas	xxiii
Acrónimos e Siglas	xxv
1 Introdução	1
1.1 Contextualização	1
1.2 Relevância	2
1.3 Objetivo	2
1.4 Estrutura	3
2 Conceitos Teóricos	5
2.1 Terminologia Anatômica Geral	5
2.1.1 Posição Anatômica	5
2.1.2 Planos Anatômicos	5
2.1.3 Termos direcionais	6
2.2 Anatomia do Membro Superior	7
2.2.1 Ombro	7
2.2.2 Braço	8
2.2.3 Cotovelo	9
2.2.4 Antebraço	10
2.2.5 Punho	13
2.2.6 Mão	14
2.3 Distúrbios Musculoesqueléticos do Membro Superior	17
2.3.1 Síndrome do Túnel Cárpico	18
2.3.2 Síndrome de De Quervain	19
2.3.3 Osteoartrose	21
2.4 Ortóteses	23
2.4.1 Definição	23

2.4.2	Aplicações	23
2.4.3	Classificação	23
2.4.4	Tipologia	27
2.4.5	Métodos Convencionais para Fabricação de Ortóteses	27
2.4.6	Precauções	30
2.5	Sensores	34
2.5.1	Definição	34
2.5.2	Características Fundamentais	34
2.5.3	Sensores de Pressão	35
2.5.4	Sensores de Temperatura	36
3	Estado de Arte	39
4	Ortho-Monitorizer	47
4.1	Projeção do Dispositivo	47
4.2	Dispositivo Portátil	48
4.2.1	Arduino	49
4.2.2	Sensores de Pressão	50
4.2.3	Sensores de Temperatura	62
4.2.4	Tecnologias de Comunicação <i>Wireless</i>	66
4.2.5	Circuito de Alimentação	68
4.2.6	Circuito Completo	68
4.3	Aplicação Android	72
5	Prova de Conceito	81
6	Conclusões e Trabalho Futuro	87
	Bibliografia	91
	Apêndices	
A	Tabelas com valores base para construção dos gráficos e estudo das configurações dos sensores de pressão	101
B	Gráficos obtidos na calibração dos sensores de pressão	107
C	Ortho-Monitorizer: A portable device to monitor the use of upper limb orthoses - a concept proof	109
	Anexos	
I	Características R/T - Termistor B57164K0472J000 (4003)	119

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Metodologia utilizada.	3
2.1	(a) Posição anatômica. (b) Planos anatômicos humanos: plano frontal, sagital e transversal.	6
2.2	Articulações do complexo articular do ombro.	7
2.3	Movimentos da articulação do ombro.	8
2.4	A: Osso do braço, vista anterior. B: Músculos anteriores do braço. C: Músculos posteriores do braço.	9
2.5	Anatomia do cotovelo.	10
2.6	Músculos anteriores do antebraço.	11
2.7	Músculos posteriores do antebraço.	12
2.8	(a) Ossos do carpo. (b) Articulações do carpo.	13
2.9	Ossos da mão.	14
2.10	(a) Arcos da mão. (b) Vista proximal do túnel do carpo.	15
2.11	Vista palmar dos ligamentos do punho e mão esquerdos.	16
2.12	Movimentos do punho e dos dedos.	17
2.13	Síndrome do túnel do carpo.	19
2.14	Síndrome de De Quervain.	20
2.15	Osteoartrose.	21
2.16	Classificação por acrônimo das ortóteses para o membro superior.	24
2.17	Sistema de Classificação de Ortóteses proposto pela ASHT.	26
2.18	Fluxograma da fabricação de ortóteses personalizadas com recurso ao CAM-CAD.	28
2.19	Esquemático da força de tração, compressão e cisalhamento.	31
2.20	Regiões tolerantes e intolerantes à pressão no membro superior.	32
2.21	Regiões identificadas com elevados valores de pressão aquando do uso de uma ortótese de punho com e sem estabilização do polegar.	33
3.1	Dispositivos de monitorização da adesão através de sensores de temperatura.	40

3.2	Malha macia de sensores de pressão estrategicamente colocados para monitorização da pressão de uma ortótese de imobilização do punho com ou sem estabilização do polegar.	44
4.1	Diagrama de blocos do sistema proposto.	48
4.2	Resumo das etapas necessárias para a construção do dispositivo portátil.	49
4.3	Arduino UNO R3.	50
4.4	Construção de um sensor FSR.	52
4.5	Ficheiro SolidWorks da estrutura impressa em 3D para estudo das configurações e calibração dos sensores de pressão.	55
4.6	Estrutura impressa em 3D para estudo das configurações e calibração dos sensores de pressão.	56
4.7	Circuito divisor de tensão utilizado.	56
4.8	Gráficos de tensão em função da pressão aplicada pelo atuador na área ativa do sensor, obtidos para o divisor de tensão com as diversas combinações testadas.	57
4.9	Circuito utilizado como conversor de corrente em tensão, com tensão de referência positiva.	57
4.10	Gráficos de tensão em função da pressão aplicada pelo atuador na área ativa do sensor, obtidos para o conversor corrente em tensão, com tensão de referência positiva para diferentes valores de R_g	58
4.11	Circuito conversor de corrente para tensão com tensão de referência negativa utilizado.	58
4.12	Gráficos de tensão em função da pressão aplicada pelo atuador na área ativa do sensor, obtidos para o conversor corrente-tensão, com tensão de referência negativa para diferentes valores de R_g	59
4.13	Circuito conversor de corrente para tensão implementado.	59
4.14	Gráficos de calibração obtidos para o aumento e diminuição de pressão das 10 séries de medições.	61
4.15	Gráficos da série de valores médios obtidos e respetivas curvas paramétricas para o primeiro sensor.	62
4.16	Distribuição de temperaturas nas várias regiões do corpo durante a exposição a ambientes quentes, termoneutros e frios.	63
4.17	Gráfico da resistência do termístor em função da temperatura.	65
4.18	Circuito do divisor de tensão para um único termístor B57164K0472J000.	65
4.19	Circuito implementação do módulo 4.0 AT-09 BLE TI CC2541.	67
4.20	Circuitos de alimentação.	68
4.21	Implementação do circuito na placa perfurada.	68
4.22	Diagrama do circuito implementado completo.	69
4.23	Dispositivo portátil finalizado.	70
4.24	Material utilizado para o desenvolvimento do dispositivo portátil.	71
4.25	Fluxograma da aplicação.	73

4.26 (a) Página inicial. (b) Página de Registo. (c) Formulário de registo do paciente. (d) Formulário de registo do terapeuta.	74
4.27 (a) Alerta de campos de preenchimento obrigatório. (b) Alerta da necessidade das palavras-passe corresponderem. (c) Alerta de erros de formatação. . . .	75
4.28 Página de <i>Login</i>	76
4.29 (a) Menu do paciente. (b) Menu do terapeuta. (c) Menu do administrador. .	76
4.30 (a) Notificação de pedido de permissão para ligar o <i>Bluetooth</i> . (b) Apresentação dos dispositivos disponíveis. (c) Janela de conexão com dispositivo <i>Bluetooth</i> selecionado.	77
4.31 (a) Página <i>Patients</i> . (b) Página do paciente selecionado pelo terapeuta. . . .	78
4.32 (a) Página com os dados clínicos do paciente selecionado. (b) Página do histó- rico clínico do paciente selecionado. (c) <i>Pop-up</i> para seleção do mês e ano. .	79
4.33 (a) Listagem dos profissionais de saúde registados na aplicação. (b) Opções de filtros. (c) <i>Pop-up</i> de atribuição de função.	80
5.1 Os três principais pontos críticos aquando da utilização de uma ortótese de imobilização do punho sem estabilização do polegar.	82
5.2 Configuração experimental utilizada para aquisição de dados.	82
5.3 Gráficos de temperatura e pressão obtidos durante a 1 ^a , 2 ^a e 3 ^a medições em 3 pontos, nomeadamente, na extremidade distal da ulna (1), na extremidade distal do rádio e próximo à tabaqueira anatómica (2) e no ponto mais proem- nente do abductor do dedo mínimo (3).	85
B.1 Gráficos de calibração obtidos para o aumento e diminuição de pressão das 10 séries de medições para o segundo sensor.	107
B.2 Gráficos da série de valores médios obtidos e respetivas curvas paramétricas para o segundo sensor.	107
B.3 Gráficos de calibração obtidos para o aumento e diminuição de pressão das 10 séries de medições para o terceiro sensor.	108
B.4 Gráficos da série de valores médios obtidos e respetivas curvas paramétricas para o terceiro sensor.	108

ÍNDICE DE TABELAS

2.1	Termos anatómicos direcionais.	6
2.2	Músculos extrínsecos que atuam na mão.	16
2.3	Músculos intrínsecos que atuam na mão.	17
4.1	Comparação das características dos vários sensores de força analisados. . .	53
4.2	Comparação das características dos tipos de sensores de temperatura. . . .	63
4.3	Características dos termístores B57164K0472J000.	64
4.4	Principais características das tecnologias de comunicação <i>wireless</i>	66
4.5	Especificações do Módulo BLE.	67
4.6	Componentes, quantidades e custo do material utilizado no dispositivo portátil desenvolvido.	71
5.1	Média e desvio padrão dos valores de temperatura das diversas séries temporais nas 3 medições realizadas.	84
5.2	Média e desvio padrão dos valores de pressão das diversas séries temporais nas 3 medições realizadas.	84
A.1	Tabelas das diversas combinações testadas que serviram de base para a construção dos gráficos relativos ao divisor de tensão.	102
A.2	Tabela que serviu de base para a construção dos gráficos relativos ao conversor corrente-tensão, com tensão de referência positiva.	103
A.3	Tabela que serviu de base para a construção dos gráficos relativos ao conversor corrente-tensão com tensão de referência negativa.	103
A.4	Tabelas de auxílio à análise da resolução teórica relativa ao conversor corrente-tensão com tensão de referência positiva com uma resistência de 1,7 k Ω . Análise de 1 em 1 kPa.	104
A.5	Tabelas de auxílio à análise da resolução teórica relativa ao conversor corrente-tensão com tensão de referência positiva com uma resistência de 1,7 k Ω . Análise de 2 em 2 kPa.	105

A.6 Tabelas de auxílio à análise da resolução teórica relativa ao conversor corrente-tensão com tensão de referência negativa com uma resistência de 2,15 k Ω .
Análise de 1 em 1 kPa. 106

ACRÓNIMOS E SIGLAS

ADC	Conversor Analógico-Digital (do inglês, <i>Analog to Digital Converter</i>)
ASHT	<i>American Society of Hand Therapists</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVI	Anos Vividos com Incapacidade
CAD	Desenho assistido por computador (do inglês, <i>Computer Aided Design</i>)
CAM	Manufatura assistida por computador (do inglês, <i>Computer Aided Manufacturing</i>)
DME	Distúrbios Musculoesqueléticos
FSR	Sensores de força resistivos (do inglês, <i>Force Sensing Resistors</i>)
ICs	Circuitos integrados (do inglês, <i>Integrated Circuits</i>)
IDE	Ambiente de desenvolvimento integrado (do inglês, <i>Integrated Development Environment</i>)
ISO	Organização Internacional de Normalização (do inglês, <i>International Organization for Standardization</i>)
LED	Díodo emissor de luz (do inglês, <i>Light-Emitting Diode</i>)
LTTP	Termoplásticos de Baixa Temperatura (do inglês, <i>Low-Temperature Thermoplastics</i>)
MDRPU	Úlceras de Pressão Relacionadas com Dispositivos Médicos (do inglês, <i>Medical Device-Related Pressure Ulcer</i>)
NTC	Coefficiente negativo de temperatura (do inglês, <i>Negative Temperature Coefficient</i>)

OA	Osteoartrose
PLA	Ácido Poliláctico (do inglês, <i>Polylactic Acid</i>)
PTC	Coefficiente positivo de temperatura (do inglês, <i>Positive Temperature Coefficient</i>)
PVDF	Fluoreto de polivinilideno (do inglês, <i>Polyvinylidene fluoride</i>)
RTDs	Termorresistência (do inglês, <i>Resistance Temperature Detector</i>)
SCS	Sistema de Classificação de Ortóteses (do inglês, <i>Splint Classification System</i>)
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
STC	Síndrome do Túnel do Carpo
TCR	Coefficiente de temperatura de resistência (do inglês, <i>Temperature Coefficient of Resistance</i>)
UEMSDs	Distúrbios Musculoesqueléticos dos Membros Superiores (do inglês, <i>Upper Extremity Musculoskeletal Disorders</i>)

INTRODUÇÃO

Neste capítulo é feita uma breve contextualização ao trabalho realizado nesta dissertação, é apresentada a sua relevância na área de Engenharia Biomédica, são descritos os objetivos a cumprir e é apresentada a estrutura do presente documento.

1.1 Contextualização

Os distúrbios musculoesqueléticos são comuns na população em geral, atraindo cada vez mais a atenção sobre si devido às consequências negativas que provocam na qualidade de vida dos indivíduos afetados e aos elevados custos que geram nos sistemas de saúde [1].

Atualmente, segundo a Organização Mundial de Saúde, aproximadamente 1,71 mil milhões de pessoas apresentam problemas musculoesqueléticos em todo o mundo, sendo que os países desenvolvidos são os que apresentam maior número de pessoas afetadas, cerca de 441 milhões, seguindo-se os países da região do Pacífico Ocidental com 427 milhões e do Sudeste Asiático com 369 milhões de pessoas afetadas. No entanto, é expectável que com o aumento da população e da esperança média de vida, este número continue a aumentar rapidamente nas próximas décadas [2].

Várias são as condições musculoesqueléticas que afetam o membro superior, como é o caso da Síndrome do Túnel Cárpico, da Síndrome de Quervain e da Artrite Reumatóide, e que, conseqüentemente, comprometem as inúmeras funções que constituem a base da capacidade motora requerida para a realização das atividades diárias de maneira efetiva, como por exemplo, a capacidade de alcance direcionado, preensão e manipulação de objetos [1–3]. Estas limitações motoras conduzem à reforma precoce, a níveis mais baixos de bem-estar e à redução da capacidade de participação na sociedade, fazendo com que os distúrbios musculoesqueléticos constituam, para além da principal causa de incapacidade mundial, a maior contribuição para os anos vividos com incapacidade (AVI), representando 17% dos AVI de todo o mundo [2].

Por este motivo, os problemas musculoesqueléticos representam um dos principais motivos para a necessidade de reabilitação, sendo dos que mais contribuem para a necessidade de serviços de reabilitação entre crianças e representam aproximadamente dois

terços das causas que levam os adultos a precisar de reabilitação. Para além do mais, sendo o membro superior crucial na realização das atividades quotidianas, a restituição da sua funcionalidade revela-se muito importante [2].

É neste contexto que cada vez existe maior necessidade de recorrer a dispositivos que correspondam às necessidades da população, como é o caso das ortóteses, onde a sua prescrição se revela crucial na reabilitação, auxiliando a recuperação do paciente, garantindo-lhe, assim, uma melhor qualidade de vida [4].

No entanto, o estudo da sua eficácia ainda se revela insuficiente, podendo-se afirmar, inclusive, que os estudos no campo da reabilitação necessitam de uma maior solidez, abrangência e de um consenso internacional alargado [5, 6].

Deste modo, é de todo o interesse a existência de dispositivos que permitam monitorizar a adesão do doente às ortóteses e identificar as alterações de parâmetros fisiológicos durante o seu uso de forma quantitativa e contínua, já que, no momento presente, esta monitorização é ainda feita apenas com base em descrições feitas pelo doente.

1.2 Relevância

A engenharia biomédica é uma área multidisciplinar, polivalente e inovadora, que alia os princípios e ferramentas das ciências, da engenharia e da tecnologia, a fim de procurar desenvolver soluções que promovam o progresso dos cuidados de saúde em áreas como a prevenção, diagnóstico, monitorização e tratamento de doenças, possibilitando, assim, uma melhoria na qualidade de vida da população [7, 8].

Dado que grande parte da população é afetada por distúrbios musculoesqueléticos no membro superior e por esse motivo necessita de recorrer à utilização de ortóteses, torna-se fulcral conseguir monitorizar de forma objetiva e contínua a adesão do paciente ao dispositivo, bem como de parâmetros fisiológicos como a pressão e a temperatura. Desta maneira, será possível melhorar o estudo sobre a eficácia do uso das ortóteses, promover uma melhoria nos ajustes aquando da sua construção, permitir a identificação de potenciais situações de risco para o paciente e a adaptação da intervenção às necessidades de cada doente.

1.3 Objetivo

Inserida no tema apresentado anteriormente, esta dissertação procura desenvolver um dispositivo e respetiva aplicação que permita monitorizar de forma objetiva, simultânea e contínua a adesão do paciente à ortótese, assim como, os valores de pressão exercidos pela ortótese no membro superior do paciente e os valores de temperatura da pele do mesmo. O dispositivo foi intitulado de Ortho-monitorizer.

Em relação ao dispositivo, este é portátil, não invasivo e de baixo custo, e através do acoplamento dos seus sensores às ortóteses permite monitorizar os valores de pressão e temperatura anteriormente descritos.

No que diz respeito à aplicação, esta foi desenvolvida recorrendo ao Android Studio, e para além de possibilitar o armazenamento, a consulta e a gestão da informação clínica dos pacientes por parte dos terapeutas, foi projetada para receber os valores provenientes do dispositivo portátil de modo a permitir o seu processamento e análise. Através deste processamento será possível monitorizar a adesão do paciente à ortótese.

Assim, numa primeira fase, e após efetuada uma revisão bibliográfica, os sensores que permitiriam monitorizar a pressão e a temperatura, bem como o módulo de comunicação, foram escolhidos tendo em consideração as suas características e os pré-requisitos definidos. Posteriormente, procedeu-se à projeção do dispositivo através do teste de diversas montagens e à calibração dos sensores, onde se recorreu ao *software* SolidWorks, a fim de se modelar uma estrutura que permitisse calibrar os sensores que mediriam a pressão. Por fim, implementou-se o circuito obtido numa placa perfurada, que foi colocada numa estrutura impressa em 3D, também ela modelada com recurso ao *software* anteriormente mencionado.

Após a conclusão do dispositivo portátil, foi desenvolvida a aplicação responsável por diversas funcionalidades.

Por último, o dispositivo foi testado em laboratório, procedendo-se a aquisições de dados num voluntário, de modo a comprovar o bom desempenho do sistema implementado e garantir que é viável testá-lo em contexto real.

A metodologia utilizada nesta dissertação pode assim, ser resumida segundo a Figura 1.1.

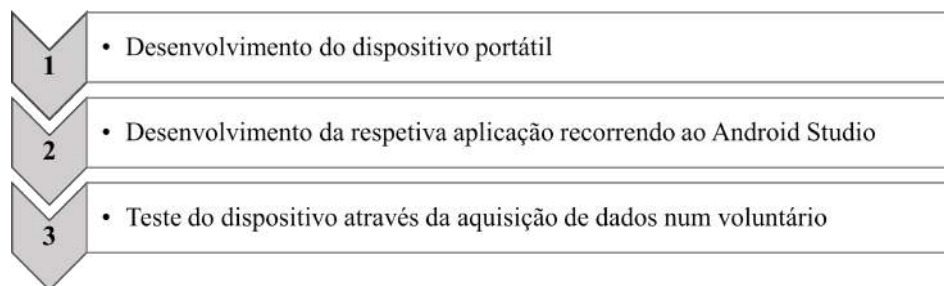


Figura 1.1: Metodologia utilizada.

1.4 Estrutura

A presente dissertação encontra-se organizada em seis capítulos, incluindo este capítulo introdutório.

No Capítulo 2 são abordados importantes conceitos teóricos como alguma da terminologia anatómica utilizada e a descrição da anatomia do membro superior, bem como é feita uma breve introdução dos distúrbios musculoesqueléticos que afetam o membro superior, aprofundando três dos distúrbios mais frequentes, nomeadamente, a Síndrome

do Túnel Cárpico, a Síndrome de Quervain e a Osteoartrose. Por fim, são introduzidos diversos tópicos relacionados com as ortóteses e o seu uso, sendo por último apresentada a definição de sensor, algumas das suas características fundamentais e dois dos seus tipos, os sensores de pressão e os sensores de temperatura.

No Capítulo 3 é feita uma revisão bibliográfica dos dispositivos existentes e aplicados à monitorização, tanto da adesão, como da pressão e temperatura, aquando do uso de ortóteses.

No Capítulo 4 são, primeiramente, enumerados e descritos os pré-requisitos estipulados para o desenvolvimento do dispositivo e apresentada a sua projeção. De seguida são, também, apresentados os inúmeros passos que constituíram o desenvolvimento do dispositivo portátil, sendo cada um deles descritos nas secções seguintes. A última secção deste capítulo contém o desenvolvimento da aplicação móvel do dispositivo, assim como a descrição das suas funcionalidades.

O Capítulo 5 destina-se à avaliação do desempenho do dispositivo aquando da sua utilização numa ortótese de punho sem estabilização do polegar por parte de um voluntário. Inicialmente é descrita a configuração experimental e o protocolo de aquisição de dados, sendo posteriormente apresentados e discutidos os resultados obtidos.

Por último, no Capítulo 6, são apresentadas as principais conclusões do trabalho desenvolvido, bem como algumas perspetivas para o futuro.

CONCEITOS TEÓRICOS

Neste capítulo é inicialmente apresentada a terminologia anatômica geral e a anatomia do membro superior, seguido da descrição de distúrbios musculoesqueléticos que afetam o membro superior, sendo descritos detalhadamente a Síndrome do Túnel Cárpico, a Síndrome de Quervain e a Artrite Reumatóide. De seguida, é apresentada a definição de “Ortótise”, assim como são descritos os principais tipos e métodos de construção que existem. Por último, são apresentadas precauções que devem ter-se em conta aquando da construção e utilização de uma ortótise.

2.1 Terminologia Anatômica Geral

2.1.1 Posição Anatômica

Para descrever qualquer orientação, localização e/ou movimento, necessita-se de um ponto de referência inicial [9]. Neste contexto, o ponto de referência anatômico é uma posição corporal padrão denominada de posição anatômica [9]. Esta posição corresponde a uma postura, universalmente aceite, onde o corpo está ereto, com a cabeça voltada para a frente, com os braços pendentes ao lado, as palmas das mãos voltadas para a frente e os polegares apontando para longe do corpo [9, 10]. Os pés encontram-se ligeiramente afastados e os seus dedos são orientados para a frente. Nesta posição, considera-se que todas as articulações se apresentam na sua posição neutra, sendo que todas as amplitudes de movimento articular são medidas a partir destas posições de referência [10].

A posição anatômica encontra-se apresentada na Figura 2.1(a).

2.1.2 Planos Anatômicos

Para estudos anatômicos, o corpo é frequentemente seccionado ao longo de superfícies planas chamadas planos [9]. As descrições anatômicas são baseadas fundamentalmente em três grandes planos imaginários: o plano frontal, o plano sagital e o plano transversal (Figura 2.1(b)) [11].

O plano frontal corresponde ao plano em que o corpo é observado de frente e divide-o em parte anterior e posterior [9, 11].

O plano sagital é um plano vertical onde o corpo é observado de lado, dividindo-o em parte direita e esquerda [10, 11].

Já o plano transversal divide o corpo em parte superior e inferior, tal como é apresentado na Figura 2.1(b) [9, 11].

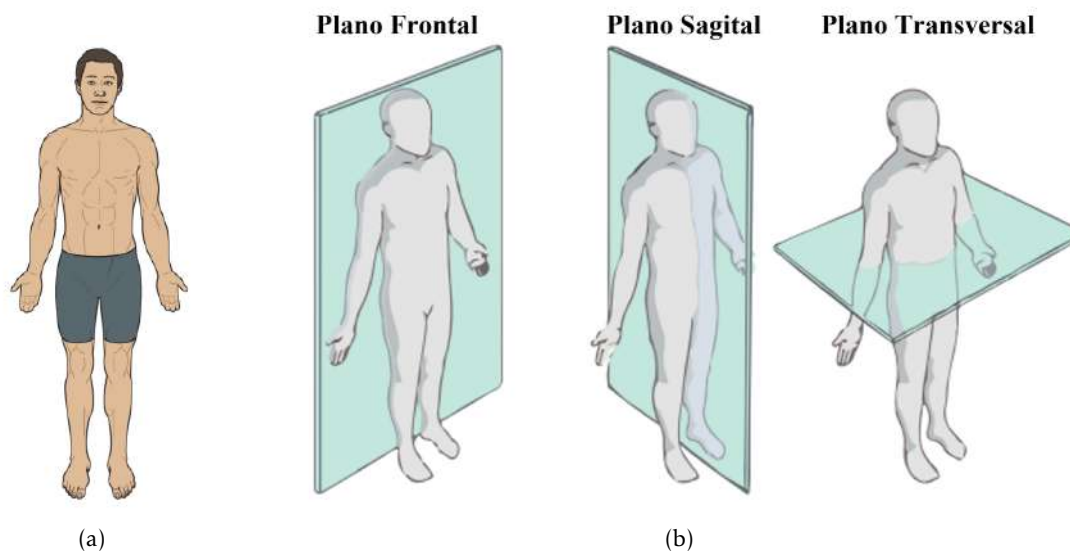


Figura 2.1: (a) Posição anatômica. Retirado de [10]. (b) Planos anatômicos humanos: plano frontal, sagital e transversal (da esquerda para a direita). Adaptado de [12].

2.1.3 Termos direcionais

Os termos anatômicos direcionais revelam-se muito importantes uma vez que permitem descrever a posição de uma estrutura corporal em relação a outra [9]. Os termos mais comuns encontram-se resumidos na Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Termos anatômicos direcionais. Adaptado de [10].

Termo	Descrição
Anterior	Em direção ou na frente do corpo
Posterior	Em direção ou na parte de trás do corpo
Superior	Em direção ao topo da cabeça; acima de
Inferior	Em direção ao pé; abaixo
Medial	Em direção ou na linha média do corpo
Lateral	Longe da linha média do corpo
Proximal	Mais perto do tronco ou em direção a ele, ou ao ponto de origem de uma parte do corpo
Distal	Afastado ou mais distante do tronco ou do ponto de origem da parte do corpo
Volar/Palmar	Região anterior da mão ou palma da mão
Dorsal (da mão)	Região posterior da mão (dorso da mão)
Superficial	Em direção ou na superfície do corpo
Profundo	Longe da superfície do corpo; mais interno

2.2 Anatomia do Membro Superior

O membro superior é um dos segmentos do corpo responsável por muitas das atividades diárias, já que é este que fornece ao corpo flexibilidade e que permite a manipulação dos objetos, constituindo uma unidade funcional da parte superior do corpo [13].

O membro superior corresponde a uma estrutura complexa que é composta por diversos ossos, articulações, músculos, tendões, ligamentos, vasos sanguíneos e nervos [14].

Para fins descritivos, o membro superior é dividido em quatro segmentos: ombro, braço, antebraço e mão [14].

2.2.1 Ombro

O **ombro** corresponde à região onde o membro superior se articula com o tronco e é constituído por quatro articulações, a articulação glenoumeral, a articulação acromioclavicular, a articulação esternoclavicular e a articulação escapulotorácica, que atuam em conjunto, denominando-se, por isso, um complexo articular [14].

A articulação glenoumeral é formada entre a cabeça do úmero e a cavidade glenoidal da escápula; a articulação acromioclavicular entre a extremidade lateral da clavícula e o processo acromial da escápula; a articulação esternoclavicular entre a clavícula e o esterno. A articulação/ligação escapulotorácica não é considerada uma verdadeira articulação, já que é apenas uma ligação funcional entre a face ventral da escápula e a face lateral da parede torácica fornecida pelo músculo serrátil anterior [14].

O comprometimento de qualquer uma destas articulações levará a um mau funcionamento de todo o complexo [14].

Estas articulações encontram-se representadas na Figura 2.2.

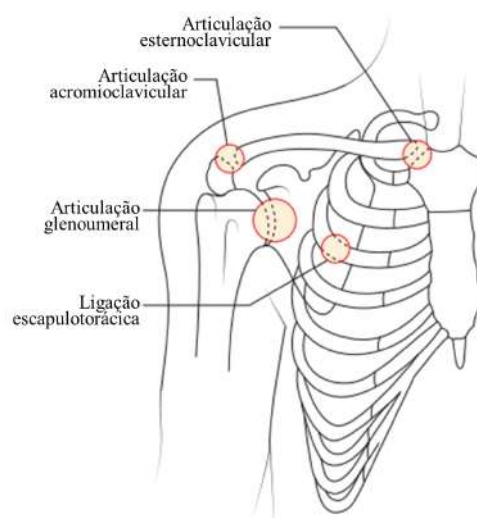


Figura 2.2: Articulações do complexo articular do ombro. Adaptado de [14].

Os músculos deltóide e trapézio são os músculos mais superficiais do ombro e que lhe conferem o seu contorno tão característico. Outro conjunto de músculos muito importante é o grupo muscular da coifa dos rotadores, constituído por quatro músculos: o supraespinhal, o infraespinhal, o redondo menor e o subescapular. Para além destes, existem ainda outros músculos que se localizam na região do ombro e que são importantes para os movimentos do membro superior, como por exemplo, o redondo maior, o peitoral e o grande dorsal [14].

Relativamente aos movimentos, o ombro é a articulação do corpo que apresenta mais liberdade de movimento, permitindo movimentos de flexão e extensão, abdução e adução, rotação medial e lateral e ainda a circundação, uma combinação de todos os movimentos citados [14]. Estes movimentos encontram-se ilustrados na Figura 2.3.

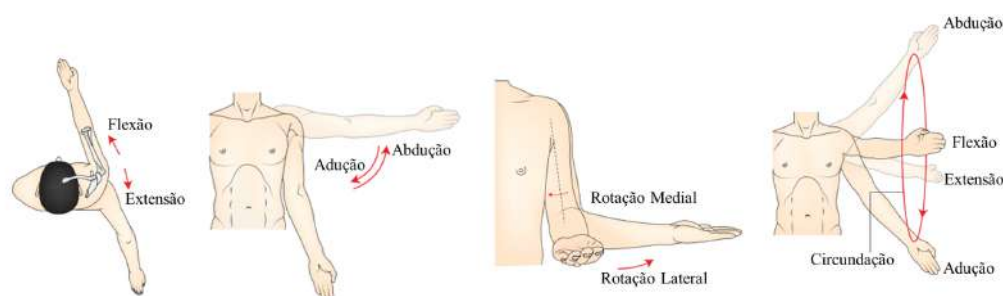


Figura 2.3: Movimentos da articulação do ombro. Adaptado de [14].

2.2.2 Braço

O **braço** é o segmento do membro superior que se situa entre o ombro e o cotovelo. Este segmento apresenta apenas um único osso, o úmero, que se articula com a escápula na articulação glenoumeral e com os dois ossos constituintes do antebraço, o rádio na articulação úmero-radial e a ulna na articulação úmero-ulnar e que constituem a articulação do cotovelo (Figura 2.4A) [14].

O braço pode ser subdividido em compartimento anterior e posterior, sendo que cada um destes compartimentos apresenta os seus próprios músculos, nervos e vasos sanguíneos [14].

Relativamente aos músculos, o bicípite braquial, o braquial e o coraco-braquial são os músculos que pertencem à porção anterior do braço, enquanto que o tricípite braquial é o único pertencente à porção posterior (Figura 2.4B e 2.4C) [14].

Os três músculos da porção anterior são inervados pelo nervo musculocutâneo, sendo que o músculo braquial é ainda inervado pelo nervo radial. O tricípite braquial é o único músculo que se encontra na porção posterior do braço e é inervado pelo nervo radial [14].

Adicionalmente aos nervos anteriormente citados, passam também pelo compartimento anterior do braço o nervo mediano e o nervo ulnar que atravessam tanto o compartimento anterior como o posterior [14].

Todos estes nervos têm origem em cordões do plexo braquial: o nervo musculocutâneo parte do cordão lateral, o nervo radial do cordão posterior, o nervo mediano do cordão lateral e medial e o nervo ulnar também do cordão medial [14].

Relativamente aos movimentos potenciados pelos diferentes músculos, os músculos anteriores do braço são essencialmente responsáveis por flexões. O braquial participa na flexão do cotovelo, o coraco-braquial na flexão do ombro e o bicípite braquial participa em ambas. Para além disto, o coraco-braquial participa ainda na adução do ombro e o bicípite braquial na supinação do antebraço quando o cotovelo se encontra fletido. O tricípite braquial participa tanto na extensão do ombro e do cotovelo [14].

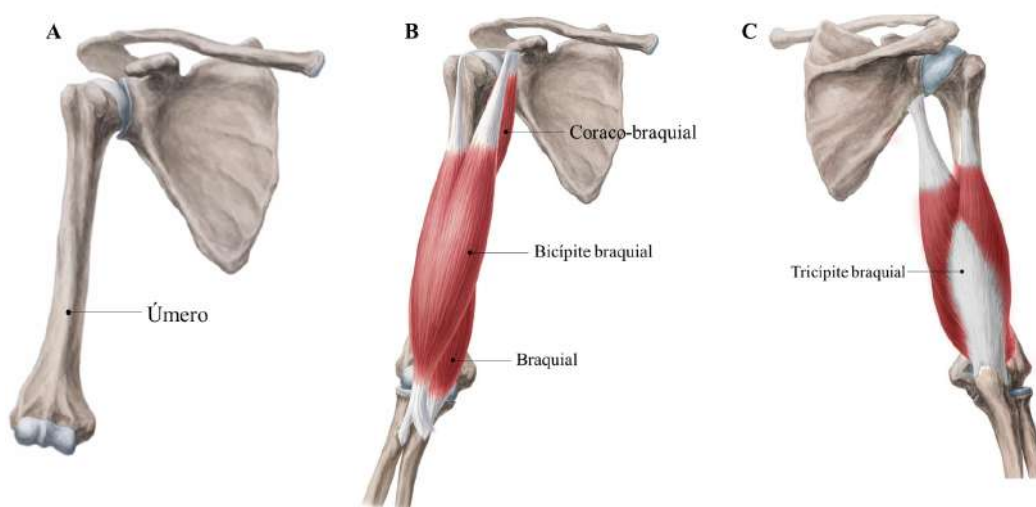


Figura 2.4: A: Osso do braço, vista anterior. B: Músculos anteriores do braço. C: Músculos posteriores do braço. Adaptado de [15].

2.2.3 Cotovelo

O **cotovelo** é a articulação entre o braço e o antebraço que permite a flexão e a extensão. É uma articulação complexa constituída por três articulações: a articulação úmero-ulnar e úmero-radial, já citadas anteriormente, e a articulação radioulnar superior [14].

A articulação úmero-ulnar é formada entre a tróclea do úmero e a incisura troclear da ulna, a articulação úmero-radial entre o capitulo do úmero e a cabeça do rádio e a articulação radioulnar entre a circunferência articular da cabeça do rádio com incisura radial da ulna [14]. Estes constituintes são apresentados na Figura 2.5.

O suprimento nervoso da articulação do cotovelo é feito por ramos articulares: do nervo radial através de seu ramo para o ancôneo (músculo do antebraço), do nervo musculocutâneo através de seu ramo para o braquial, do nervo ulnar e do nervo mediano [14].

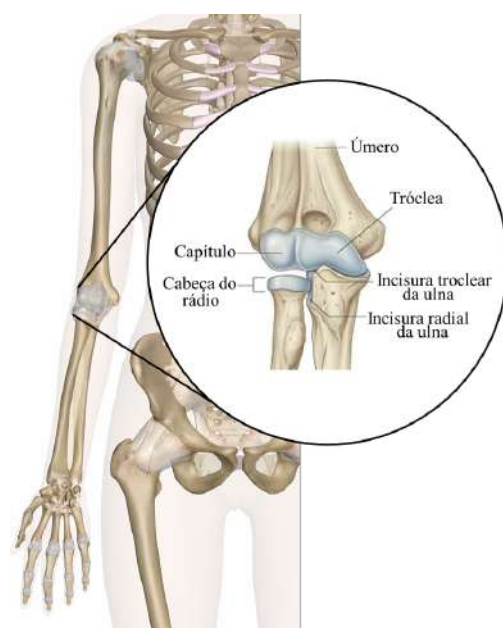


Figura 2.5: Anatomia do cotovelo. Adaptado de [16].

2.2.4 Antebraço

O **antebraço** encontra-se entre o cotovelo e o punho, e tal como foi já dito anteriormente, é constituído por dois ossos, o rádio e a ulna, que são unidos por uma fina membrana fibrosa designada de membrana interóssea. Para além das articulações descritas com o úmero, estes dois ossos articulam-se ainda entre si através das articulações radioulnares superior e inferior, formando o complexo articular radioulnar [14].

Tal como acontece no braço, também no antebraço é possível dividi-lo numa porção anterior e numa porção posterior, contendo cada um destes segmentos, analogamente ao braço, os seus próprios músculos, nervos e suprimento sanguíneo [14].

A **região anterior do antebraço** é caracterizada por deter oito músculos, encontrando-se estes, geralmente, divididos em dois grupos: os músculos superficiais e os músculos profundos [14]. Os músculos desta região encontram-se ilustrados na Figura 2.6.

O grupo dos músculos superficiais é constituído por cinco músculos: o pronador redondo, o flexor radial do carpo, o palmar longo, o flexor superficial dos dedos e o flexor ulnar do carpo, do lado lateral para o medial, respetivamente. Os três primeiros músculos são inervados pelo nervo mediano e os restantes pelo nervo ulnar [14].

Relativamente aos movimentos potenciados pelos diferentes músculos, tal como o nome sugere, o pronador redondo é o principal responsável pela pronação do antebraço, sendo que adicionalmente ajuda também na flexão do cotovelo. O flexor radial do carpo para além de permitir a flexão do punho juntamente com o flexor ulnar do carpo, participa, ainda, em conjunto com o braquiorradial, na abdução do punho. O palmar longo permite a tensão da aponeurose palmar e a flexão do punho. O flexor ulnar do carpo para além da função anteriormente descrita, atua com o extensor ulnar do carpo, na adução

do punho. Por fim o flexor superficial dos dedos possibilita a flexão das articulações interfalângicas proximais (IFP) dos quatro dedos mediais e auxiliam a flexão das articulações metacarpofalângicas e do punho [14].

O grupo dos músculos profundos é constituído por três músculos: o flexor longo do polegar, o flexor profundo dos dedos e o quadrado pronador [14].

O flexor profundo dos dedos é inervado pelo nervo ulnar e pelo nervo interósseo anterior, um dos ramos do nervo mediano. Este músculo é o que fornece a principal força de preensão da mão, flexiona as articulações interfalângicas distais dos quatro dedos mediais e ajuda na flexão do punho [14]. O flexor longo do polegar também é inervado pelo nervo interósseo anterior e é o responsável pela flexão da falange distal do polegar, apesar de auxiliar secundariamente também a flexão da falange proximal e do primeiro metacarpo nas articulações metacarpofalângica (MP) e carpometacarpal (CM), respetivamente [14]. O pronador quadrado é um músculo quadrilátero plano inervado, tal como os músculos anteriores, pelo nervo interósseo anterior e que tal como o nome indica é o principal responsável pela pronação do antebraço, tendo auxílio do pronador redondo na necessidade de uma pronação rápida e vigorosa [14].

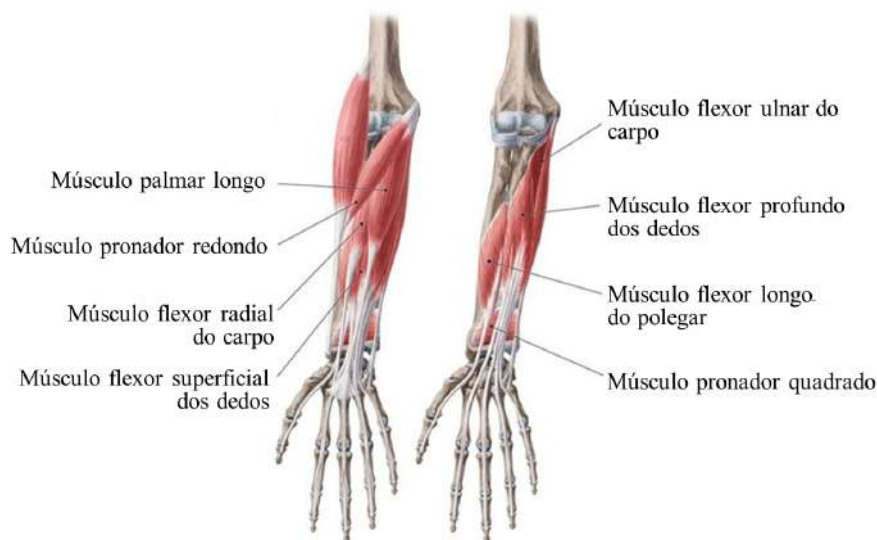


Figura 2.6: Músculos anteriores do antebraço. Adaptado de [17].

A **região posterior do antebraço** é caracterizada por deter doze músculos, encontrando-se estes, geralmente, divididos também em dois grupos: os músculos superficiais e os músculos profundos [14]. Os músculos posteriores do antebraço encontram-se ilustrados na Figura 2.7.

Os músculos superficiais são sete e podem ainda ser divididos em dois grupos: laterais e posteriores [14].

O grupo lateral é composto pelo braquiorradial, pelo extensor radial longo do carpo, que são inervados pelo nervo radial, e pelo extensor radial curto do carpo [14]. O músculo braquiorradial é responsável pela flexão do cotovelo e pela supinação e pronação do

antebraço quando este se encontra na sua posição neutra. Os dois extensores permitem a extensão e o desvio radial da articulação do punho [14].

Relativamente ao grupo posterior, este é constituído pelo extensor ulnar do carpo, pelo extensor dos dedos, pelo extensor do dedo mínimo e pelo ancóneo, sendo que todos são inervados pelo nervo interósseo posterior, o ramo profundo do nervo radial [14]. O extensor ulnar do carpo realiza a extensão e desvio ulnar do punho [14]. O extensor dos dedos possibilita a extensão do 2º ao 5º dedo, podendo também auxiliar na extensão do punho [14]. O extensor do dedo mínimo, tal como o nome sugere, é responsável pela extensão do dedo mínimo, e tal como o músculo anterior, poderá ajudar na extensão do punho [14]. O ancóneo auxilia na extensão do cotovelo [14].

No que diz respeito aos músculos profundos do antebraço, estes são cinco: o supinador, o longo abductor do polegar, o extensor curto do polegar, o extensor longo do polegar e o músculo extensor próprio do 2º dedo. Todos estes músculos são inervados pelo nervo interósseo posterior [14].

No que concerne aos movimentos, o supinador encontra-se encarregue da supinação do antebraço; o longo abductor do polegar, tal como sugere, é responsável pela abdução do polegar; o extensor curto do polegar estende o polegar nas articulações carpometacarpal e metacarpofalângica; o extensor longo do polegar participa na extensão das articulações do polegar e auxilia na extensão do punho; por fim o músculo extensor próprio do 2º dedo, para além de estender o 2º dedo, tal como o músculo anterior, auxilia a extensão do punho [14].

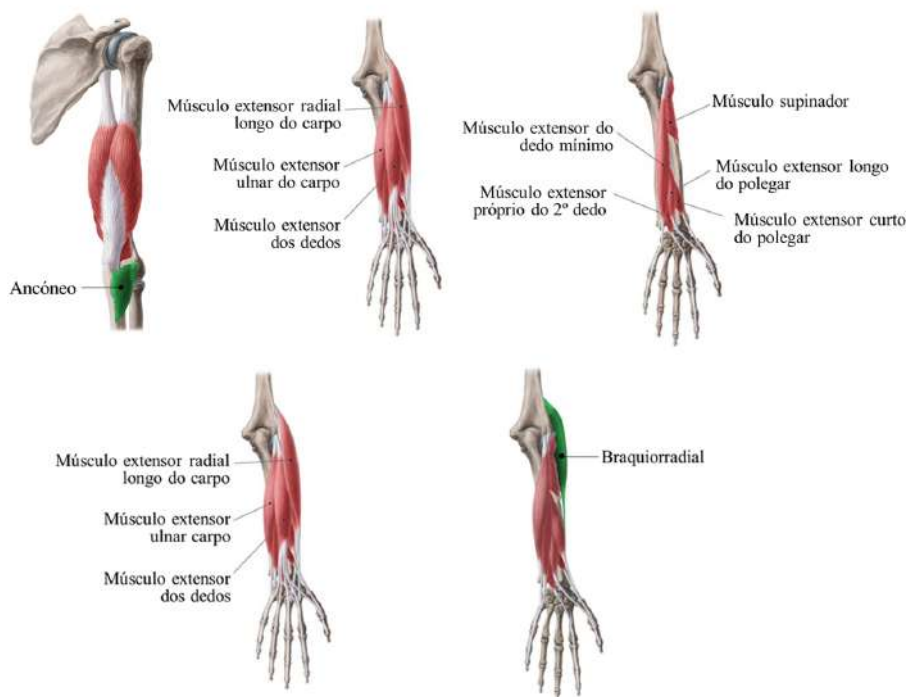


Figura 2.7: Músculos posteriores do antebraço. Adaptado de [17].

2.2.5 Punho

O **punho** é constituído por oito ossos do carpo que se encontram dispostos em duas fileiras, cada uma composta por quatro ossos. A fileira proximal é constituída pelos ossos escafoide, semilunar, piramidal e pisiforme e articula-se com o rádio, formando a articulação radiocarpal. A fileira distal é formada pelo trapézio, trapezoide, capitato e hamato e articula-se com os cinco metacarpos, originando as articulações carpometacarpais. Os ossos do carpo também se articulam entre si nas articulações intercapais [18]. A disposição dos ossos do carpo é apresentada na Figura 2.8(a).

São as várias articulações entre o rádio distal e a ulna, os oito ossos do carpo e as bases metacarpais que compõem a articulação do punho. É a sua posição proximal que constitui a chave funcional para o movimento das articulações mais distais da mão [18].

Os ligamentos intercapais curtos unem firmemente os ossos do carpo às superfícies dorsal e palmar, sendo que os ossos se encontram individualmente ligados uns aos outros por ligamentos interósseos mais profundos. Como referido anteriormente, os ossos do carpo articulam-se entre si nas articulações intercapais proporcionando mobilidade ao punho [11].

As cápsulas articulares e os ligamentos interósseos dividem a cavidade sinovial em articulações separadas, nomeadamente, a articulação radiocarpal, a articulação medio-carpal, a articulação carpometacarpal, a articulação trapeziometacarpiana e a articulação pisiforme-piramidal [19]. As articulações e a sua disposição encontram-se apresentadas na Figura 2.8(b). Os movimentos são restringidos pelos ligamentos colaterais, palmares e dorsais [11].

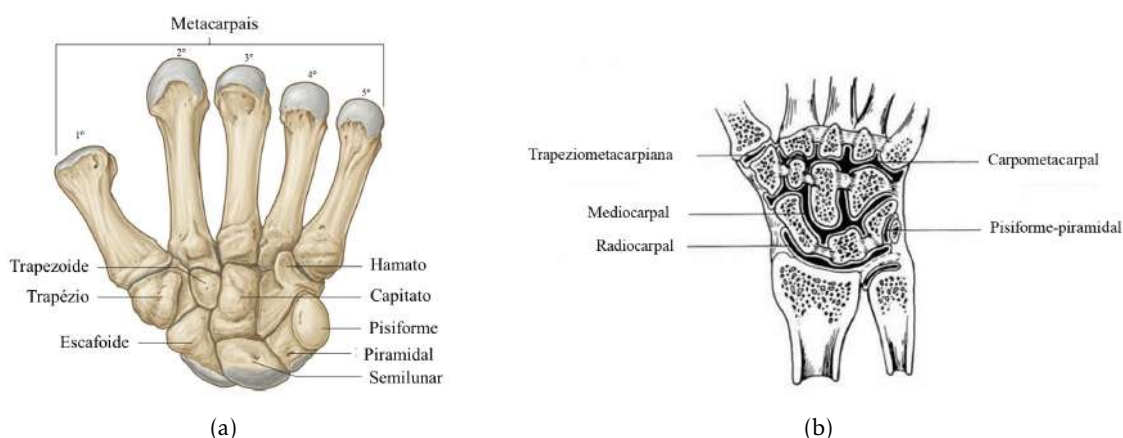


Figura 2.8: (a) Ossos do carpo. Adaptado de [18]. (b) Articulações do carpo. Adaptado de [19].

2.2.6 Mão

A **mão** é constituída por cinco ossos metacarpais, numerados de um a cinco, de lateral para medial quando analisada na posição anatômica, e as falanges. O desenho anatômico dos dedos é fundamentalmente o mesmo, com exceção do polegar, já que todos os dedos, do 2º ao 5º, são compostos por três falanges, enquanto que o 1º dedo compreende apenas duas (Figura 2.9) [11].

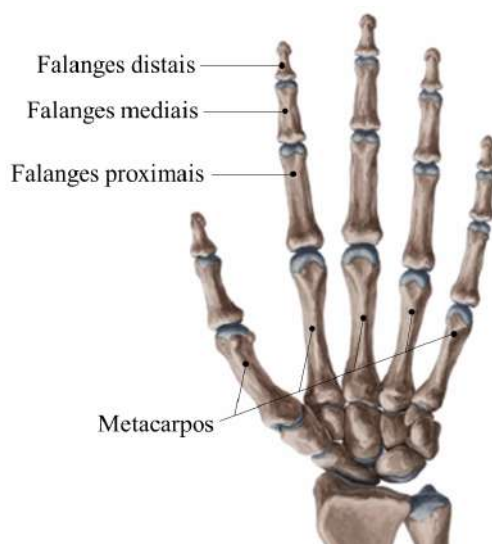


Figura 2.9: Ossos da mão. Adaptado de [20].

Os ossos que constituem a mão encontram-se dispostos de modo a que três arcos sejam formados, e desta forma melhorem a função preênsil da mão. Dos três arcos, dois deles percorrem a mão transversalmente, os arcos laterais, e um deles percorre a mão longitudinalmente, o arco longitudinal. No que diz respeito aos arcos laterais, o arco transverso distal situa-se ao nível das cabeças metacarpais e o arco transverso proximal ao nível dos ossos do carpo (Figura 2.10(a)) [11].

O arco transverso proximal serve de base do túnel do carpo, providenciando sustentação e proteção dos tendões flexores dos dedos e do nervo mediano [11]. O túnel do carpo corresponde a um túnel osteofibroso inextensível que se encontra no espaço definido entre este arco e o ligamento transverso do carpo, sendo que o seu conteúdo é composto pelo nervo mediano e por nove tendões - os quatro tendões do músculo flexor superficial dos dedos, os quatro tendões do músculo flexor profundo dos dedos e o tendão flexor longo do polegar (Figura 2.10(b)) [21].

A mão apresenta diversas articulações, nomeadamente, as articulações carpometacarpais entre a fileira distal do carpo e os ossos metacarpais, as articulações intermetacarpais entre os próprios ossos metacarpais, as articulações metacarpofalângicas entre os ossos metacarpais e as falanges proximais e as articulações interfalângicas onde as falanges se articulam entre si [19].

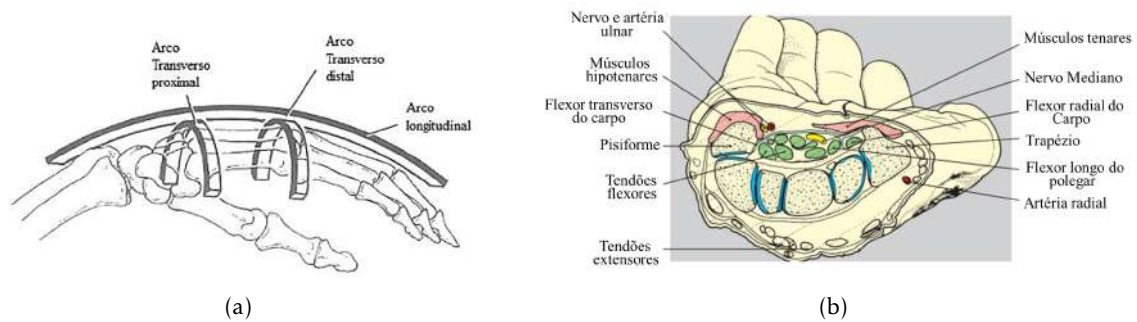


Figura 2.10: (a) Arcos da mão. Adaptado de [11]. (b) Vista proximal do túnel do carpo direito. Adaptado de [18].

Relativamente às articulações carpometacarpais, o tipo de articulação varia do 1º dedo para os quatro restantes que se categorizam por serem articulações planas. A primeira articulação carpometacarpal é do tipo selar e apresenta uma cavidade articular separada das restantes articulações metacarpais, pelo que os movimentos do 1º dedo são muito mais livres do que qualquer outro, nomeadamente o movimento de abdução-adução e oposição-reposição [11, 14, 19].

As articulações intermetacarpais também são do tipo planas e detêm somente uma pequena amplitude de movimento de deslizamento [14].

As articulações metacarpofalângicas são do tipo condilar e as cápsulas articulares são reforçadas volarmente pelas placas volares que apresentam sulcos de modo a receberem os tendões flexores dos dedos. Estas articulações encontram-se conectadas umas às outras por ligamentos metacarpais transversos superficiais e profundos que oferecem um suporte indireto às articulações, assim como são também sustentadas pelos ligamentos colaterais. Estas articulações permitem a flexão e a extensão, assim como a adução e abdução. A articulação entre o primeiro metacarpo e a falange volta a ser diferente, sendo que em vez de condilar, esta é uma articulação em dobradiça, permitindo apenas o movimento de flexão e em indivíduos com hiper mobilidade a extensão [11, 14].

As articulações interfalângicas são, também, articulações em dobradiça, reforçadas por ligamentos palmares e colaterais, que permitem a flexão sem extensão [11, 14].

A Figura 2.11 ilustra os ligamentos da mão.

No que diz respeito aos músculos, são os músculos esqueléticos que atuam na mão que são responsáveis pelo movimento da mão e dos dedos. Estes podem ser agrupados como sendo extrínsecos ou intrínsecos. Os músculos extrínsecos têm origem fora da mão e os músculos intrínsecos possuem origem e inserção na própria mão [11, 22]. Os músculos que atuam sobre a mão, assim como as respetivas inervações e funções são apresentados nas Tabelas 2.2 e 2.3.

Tal como é evidenciado nas tabelas, a inervação da mão é garantida pelos nervos radial, mediano e ulnar, que tal como referido anteriormente, têm origem no plexo braquial.

Na Figura 2.12 são ilustrados os vários movimentos realizados pelo punho e pelos dedos.

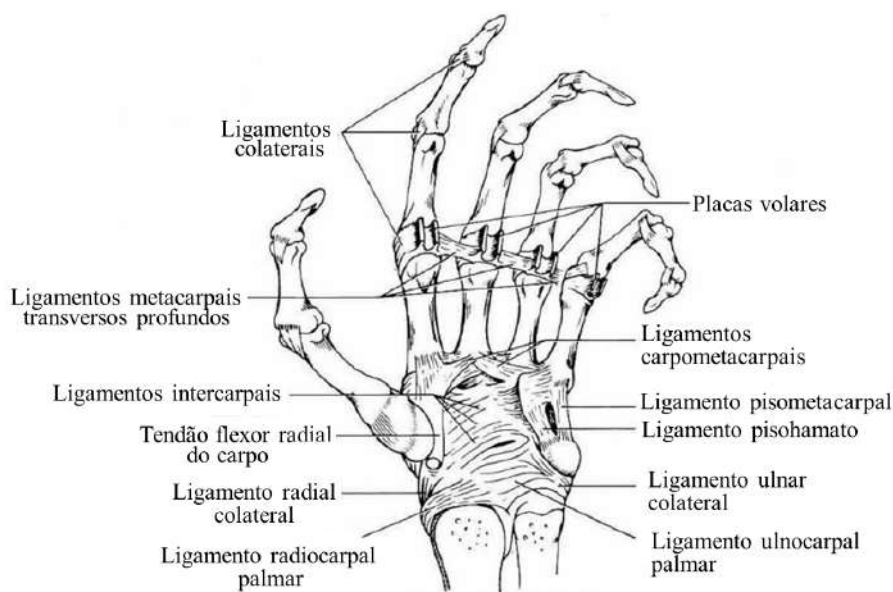


Figura 2.11: Vista palmar dos ligamentos do punho e mão esquerdos. Adaptado de [19].

Tabela 2.2: Músculos extrínsecos que atuam na mão. Adaptado de [19].

Músculos Extrínsecos	Inervação	Função
Extensor radial curto e longo do carpo	Radial	Extensão e o desvio radial do punho
Extensor ulnar do carpo	Radial	Extensão e desvio ulnar do punho
Flexor radial do carpo	Mediano	Flexão e abdução do punho
Flexor ulnar do carpo	Ulnar	Flexão e adução do punho
Palmar longo	Mediano	Tensão da aponeurose palmar e a flexão do punho
Extensor curto e longo do polegar	Radial	Extensão das articulações do polegar e auxilia na extensão do punho
Longo abductor do polegar	Radial	Abdução do polegar
Extensor próprio do 2º dedo	Radial	Extensão do 2º dedo e do punho
Extensor do dedo mínimo	Radial	Extensão do 5º dedo e do punho
Extensor dos dedos	Radial	Extensão do 2º ao 5º dedo e do punho
Flexor superficial dos dedos	Mediano	Flexão das articulações interfalângicas proximais dos quatro dedos mediais Flexão das articulações metacarpofalângicas e do punho
Flexor profundo dos dedos	Mediano, Ulnar	Flexão das articulações metacarpofalângicas e interfalângicas 2-5
Longo flexor do polegar	Mediano	Flexão das articulações metacarpofalângica e interfalângica do primeiro dedo

Tabela 2.3: Músculos intrínsecos que atuam na mão. Adaptado de [19].

Músculos Intrínsecos	Inervação	Função
Lumbricais	Mediano, Ulnar	Flexão da articulação metacarpofalangiana Extensão das interfalangiana proximal e distal
Interósseos palmares	Ulnar	Adução das articulações metacarpofalângicas
Interósseos dorsais	Ulnar	Abdução dos 2º, 3º e 4º dedos
Adutor do polegar	Ulnar	Adução do polegar
Flexor curto do polegar	Mediano, Ulnar	Flexão do polegar
Abdutor curto do polegar	Mediano	Abdução do polegar
Oponente do polegar	Mediano	Oposição do polegar
Flexor do dedo mínimo	Ulnar	Flexão da articulação metacarpofalângica
Abdutor do dedo mínimo	Ulnar	Abdução das articulações carpometacarpais e metacarpofalângicas Extensão das interfalângicas proximal e distal
Oponente do dedo mínimo	Ulnar	Oposição do dedo mínimo
Palmar curto	Ulnar	Proteção do feixe neurovascular contra a compressão

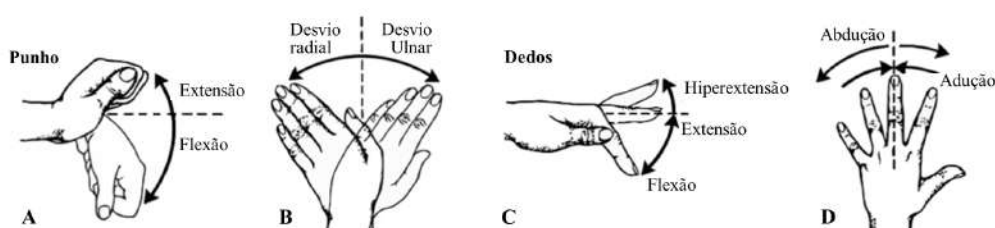


Figura 2.12: Movimentos do punho e dos dedos. A: Flexão e extensão do punho. B: Desvio radial e ulnar do punho. C: Flexão, extensão e hiperextensão do dedo relacionado com articulação metacarpofalângica. D: Abdução e adução dos dedos. Adaptado de [11].

2.3 Distúrbios Musculoesqueléticos do Membro Superior

Os distúrbios musculoesqueléticos (DME) são comuns na população em geral, atraindo cada vez mais atenção sobre si derivado do seu elevado impacto económico nos sistemas de saúde e do seu impacto negativo na qualidade de vida dos indivíduos afetados [1, 23].

Atualmente, segundo a Organização Mundial de Saúde, aproximadamente 1,71 mil milhões de pessoas apresentam problemas musculoesqueléticos em todo o mundo, sendo que os países desenvolvidos são os que apresentam maior número de pessoas afetadas, cerca de 441 milhões, seguindo-se os países da região do Pacífico Ocidental com 427 milhões e do Sudeste Asiático com 369 milhões de pessoas afetadas. No entanto, é expectável que com o aumento da população e da esperança média de vida, este número continue a aumentar rapidamente nas próximas décadas [2].

Os DME incluem uma ampla extensão de condições inflamatórias e degenerativas que afetam músculos, tendões, ligamentos, articulações, cartilagens, nervos periféricos e

vasos sanguíneos. Os distúrbios musculoesqueléticos dos membros superiores (UEMSDs) correspondem, tal como o nome indica, a distúrbios musculoesqueléticos que afetam o membro superior, sendo que as regiões mais comumente envolvidas são: o ombro, o braço, antebraço e mão [24].

Os UEMSDs podem ser adquiridos através dos anos, sendo os movimentos repetitivos, o esforço excessivo e condições laborais algumas das causas mais comuns destes distúrbios [11, 25]. Devido aos avanços tecnológicos, como por exemplo a utilização do computador e de *smartphones* tem existido um aumento evidente deste tipo de distúrbios [1].

Os UEMSDs são caracterizados por desconforto e/ou dor, que comprometem frequentemente as inúmeras funções fundamentais que constituem a base da capacidade motora requerida para a realização das atividades diárias de maneira efetiva, e conseqüentemente, a produtividade do indivíduo [1, 25]. Estas limitações motoras conduzem à reforma precoce, a níveis mais baixos de bem-estar e à redução da capacidade de participação na sociedade, fazendo com que os distúrbios musculoesqueléticos constituam, para além da principal causa de incapacidade mundial, a principal razão para os AVI, representando 17% dos AVI de todo o mundo.

Várias são as condições musculoesqueléticas que afetam o membro superior, sendo que alguns dos distúrbios mais frequentes incluem a Síndrome do Túnel Cárpico, a Síndrome de Quervain e a Osteoartrose [11].

2.3.1 Síndrome do Túnel Cárpico

A síndrome do túnel do carpo (STC) é a neuropatia compressiva mais frequente do membro superior e deriva do aprisionamento do nervo mediano dentro do túnel do carpo no punho (Figura 2.13) [21, 26].

A STC afeta aproximadamente 5% da população adulta geral, incidindo principalmente em indivíduos entre os 40 e 60 anos, sendo mais frequente no sexo feminino. Esta síndrome é mais predominante na mão dominante, no entanto, algumas das vezes pode ser bilateral [21, 26].

Do ponto de vista anatómico, a compressão do nervo pode ocorrer ao nível do limite proximal do túnel do carpo ou ao nível da porção mais estreita, próximo do hâmulos do hamato [21].

Fatores de risco não ocupacionais como a gravidez, o sobrepeso ou outras condições médicas, como doenças da tiroide, diabetes ou artrite e lesões como fraturas do punho podem propiciar o desenvolvimento desta síndrome [11, 26].

Na grande maioria dos casos a STC classifica-se como idiopática, no entanto, STCs dinâmicas também são frequentemente encontradas em patologias laborais [21].

A STC idiopática está relacionada com uma hipertrofia da sinovial dos tendões flexores derivada de uma degeneração do tecido conjuntivo. Neste tipo, fatores como o sexo, a idade, fatores genéticos e antropométricos revelaram ser os fatores de predisposição

mais significativos, não estando tão relacionada com fatores como as atividades manuais repetitivas e exposição a vibrações e ao frio [21]. A STC dinâmica relaciona-se com o aumento de pressão no interior do túnel do carpo aquando da extensão e flexão do punho. Movimentos repetitivos como a flexão-extensão do punho, flexão dos dedos e supinação do antebraço estão na maioria das vezes implicados neste aumento de pressão. Tem sido demonstrada uma tendência para o aumento desta síndrome em casos de trabalho com o computador que ultrapassem as 20h por semana [21].

A STC afeta principalmente os dedos polegar, indicador, médio e anelar, sendo que como o nervo mediano é responsável por fornecer função muscular e sensitiva na mão, sintomas como a dormência e fraqueza da mão, perda de sensibilidade e função da mão são bastante frequentes [11].

O tratamento da STC inclui analgésicos, injeção de corticoides e a utilização de uma ortótese de punho de imobilização noturna, com o objetivo de manter a posição neutra do punho e diminuir a pressão sobre o nervo mediano. Nos casos de maior severidade, pode ser necessário realizar uma cirurgia que consiste na abertura do ligamento transversal do carpo (retinaculotomia) de modo a aliviar a pressão do nervo mediano (Figura 2.13) [11, 27].

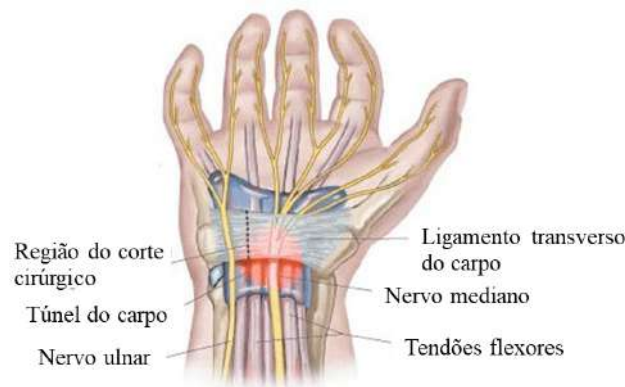


Figura 2.13: Síndrome do túnel do carpo: o nervo mediano é comprimido no punho, afetando, principalmente, o polegar, indicador, médio e anelar. Adaptado de [28].

2.3.2 Síndrome de De Quervain

As tendinopatias inflamatórias da mão e do punho são comuns, sendo a tenossinovite de De Quervain a mais frequente no punho [29, 30].

A tenossinovite de De Quervain, também conhecida como síndrome de De Quervain, é uma condição causada pela inflamação e inchaço dos tendões dos músculos abductor longo do polegar e extensor curto do polegar ao nível do processo estilóide radial e do tecido que os recobre, designado de bainha tendinosa (Figura 2.14). Esta síndrome é diagnosticada, geralmente, entre os 30 e 50 anos de idade, incidindo principalmente no sexo feminino [29–31].



Figura 2.14: Síndrome de De Quervain: inchaço e inflamação dos tendões e respectivas bainhas tendinosas do extensor curto do polegar e abdutor longo do polegar. Adaptado de [32].

A bainha tendinosa permite que os tendões deslizem mais facilmente, no entanto quando existe inflamação e, conseqüente engrossamento deste tecido, os tendões ficam comprimidos por falta de espaço. Deste modo, a espessura desta bainha constitui uma indicação do estágio da tenossinovite. Nos estágios finais, quando a inflamação e o inchaço se tornam crônicos, os tendões ao ficarem constringidos dentro da bainha, poderão originar tenossinovite estenosante, também conhecida como dedo em gatilho [29–31].

A tenossinovite de De Quervain pode resultar de um esforço biomecânico regular e altamente repetitivo, que a longo prazo ultrapassa os limites dos tendões e membranas sinoviais, de um esforço biomecânico intenso ou incomum ou até mesmo de traumas locais. Muitas das vezes, esta condição resulta de uma fricção excessiva entre o tendão e os tecidos circundantes durante os movimentos do polegar e do punho, podendo estar também associada a movimentos de preensão de objetos, rotação do punho e pronação e supinação do antebraço. A rigidez das estruturas e o espaço limitado no compartimento do punho também favorecem o desenvolvimento da tenossinovite [29].

Fatores como as doenças metabólicas (diabetes, hipotireoidismo, entre outras), infecções como a tuberculose ou infecção bacteriana, ou outras condições específicas como a gravidez, exposição ao frio ou a vibrações podem estar relacionadas com o desenvolvimento de tenossinovites no membro superior [29].

Os indivíduos afetados podem apresentar inchaço sobre os tendões e respectivas bainhas ao longo do rádio distal, sensação de crepitação e perda de função do polegar. A dor constante, é outro dos sintomas, podendo ser agravada com atividades que impliquem o movimento do polegar ou o desvio ulnar do punho [30, 31].

O tratamento da síndrome de De Quervain é semelhante ao da síndrome do túnel do carpo [30]. O seu tratamento inicial consiste no repouso do polegar, evitando atividades que podem desencadear os sintomas, isto é, movimentos repetitivos do polegar e a sua sobrecarga. De modo a auxiliar esta tarefa e favorecer a recuperação, recorre-se, muitas

das vezes, à utilização de ortóteses imobilizadoras do punho e do polegar [11, 30]. Para complementar a desinflamação dos tendões, a prescrição de anti-inflamatórios é comum, sendo que em casos mais severos, a injeção local de corticoides também pode ser utilizada [11, 30]. Quando a dor persiste mesmo aquando de longos períodos de tratamentos conservadores e nos casos mais graves a solução passa pela cirurgia. Esta consiste na abertura da bainha tendinosa de modo a que os tendões consigam novamente deslizar livremente. Desta forma, é possível regredir a inflamação associada ao conflito de espaço e, conseqüentemente, aliviar os sintomas associados [30].

2.3.3 Osteoartrose

A osteoartrose (OA) é a doença reumática mais comum e a que mais prevalece entre indivíduos com mais de 65 anos de idade [33, 34]. A sua frequência aumenta com a idade, sendo que acima dos 70 anos, o número de indivíduos que apresentam sintomas de osteoartrose é superior a 85%. Esta doença afeta indivíduos de ambos os sexos, no entanto a sua prevalência é maior entre as mulheres [34].

A OA é uma doença osteoarticular degenerativa que afeta predominantemente a cartilagem articular e leva ao seu desgaste progressivo (Figura 2.15) [34, 35]. Este desgaste ocorre da associação entre o desequilíbrio entre a formação e destruição dos principais elementos da cartilagem e condições como a sobrecarga mecânica, alterações bioquímicas da cartilagem e membrana sinovial e fatores genéticos [34]. No processo degenerativo, é comum ocorrerem fenómenos de inflamação articular, que poderão, na maioria das vezes, originar dor e um aumento de volume da articulação [35].



Figura 2.15: Osteoartrose: diferenças entre uma articulação saudável e uma articulação comprometida. Adaptado de [36].

As articulações são estrutura anatómicas essenciais, uma vez que permitem o movimento dos ossos entre si. A cartilagem articular é a camada lisa, resistente e amortecedora que reveste as superfícies ósseas e que evita o seu desgaste já que as permite deslizar sem contactar [35].

A OA pode ser classificada como primária ou idiopática e secundária. A OA primária não está associada a nenhuma causa conhecida e afeta principalmente mulheres no período da menopausa [34]. A OA secundária tem na sua origem ou a contribuir para o seu

desenvolvimento algum trauma, fratura, doenças inflamatórias, doenças hematológicas, entre outras [34, 35].

Para além disto, sabe-se que fatores como a idade, excesso de peso, o sexo, fatores genéticos, lesões articulares, doenças metabólicas e endócrinas e artropatia inflamatórias podem constituir fatores de risco para o desenvolvimento da OA [34].

Esta doença pode afetar uma ou mais articulações, sendo que as mais comumente afetadas são as pequenas articulações das mãos e as que envolvem o suporte do peso corporal (articulações de carga) como a articulação do joelho, das ancas, da coluna vertebral e pés [34, 35].

A OA das mãos é muito frequente em mulheres com idade superior a 45 anos, sendo que o fator genético se revela um importante fator no seu desenvolvimento [35]. A osteoartrose da base do polegar, ou também designada de osteoartrose trapézio-1º metacarpiano ou rizartrose é o tipo de artrose mais frequente nas mãos, e a causa mais apontada para o seu desenvolvimento é a hiper mobilidade da articulação trapeziometacarpiana, pós-traumática e idiopática [35, 37, 38].

Os principais sintomas da OA são a dor, a rigidez articular, o aparecimento de deformidades derivado de um alinhamento defeituoso da articulação, a atrofia muscular e a perda de mobilidade [34, 35]. A dor é sentida, principalmente, quando se força o movimento das articulações, e o tipo mais frequentemente descrito é a dor de ritmo mecânico, isto é, uma dor que se acentua ao longo do dia devido ao movimento, mas que tende a melhorar quando a articulação se encontra em repouso. Relativamente ao aparecimento de deformidades, estas habitualmente não originam uma limitação funcional significativa, no entanto no caso da rizartrose esta é comum [35].

Atualmente não existe cura para a OA, já que uma vez desenvolvida, esta evoluirá para o seu agravamento progressivo. No entanto, existem diversos tratamentos que procuram aliviar ou mesmo suprimir a dor, aumentar a mobilidade das articulações afetadas e evitar a atrofia muscular, impedir o agravamento das lesões e melhorar e preservar a função articular, permitindo, assim, ao paciente manter uma boa qualidade de vida [34, 37].

A escolha do tipo de tratamento dependerá da fase evolutiva da doença. Numa fase inicial, procura-se recorrer a tratamentos conservadores que consistem na aplicação de gelo local, utilização de anti-inflamatórios e analgésicos e imobilização da articulação, por exemplo no caso da rizartrose, através de uma tala ou ortótese que proporcione suporte e repouso à base do polegar. De forma a retardar a evolução da OA, utilizam-se também suplementos de glucosamina e condrotina (condoprotetores) que permitem retardar a evolução estrutural da doença e a infiltração intra-articular com ácido hialunórico, uma vez que este é responsável pelas propriedades viscoelásticas do líquido sinovial. Adicionalmente, e no caso de nenhuma das medidas anteriores resultar numa melhoria, pode proceder-se a uma infiltração intra-articular com corticóide, de forma a que seja possível o alívio temporário dos sintomas [34].

Quando os tratamentos conservadores não se revelam eficazes ou a doença já se encontra num estágio avançado, existe indicação cirúrgica [34].

2.4 Ortóteses

2.4.1 Definição

A palavra ortótese deriva da palavra grega *orthósis*, que pode ser decomposta em *orthós*, que significa reto, direito e o sufixo *-sis* que sugere uma ação, estado ou qualidade. *Orthósis* pode traduzir-se, então, como ação de endireitar, retificar, tornar reto [39]. Uma ortótese é definida como um dispositivo médico externo que é aplicado a um segmento corporal que apresenta algum tipo de disfunção ou necessidade de suporte, com o objetivo de o apoiar, alinhar, prevenir ou corrigir deformações, minimizar a dor ou diminuir o inchaço, de forma a auxiliar na sua recuperação. A ortótese procura alinhar o segmento corporal na posição que seja mais adequada, ou seja, numa posição funcional [40–42].

2.4.2 Aplicações

As ortóteses servem vários propósitos, no entanto as suas aplicações podem dividir-se em três grandes grupos:

- Aplicação em disfunções ou incapacidades resultantes de condições do sistema nervoso central (SNC). Como exemplo tem-se a utilização de ortóteses em pacientes pós-acidente vascular cerebral (AVC), onde muitas vezes o seu uso frequente visa reduzir a resistência do músculo e a manutenção da amplitude articular do membro superior [43].
- Aplicação em disfunções ou incapacidades resultantes de condições do sistema nervoso periférico (SNP) [43].
- Aplicação em disfunções ou incapacidades resultantes de distúrbios musculoesqueléticos. Nestas o uso de ortóteses procura reduzir o *stress* nas articulações ou alinhar ou corrigir deformidades, como acontece no caso da artrite reumatóide. No caso da Síndrome do Túnel Cárpico, são utilizadas ortóteses de posicionamento noturno, a fim de se aliviarem os sintomas; na Síndrome de De Quervain estes dispositivos procuram promover o repouso e a imobilização necessários e na osteoartrose para além de a sua utilização ter como objetivo preservar e otimizar a função da mão, proporciona ainda um alívio da dor [43].

2.4.3 Classificação

Existem diversos tipos de sistema de classificação de ortóteses, no entanto não existe um consenso na terminologia, o que leva a que os sistemas de classificação utilizados variem de acordo com a região, país ou preferências, e em Portugal não é exceção [43]. Tendo isto em conta e com vista a que existisse uma maior sistematização da classificação das ortóteses e se ultrapassasse o problema de universalidade e, conseqüente, barreira de comunicação, quer dentro de um mesmo país ou entre países diferentes, foram propostos

quatro sistemas de classificação distintos [44, 45]. Os quatro sistemas de classificação propostos foram: o sistema de classificação por epónimo, o sistema de classificação por acrónimo, o sistema de classificação descritivo e o sistema de classificação proposto pela *American Society of Hand Therapists* (ASHT) [46].

A **classificação por epónimo** baseia-se no nome do autor ou do lugar de origem, por exemplo, a tala de Capener. Uma das grandes vantagens deste sistema, é que através de um nome simples, detalhes como o modelo, técnica utilizada, patologia alvo e protocolos de aplicação estão implícitos [43, 46]. Contudo, implica um conhecimento claro e descritivo de cada nome, dificulta a introdução de pequenos ajustes e alterações ao modelo original e não incentiva a criação de modelos inovadores [43, 46].

A **classificação por acrónimo** corresponde ao sistema de classificação adotado pela Organização Internacional de Normalização (ISO) e utilizado na maioria dos países. Este método consiste na criação de um acrónimo através da combinação das primeiras letras das articulações ou segmentos envolvidos, da sua designação em inglês. Na Figura 2.16 são apresentadas as classificações por acrónimo das ortóteses para o membro superior [44, 45].

FO	<i>finger orthosis</i> ortótese para os dedos
HO	<i>hand orthosis</i> ortótese para a mão
WO	<i>wrist orthosis</i> ortótese para o punho
WHO	<i>wrist - hand orthosis</i> ortótese para o punho e mão
WHFO	<i>wrist - hand - finger orthosis</i> ortótese para o punho, mão e dedos
EO	<i>elbow orthosis</i> ortótese para o cotovelo
EWO	<i>elbow - wrist orthosis</i> ortótese para o cotovelo e punho
EWHO	<i>elbow - wrist - hand orthosis</i> ortótese para o cotovelo, punho e mão
SO	<i>shoulder orthosis</i> ortótese para o ombro
SEO	<i>shoulder - elbow orthosis</i> ortótese para o ombro e cotovelo
SEWO	<i>shoulder - elbow - wrist orthosis</i> ortótese para o ombro, cotovelo e punho
SEWHO	<i>shoulder - elbow - wrist - hand orthosis</i> ortótese para o ombro, cotovelo, punho e mão

Figura 2.16: Classificação por acrónimo das ortóteses para o membro superior. Retirado de [47].

O **sistema de classificação descritivo** baseia a sua classificação em três critérios: tipos de forças aplicadas e respetivo plano espacial, local anatómico privilegiado e objetivo cinemático primário da ortótese [43, 46]. São exemplos deste sistema de classificação nomenclaturas como tala simples de mobilização carpometacárpica ou tala de composição complexa do polegar e interfalange proximal. Este sistema, embora mais detalhado, não apresenta um formato rígido o que origina dificuldades e discrepâncias na comunicação [43].

O **sistema de classificação de ortóteses (SCS)** proposto pela ASHT, surge num esforço de reduzir as discrepâncias na terminologia. O SCS descreve as ortóteses, com base na sua função e não na sua forma, através de várias divisões predefinidas que especificam os nomes técnicos das ortóteses [43, 48].

O SCS começa por classificar as ortóteses em articulares e não-articulares, classificando as primeiras, quanto à sua localização, direção e finalidade, enquanto que as segundas são apenas classificadas quanto à sua localização (Figura 2.17). Esta descrição fornece aos clínicos um conceito mais claro da aparência e função da ortótese [48].

A classificação em articular e não articular divide as ortóteses em dois grupos de acordo com a forma como interagem com as articulações [48].

As ortóteses articulares são o tipo mais comum, e são aquelas que atravessam uma ou mais articulações [48]. São caracterizadas por utilizar um sistema de pressão de três pontos de forma a promover a restrição, imobilização ou mobilização da(s) articulação(ões) [49]. Como a maioria das ortóteses é articular, esta designação não se encontra incluída no nome técnico, já que é assumido. A ortótese de imobilização do punho e a ortótese de restrição de flexão do cotovelo são exemplos deste tipo [48].

Relativamente às ortóteses não-articulares, estas não cruzam uma articulação, em vez disso, elas procuram estabilizar ou imobilizar o segmento corporal ao qual são aplicadas, através da aplicação de forças de pressão de dois pontos. O termo “não-articular” é incluído na designação da ortótese, e exemplos deste tipo são: a ortótese não articular do úmero e a ortótese não articular do metacarpo [48, 49].

No que diz respeito à localização, esta refere-se à parte específica do corpo ou articulação onde a ortótese é aplicada. No caso das ortóteses articulares, a localização indica as articulações que constituem o principal foco da ortótese, já no caso das ortóteses não articulares a localização indica um osso ou tecidos moles. No caso das ortóteses articulares, a articulação primária é considerada a articulação alvo, enquanto que as articulações secundárias são incluídas para providenciar proteção, estabilização e conforto [48, 49].

A direção relaciona-se com direção da força aplicada aquando da utilização da ortótese, fornecendo ao clínico a informação necessária para se conseguir o posicionamento articular desejado e atingir o objetivo da mobilidade articular. Termos cinemáticos como flexão, extensão, desvio radial ou ulnar, compressão, abdução, adução, entre outros, são utilizados para definir a função cinemática primária da ortótese [48, 49].

No que concerne à finalidade, esta revela ser o aspeto mais importante de uma ortótese, já que poderá servir para imobilizar uma estrutura, mobilizar um tecido ou restringir

um aspecto do movimento articular [48, 49]. As ortóteses de imobilização visam restringir efetivamente as articulações que cruzam, com o objetivo de colocar uma estrutura na sua posição anatômica ou de repouso mais confortável. As ortóteses de mobilização procuram mover ou esticar tecidos moles específicos ou articulações de modo a facilitar mudanças, já que quando uma tensão é aplicada continuamente pela ortótese existirá a estimulação orientada do crescimento das células dos tecidos contraídos na direção da tensão aplicada [48, 50, 51]. As ortóteses de restrição, tal como o nome sugere, tem o objetivo de restringir ou limitar um aspecto do movimento articular direcionado [48].

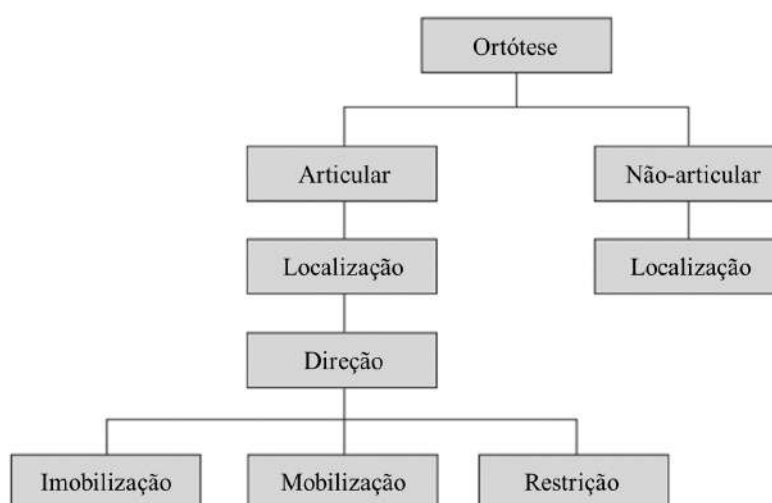


Figura 2.17: Sistema de Classificação de Ortóteses proposto pela ASHT. Adaptado de [48].

Outra terminologia comum, não SCS, e que diz respeito aos princípios biomecânicos das ortóteses que devem ter em consideração as leis mecânicas de aplicação de força, também é frequentemente utilizada [43]. A este respeito, as ortóteses podem subdividir-se em dois grandes grupos: as ortóteses estáticas e as ortóteses dinâmicas.

As **ortóteses estáticas** são as mais prescritas, e podem ser aplicadas de forma contínua ou intermitente. Não possuem articulações móveis na sua estrutura e visam imobilizar e posicionar a articulação numa posição pré-determinada, com base no objetivo pretendido, de forma a evitar qualquer movimento, promovendo a cicatrização, a proteção articular e a prevenção de deformações ou contraturas. Para além disso, podem ainda suportar ou promover o alinhamento de estruturas do corpo ou mesmo permitir que um alongamento prolongado seja aplicado ao músculo, quando se pretende que exista uma mudança estrutural [40, 41].

As **ortóteses dinâmicas** são caracterizadas por possuírem uma base estática estável e uma componente de mobilização elástica. Estes dispositivos procuram tirar proveito da elasticidade do tecido, e têm como objetivo promover a manutenção e fortalecimento dos músculos envolvidos, neutralizar forças que possam causar a sua deformação, prevenir o

surgimento de contraturas e manter o equilíbrio dinâmico das estruturas ósteo-músculo-articulares, de modo a promover o descanso ou mobilizar articulações específicas. Estas ortóteses podem também ser chamadas de ortóteses ativas, uma vez que impõem movimento às articulações, através da aplicação de forças específicas, controladas e com determinadas direções. Assim, é possível facilitar o movimento desejado, já que esta força suplementar assistirá o movimento, permitindo compensar a ausência de força muscular. As ortóteses dinâmicas são principalmente recomendadas durante o estágio proliferativo de cicatrização aquando da formação do colagénio [40, 41, 52].

2.4.4 Tipologia

Relativamente à sua tipologia as ortóteses podem ser classificadas em dois tipos: as ortóteses pré-fabricadas e as ortóteses personalizadas [41].

As **ortóteses pré-fabricadas** são produzidas em massa, podendo ser adquiridas em vários estabelecimentos, como farmácias e são prescritas por terapeutas ortopédicos, normalmente, para casos de uso temporário [4, 11]. Existe uma vasta variedade de modelos e tamanhos pré-estabelecidos, sendo que o clínico deverá escolher a ortótese que mais se adequa ao paciente [41]. No entanto, ainda que a sua obtenção seja mais fácil, este tipo de ortóteses não se adequa, na maioria das vezes, às características únicas de cada indivíduo, pelo que é frequente ter de se proceder a uma adaptação posterior da ortótese escolhida às características do paciente. Esta personalização apresenta um baixo custo e a utilização deste tipo de ortóteses permite, assim, reduzir o tempo entre a prescrição e o tempo de entrega do dispositivo, já que as ortóteses se encontram prontamente disponíveis [41].

Por outro lado, as **ortóteses personalizadas** são feitas à medida de cada paciente, de forma a se adaptarem às suas características anatómicas e se adequarem ao seu estilo de vida, e são normalmente utilizadas em casos de uso permanente. Por este motivo, estas ortóteses revelam-se, ainda, adequadas para tamanhos extremos ou condições/deformidades incomuns que algum paciente possa apresentar, aspeto este que não é possível ter em conta quando se utilizam ortóteses pré-fabricadas [53]. Este tipo de ortótese pode ser construído recorrendo a diversos métodos, no entanto, o processo de aquisição é mais moroso quando comparado ao processo da tipologia anterior. Contudo, este tipo nunca será dispensável, uma vez que existirão sempre casos de condições extremas ou incomuns que necessitem deste tipo de abordagem e atenção [43, 46, 49, 53].

2.4.5 Métodos Convencionais para Fabricação de Ortóteses

A conceção e confeção de uma ortótese visa sempre que a sua produção se adequa às necessidades reais e condições particulares de cada indivíduo [43]. Este processo implica um conhecimento profundo de áreas como a física, anatomia, cinesiologia, biomecânica, assim como das propriedades dos materiais utilizados e dos protocolos de reabilitação das diversas condições que podem afetar os membros superiores [40].

No projeto de uma ortótese existem várias questões que devem ser respondidas, para garantir que esta cumprirá os requisitos pretendidos, por exemplo, questões como: "Qual o objetivo da ortótese?", "Quais as forças que serão mais eficientes?", "Que materiais serão os mais adequados e quais se encontram disponíveis?", entre outras [43]. Para além disso, é, ainda, muito importante ter em consideração condicionantes de origem biológica, como por exemplo feridas abertas, já que estas poderão implicar alterações na conceção do dispositivo [43].

Adicionalmente, e não menos importante, dever-se-á também preservar-se os princípios anatómicos e biomecânicos do membro superior, nomeadamente: a preservação dos arcos palmares; a utilização dos vincos, saliências e acidentes anatómicos do membro superior para proceder ao desenho e moldagem da ortóteses; a manutenção de posições anti-deformidades; o correto posicionamento dos velcros e/ou cintas de modo a permitir o normal fluxo sanguíneo e assim evitar o efeito garrote e a minimização de pressões exercidas sobre as proeminências ósseas [40, 43]. A ortótese, deve igualmente garantir um funcionamento equilibrado dos músculos não afetados e os eixos de movimentos adequados; a promoção de padrões o mais funcionais possíveis de preensões e a distribuição da pressão sobre os segmentos através da maximização de áreas de apoio da ortótese, para evitar isquémia ou atrapalhar movimentos articulares ou o propósito do dispositivo [40].

O aspeto estético é, também, muito importante, visto que a ortótese deverá ser o mais leve e menos volumosa possível, sem nunca perder o seu propósito. Deve ainda agradar visualmente ao paciente porque, caso contrário, a insatisfação poderá traduzir-se ao nível de adesão da mesma [4].

Diversos métodos podem ser utilizados para o fabrico de uma ortótese. O modo mais recente consiste no desenho e manufatura assistidos por computador (CAD-CAM), que recorre a um *scanner* a laser para obtenção de um modelo detalhado do segmento corporal [41]. Quando obtido, este modelo é exportado para um ficheiro STL, e num editor são verificadas as medidas e corrigidos possíveis erros. De seguida, este ficheiro é utilizado como diretriz para o fabrico da ortótese utilizando *software* CAD. Assim que o *design* da ortótese esteja concluído, este é impresso com recurso a manufatura aditiva e é testada a sua conformidade e conforto no paciente [11]. O fluxograma deste tipo de fabrico encontra-se apresentado na Figura 2.18.



Figura 2.18: Fluxograma da fabricação de ortóteses personalizadas com recurso ao CAD-CAM. Adaptado de [11].

No entanto, a maioria dos métodos envolvem a moldagem de termoplásticos, quer seja diretamente no corpo do paciente, como é recorrente nas ortóteses da mão, quer seja através de modelos do segmento corporal. Estes últimos baseiam-se na obtenção de um

modelo negativo, através do envolvimento do segmento corporal em gesso, seguido de um modelo positivo construído através do preenchimento com gesso do modelo anterior. Isto permite que se consigam moldar termoplásticos sobre o modelo positivo, que não se conseguiriam moldar diretamente sobre o corpo, e deste modo obter o dispositivo desejado [41].

Para além da escolha do método a utilizar, também a escolha dos materiais para a confeção é muito importante, já que esta dependerá de variados fatores. O primeiro critério de seleção será sempre a disponibilidade dos materiais, sendo que dentro dos materiais disponíveis a sua escolha será baseada na condição clínica do paciente, dos objetivos que se pretendem atingir com a utilização da ortótese e das características de cada material. No caso das crianças, a cor do material é também, muitas vezes, tida em conta, pois é um fator que pode levar à rejeição da ortótese [43].

Os materiais mais frequentemente utilizados na confeção das ortóteses dos membros superiores, quer pela sua maleabilidade, facilidade de manuseamento e conforto proporcionado ao paciente, são os termoplásticos de baixa temperatura (LTTP), o gesso, o neoprene, o couro, entre outros [40, 43].

Os LTTP são polímeros artificiais, que quando aquecidos em água a uma temperatura de aproximadamente 70 °C apresentam uma alta viscosidade. Esta sua propriedade permite que se tornem maleáveis e moldáveis, possibilitando o seu corte e modelação diretamente na região pretendida [43]. À medida que arrefece, o material vai endurecendo, mas mantém a forma do molde desejado [43, 48].

Para a seleção do material termoplástico, os terapeutas devem conhecer as diferentes categorias de materiais termoplásticos que existem, assim como as características físicas e de manuseio que estão inerentes a cada um dos vários tipos [48]. Algumas das características mais relevantes são a conformabilidade e resistência ao estiramento, memória, tempo de arrefecimento, espessura, a presença de perfurações, transparência e cor [43, 48]. Outras características como a facilidade de manutenção e higiene, conforto e aparência também têm de ser consideradas [43].

Relativamente aos **mecanismos de cintagem** da ortótese, estes são essenciais para garantir maior conforto e eficácia dos objetivos traçados [48]. Normalmente, é aplicado velcro macho à base da ortótese, utilizando posteriormente, por exemplo, neopreno ou um elástico, com aderência ao velcro macho, para garantir a cintagem do dispositivo [43].

Para aumentar o conforto, acomodar proeminências ósseas ou nervos superficiais, ou prevenir zonas de fricção entre a pele e a ortótese, podem ser, ainda, aplicados **revestimentos** nos termoplásticos [43, 48]. O feltro, o tecido turco e a espuma são alguns exemplos dos tipos de revestimentos que se podem encontrar. Podem ser aplicados em camadas sucessivas de modo a criar uma zona de enchimento ou de restrição [43].

Por fim, podem ainda ser utilizados **componentes de fixação**, como velcros, fivelas, pregos rápidos, entre outros; os **componentes cinéticos**, como as bandas elásticas e os elásticos, que são utilizados como promotores de movimento e **componentes cinemáticos**, como por exemplo as dobradiças ou as lâminas de Levane, que procuram limitar ou

condicionar o movimento da ortótese. Estes componentes devem ser escolhidos tendo em conta os objetivos que foram estabelecidos para a ortótese [43].

2.4.6 Precauções

A utilização de dispositivos vestíveis, como as ortóteses estáticas para o membro superior, tem sempre inerente a aplicação de forças aos segmentos corporais [54]. Estas forças transmitidas para a interface corporal produzem pressões de contacto, podendo comprometer a segurança e o conforto, já que muitas vezes a pele e os tecidos moles subjacente não são condicionados para suportá-las [54, 55].

Contudo a relação entre a pressão e a questão do conforto e segurança ainda se revela um problema complexo, uma vez que a perceção da pressão varia, não só de indivíduo para indivíduo, como também nas diferentes partes do corpo [55]. Para além disto, as tentativas de mitigação da pressão de contacto excessiva por parte dos terapeutas, através dos ajustes e personalização das ortóteses, são bastante subjetivas, revelando-se muitas vezes ineficazes já que são baseadas no feedback dos pacientes, que além de subjetivos são também momentâneos, podendo alterar-se com o tempo de utilização da ortótese [56].

Como as ortóteses estáticas do membro superior são, geralmente, prescritas por longos períodos de tempo, o desconforto, incidentes de irritação da pele, dor, maceração e úlceras de pressão são efeitos colaterais comuns e dos principais motivos da baixa adesão do paciente, e conseqüente diminuição da eficácia do tratamento [54, 56].

As **úlceras de pressão relacionadas com dispositivos médicos (MDRPU)** são definidas como o resultado do “uso de um dispositivo para fins diagnósticos ou terapêuticos” e afetam uma ampla faixa etária. Ocorrem muitas vezes devido ao ajuste inadequado ou à rigidez dos materiais utilizados. Fatores como a duração de uso do dispositivo ou a necessidade de anexar o dispositivo firmemente para garantir o seu correto funcionamento por parte do paciente, contribuem para o desenvolvimento das MDRPU [54].

No entanto, diminuir a rigidez dos materiais pode não diminuir eficientemente os efeitos colaterais, podendo ainda diminuir a eficácia da ortótese [57].

Quando é imposta pressão à pele ou ao tecido mole, existem quatro fatores que vão ser determinantes nos danos provocados nos tecidos - a intensidade, duração e direção da força aplicada, assim como a frequência da sua aplicação [58].

A duração e a intensidade da força aplicada são os fatores extrínsecos mais significativos no que diz respeito a causar lesões por pressão. Quando aplicada uma pressão elevada por longos períodos de tempo, esta pode danificar significativamente os tecidos, e por isso, deve ser sempre evitada. No entanto, apesar de baixas pressões poderem ser toleradas por períodos mais longos, estas podem tornar-se prejudiciais se aplicadas continuamente. É necessário realçar que os termos de baixa e elevada pressão são genéricos e imprecisos [58].

Relativamente à direção, existem três forças que devemos considerar durante a conceção de uma ortótese, encontrando-se esquematizadas na Figura 2.19.

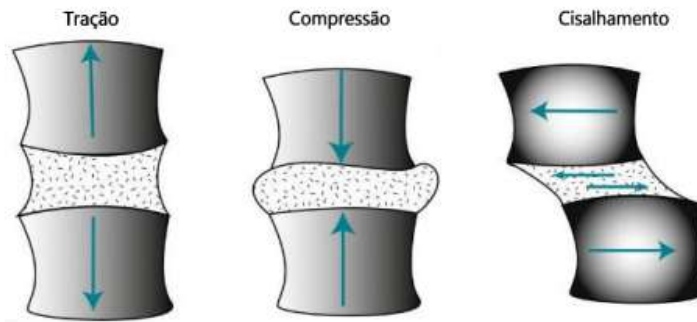


Figura 2.19: Esquemático da força de tração, compressão e cisalhamento. Adaptado de [58].

A **tração** resulta da aplicação de forças num objeto com sentidos opostos; a **compressão** resulta de forças que atuam no sentido do interior do objeto e o **cisalhamento** resulta da aplicação de forças paralelas na mesma direção, mas em sentido opostos, em face opostas de um objeto. Todas estas forças, normais e de cisalhamento, devem ser consideradas, no entanto há um consenso de que as forças de cisalhamento (muitas vezes devido ao atrito) são os maiores contribuintes de danos à pele [54].

Assim sendo, o conforto e as áreas de tolerância elevada à transmissão de carga por parte da ortótese devem ser tidos em consideração aquando da projeção dos dispositivos ortopédicos. Para isto, é importante identificar as áreas e estruturas anatómicas que são capazes de suportar cargas efetivas, assim como os níveis máximos de pressão possíveis de lhes aplicar, sem comprometer a segurança e conforto do paciente [55].

Belda-Lois et al. [59] procuraram estudar que áreas e estruturas anatómicas no membro superior seriam ou não adequadas para o efeito, chegando à conclusão que existem muitas onde a transmissão de carga deve ser evitada. Em geral, concluíram que ao nível das articulações, se deve considerar uma área livre de modo a permitir o movimento da articulação em toda a sua amplitude. Também concluíram que é necessário evitar proeminências ósseas e tendões, já que os ossos nestas áreas podem causar pressão, e consequentemente, aumentar a probabilidade de se desenvolverem lesões. Isto acontece uma vez que, quando é aplicada pressão sobre uma proeminência óssea, esta provocará a compressão de todos os tecidos que se situem entre a pele e o osso, podendo resultar numa oclusão dos vasos sanguíneos. Se a pressão for aliviada no espaço de algumas horas, o sangue voltará a circular nessa área, prevenindo o dano de tecidos, provocando apenas vermelhidão durante um curto período de tempo. No entanto, caso a pressão persista, esta levará a uma diminuição do fluxo sanguíneo capilar, oclusão de vasos sanguíneos e isquemia dos tecidos por pressão. Áreas com vasos superficiais ou nervos, assim como áreas altamente irrigadas e enervadas, como a axila, também devem ser evitadas, para evitar o risco de lesões, dor ou desconforto.

No membro superior, as proeminências ósseas que se destacam são, nomeadamente, o processo estilóide ulnar, o processo estilóide radial, o pisiforme, o escafoide, as articulações metacarpofalângicas, articulações interfalângicas, o olecrânio, o epicôndilo lateral e o epicôndilo lateral do úmero [11, 60]. Relativamente às áreas de vulnerabilidade dos nervos, estas encontram-se representadas na Figura 2.20, juntamente com a identificação das proeminências ósseas descritas [60].

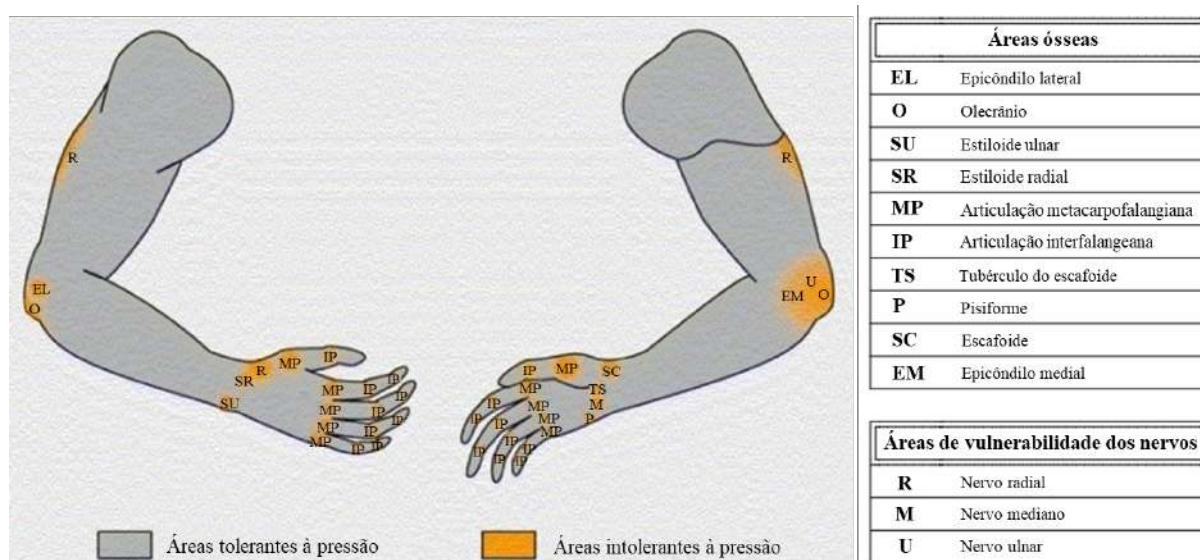


Figura 2.20: Regiões tolerantes e intolerantes à pressão no membro superior. Adaptado de [60].

Num estudo mais recente efetuado por **Xinyang Tan et al.** [57], e através da análise de elementos finitos, foram identificadas treze áreas de pressão ao longo do membro superior quando uma ortótese de punho com e sem estabilização do polegar era utilizada. Todas estas treze áreas apresentavam valores superiores a 0,02 MPa, o que se poderia traduzir em desconforto para o paciente. Na Figura 2.21 são apresentadas estas treze áreas, assim como a sua respetiva localização [56].

No entanto, apenas cinco e três pontos foram identificados como críticos, aquando da utilização de uma ortótese de punho com e sem estabilização, respetivamente [56]. Na ortótese sem estabilização os pontos críticos encontravam-se no abductor do dedo mínimo, na extremidade distal da ulna e na extremidade distal do rádio próximo à tabaqueira anatómica. No caso da ortótese com estabilização do polegar, os dois pontos adicionais correspondem à articulação metacarpofalângica do polegar e a zona palmar da falange proximal do polegar [56].

Com este estudo é possível perceber que apesar da ocorrência de desconforto e o desenvolvimento de úlceras de pressão ser convencionalmente considerado nas proeminências ósseas, os tecidos moles também podem apresentar alta sensibilidade à pressão. No entanto, como estes pontos podem não se encontrar próximos de uma proeminência óssea, muitas das vezes, passam despercebidos [56].



Figura 2.21: Regiões identificadas com elevados valores de pressão quando do uso de uma ortótese de punho com e sem estabilização do polegar. Adaptado de [56]

Sabe-se ainda que o aumento ou diminuição da temperatura pode ser um indicador de lesões por pressão, contudo a gama de valores de temperatura que indicará o início da lesão ainda não é conhecido [61].

A pressão e/ou fricção repetitiva em porções do segmento corporal poderá também originar inflamações. Uma inflamação corresponde a uma resposta natural de proteção do corpo que tem como objetivo eliminar a causa inicial da lesão celular, assim como as células e tecidos necróticos que resultaram da mesma, e ainda dar início ao processo de reparação. A reação inflamatória pode ser benéfica, porém se for muito forte, prolongada ou inapropriada, pode causar danos significativos e tecidos normais podem sair lesados [58, 62].

São várias as manifestações externas que correspondem a sinais típicos de inflamação, nomeadamente:

- Calor (aumento da temperatura local)
- Rubor (vermelhidão/hiperemia)
- Perda de função
- Edema/inchaço
- Dor

Relativamente aos edemas, estes correspondem a uma mudança mecânica no tecido mole pela presença de um volume viscoso. Devido a existir este aumento do fluido, a fricção entre a pele inchada, as articulações, os tendões e a ortótese vai aumentar, podendo levar a erosões superficiais da pele que originarão lesões. Assim sendo, os edemas devem ser controlados, já que, para além de corresponderem a uma manifestação externa de uma inflamação, podem levar a deformações permanentes, se prolongados ou excessivos [58, 63–65].

2.5 Sensores

2.5.1 Definição

Um sensor é um dispositivo que responde a um estímulo físico ou químico de forma específica, produzindo um sinal que pode ser transformado em outra grandeza física para fins de medição e/ou monitoração [66].

Os sensores podem ser classificados quanto: ao seu tipo de saída, podendo ser analógicos ou digitais, quanto à propriedade que medem, como por exemplo, temperatura, pressão e deslocamento, entre outras [66].

2.5.2 Características Fundamentais

Existem diversas características que definem os sensores e que devem ter-se em consideração aquando da sua seleção. Algumas destas características, que se revelam importantes nesta escolha quando a aplicação se trata de monitorização de parâmetros como a pressão e a temperatura, são brevemente descritas nesta secção [66].

- **Gama de Entrada:** Gama de valores que o sensor tem capacidade de converter. Valor máximo e mínimo permitido da grandeza a medir.

- **Resolução:** Define-se como sendo o menor incremento da variável de entrada a medir que pode ser detetado pelo sensor, sem ambiguidades.

- **Exatidão:** Indica a capacidade de um sensor retornar valores próximos do valor real medido. Um sensor é tanto mais exato quanto menor a diferença entre o valor medido e o valor real.

- **Precisão:** Caracteriza a dispersão das respostas medidas por um sensor, quando as mesmas condições de entrada são aplicadas, independentemente do erro entre o valor medido e o valor real.

- **Sensibilidade:** É definida como sendo a relação entre a variação da saída do sensor e a variação correspondente na variável de entrada. Um sensor é muito sensível quando uma pequena variação no estímulo origina uma grande variação na saída.

- **Histerese:** A histerese corresponde à diferença que se observa no sinal de saída do sensor quando um dado valor de entrada é aplicado segundo direções distintas, ou seja, quando um sensor possui comportamentos diferentes para valores de entrada crescentes em relação a valores de entrada decrescentes.

- **Tempo de Resposta:** O tempo que o sensor demora a fornecer o valor da variável, o que se pode traduzir na rapidez com que a saída responde a uma variação do sinal de entrada.

- **Estabilidade:** Aptidão do sensor em conservar as suas características ao longo do tempo. Mudanças na estabilidade podem derivar do envelhecimento dos componentes, e sua consequente degradação. Para dispositivos de monitorização, o sensor deve ser estável pelo menos por mais de 1000 ciclos de medição.

- **Linearidade:** A linearidade de um sensor é um tipo de parâmetro que expressa o quanto a sua curva característica se desvia da curva de calibração.

2.5.3 Sensores de Pressão

A pressão é uma grandeza física definida como uma força por unidade de área, aplicada numa direção perpendicular à superfície de um objeto. Matematicamente, pode ser representada pela Equação 2.1 onde P é a pressão, F a força normal, e A a área de superfície de contacto [67].

$$P = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

Um sensor de pressão é um dispositivo utilizado na medição da pressão entre duas superfícies de contacto [68]. Algumas das especificações chave para a escolha de um sensor de pressão, em termos do seu desempenho, são a linearidade, histerese, sensibilidade à temperatura, tamanho da área sensível do sensor e gama de entrada [69, 70].

Existe uma grande diversidade de sensores de pressão, sendo que estes se podem dividir de acordo com o mecanismo de transdução de que dependem para detetarem a pressão, sendo que os capacitivos, piezoelétricos e os piezorresistivos são os mais utilizados [69, 70].

- **Sensores Capacitivos:** Os sensores capacitivos consistem em duas placas condutoras eletricamente carregadas separadas por uma camada elástica dielétrica. Quando é aplicada pressão, a distância entre as duas placas é encurtada, uma vez que a camada elástica dielétrica dobra. Isto leva a que exista uma mudança de tensão proporcional à pressão aplicada [69]. Estes sensores apresentam um baixo consumo de energia, larga gama dinâmica, boa resposta em frequência e uma baixa dependência da temperatura e humidade [67]. No entanto, são mais utilizados em aplicações em grandes áreas, são sensíveis a interferências eletromagnéticas, envolvem a implementação de circuitos relativamente complexos e a existência de capacitâncias parasitas poderão influenciar as medições obtidas [71].

- **Sensores Piezoelétricos:** Os sensores piezoelétricos produzem um campo elétrico em resposta à pressão. Estes sensores apresentam uma elevada impedância, sendo por isso muito suscetíveis a interferências elétricas excessivas, o que leva a uma má relação sinal-ruído [69]. Apesar de estes sensores oferecerem alta fiabilidade e poderem ter diversas aplicações, só são adequados para medir forças dinâmicas, não sendo capazes de medir

uma força estática devido às suas grandes resistências internas [67]. Devido a ser flexível, fino e deformável, o material mais adequado para medição de pressão para a prática clínica é o fluoreto de polivinilideno (PVDF) [69].

- **Sensores Piezorresistivos:** Os sensores piezorresistivos são feitos de um material semicondutor. Quando nenhuma força ou pressão é aplicada ao sensor, a sua resistividade é alta. Pelo contrário, quando lhe é aplicada uma força ou pressão, a sua resistência diminui [69]. Apresentam boa linearidade a temperatura constante, uma repetibilidade elevada e uma boa sensibilidade. No entanto, esta última pode ser afetada quando o sensor é submetido a variações de temperatura, podendo limitar a gama de temperatura efetiva em que pode ser utilizado. Apresentam baixa sensibilidade a campos magnéticos, mas a sua durabilidade é limitada. Geralmente, são de baixo custo e podem ser fabricados com variadas formas e tamanhos [72].

2.5.4 Sensores de Temperatura

Muitos estímulos físicos associados à temperatura são utilizados no desenvolvimento de sistemas de medição da temperatura. Os sensores de temperatura mais comuns são os circuitos integrados (ICs), as termorresistências (RTDs), os termopares e os termístores.

- **Circuitos integrados (ICs):** Alguns sensores de circuitos integrados permitem a medição da temperatura já que possuem uma saída proporcional à temperatura a que se encontram sujeitos. O facto de não necessitarem de eletrónica adicional representa uma vantagem, já que deste modo é possível diminuir o seu preço e facilitar a sua calibração. Possuem uma gama de temperatura limitada, geralmente entre os $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$ e os $150\text{ }^{\circ}\text{C}$, contudo oferecem uma elevada linearidade e exatidão numa ampla faixa de temperaturas. As suas pequenas dimensões e o tempo de resposta rápido constituem também grandes vantagens [73, 74].

- **Termorresistências (RTDs):** Estes sensores são feitos de metal puro como a platina, o cobre, o níquel e o tungsténio. O seu funcionamento baseia-se no princípio da variação da resistência do metal (platina, cobre, níquel ou tungsténio) em função da temperatura a que é exposto. Cada metal permitirá operar com uma faixa de medição diferente. Para analisar a sensibilidade dos materiais à temperatura, utiliza-se o coeficiente de temperatura de resistência (TCR). Quanto maior for o valor do TCR, maior será a precisão. Se um sensor tiver como objetivo a medição de temperaturas no corpo humano, o valor de TCR deverá ser elevado para o intervalo entre a temperatura ambiente e os $42\text{ }^{\circ}\text{C}$. A escolha da termorresistência deve ter em conta o custo, o TCR, a resistência à oxidação e requisitos de manufatura [75].

• **Termopar:** O termopar é um tipo de sensor constituído por dois condutores elétricos diferentes prensados de modo a que formem uma junção e que permitam gerar uma diferença de potencial em função da temperatura. Estes dispositivos são escolhidos derivado ao seu baixo custo, às suas propriedades robustas, à sua capacidade de autoalimentação, e por terem uma temperatura de referência estável. No entanto, a sua aplicação como sensor vestível é limitada [75].

• **Termístores:** Os termístores são produzidos com materiais semicondutores que variam a sua resistência elétrica com a temperatura, sendo muito utilizados na deteção de pequenas variações de temperatura. Os termístores dependendo de como a sua resistência se altera face à temperatura, podem ser classificados como sendo do tipo PTC ou NTC. Os termístores com coeficiente negativo de temperatura (NTC) veem a sua resistência diminuir com o aumento da temperatura. Já os termístores com coeficiente positivo de temperatura (PTC) são caracterizados pelo aumento da sua resistência com o aumento da temperatura. Os termístores NTC são frequentemente utilizados na medição e controle de temperatura. Apresentam como vantagem serem dos sensores de temperatura que permitem fornecer uma maior variação da saída por variação da temperatura, porém a relação não é linear. Os termístores PTC apresentam uma maior sensibilidade às variações térmicas do que os NTC, mas apenas dentro de uma certa faixa de temperaturas. Para além disso, são mais caros [76].

ESTADO DE ARTE

A monitorização do tempo de uso da ortótese (adesão), da pressão e da temperatura são muito importantes para se conseguir avaliar a eficácia dos tratamentos, identificar pontos de pressão, reduzir o risco de lesões, permitir a deteção precoce de inflamações e aumentar o conforto do paciente. Neste contexto, a sua objetivação revela-se muito importante.

Existem vários estudos que procuram monitorizar objetivamente o tempo de uso (adesão) da ortótese, a pressão e/ou a temperatura associadas à sua utilização.

No contexto da monitorização do tempo de uso (adesão), existem variados métodos que permitem avaliar a adesão do paciente ao uso da ortótese. Muitos destes passam por questionários ou entrevistas feitas aos pacientes. No entanto, esses resultados são subjetivos e a sua validade é questionável, uma vez que medir a adesão de forma precisa e confiável se torna difícil quando se depende da cooperação dos pacientes e não existe supervisão direta dos profissionais de saúde. Para além disso, o paciente geralmente não admite a não adesão, sendo que as medidas são, na maioria das vezes, superestimadas [77, 78].

A medição e o relato da adesão, atualmente, revelam-se assim, inconsistentes, sendo necessário desenvolver ferramentas de medição que forneçam avaliações rigorosas, objetivas e reprodutíveis da adesão [78].

O uso de ortóteses removíveis é um exemplo da necessidade deste tipo de monitorização, pois, na maioria das vezes, estes aparelhos são prescritos com protocolos de tratamento complexos a serem seguidos em casa, e esta informação é crucial no auxílio da avaliação médica [78]. Deste modo, é vital existirem procedimentos adequados para medir a eficácia do tratamento e avaliar com exatidão o tempo de uso da ortótese, já que a duração e a qualidade do seu uso são um parâmetro importante na eficácia do tratamento [79]. Isto acontece porque as prescrições são tão mais eficazes quanto mais os pacientes cumprirem as recomendações dos profissionais de saúde, daí que melhorar a adesão seja a chave [78].

É recomendado que as abordagens para avaliar a eficácia da adesão das ortóteses removíveis seja: economicamente viável, confiável e prática [78]. Assim sendo, o desenvolvimento de sensores de baixo custo que possam ser colocados em qualquer ortótese, sem colocar em risco a segurança e conforto dos pacientes, pode oferecer uma solução ideal, permitindo que informações precisas e detalhadas sejam obtidas de forma confiável [78]. Contudo, serem volumosos, frágeis, de difícil colocação, não serem à prova de água ou não permitirem ter interface com o paciente revelam ser alguns dos problemas reportados referentes à utilização de sensores [80].

De forma a tentar objetivar esta avaliação e desenvolver ferramentas de medição que fornecessem uma avaliação rigorosa e reprodutível, surgiram vários estudos recorrendo a sensores de temperatura e/ou pressão [77, 80–84].

Atualmente, apesar de existirem diversos estudos que procuram utilizar sensores de temperatura para monitorizar a adesão dos pacientes às ortóteses, como é o caso do termómetro miniatura ou o Cricket, são muito poucos os que se encontram comercialmente disponíveis, como é o caso do iButton (Maxim Integrated, San Jose, CA), do Orthotimer (Pro-Tech Orthopaedics, Raynham, MA) e do stTracker®(Spinal Technology, Inc., Spinal Technology, Inc.) (Figura 3.1) [79–81, 85]. No entanto, nenhum destes dispositivos se encontra projetado para ser utilizado em ortóteses para o membro superior, a sua maioria visa a monitorização da adesão de ortóteses para o tronco, nomeadamente, ortóteses para o tratamento da escoliose idiopática [79].



Figura 3.1: Dispositivos de monitorização da adesão através de sensores de temperatura. A: iButton. Retirado de [86]. B: Orthotimer. Retirado de [87]. C: stTracker®. Retirado de [85].

Todos estes dispositivos são colocados na zona da ortótese que está em contacto com o paciente e medem e registam periodicamente a sua temperatura. Posteriormente, os terapeutas, aquando das consultas, conseguem descarregar os valores de temperatura registados, e através de *softwares* especializados e disponibilizados pelos respetivos fabricantes dos dispositivos, visualizam os padrões diários de uso da ortótese e avaliam a adesão do paciente à mesma [79].

Relativamente aos estudos realizados, por exemplo, o termómetro miniatura comercialmente disponível e barato, aliado a um algoritmo simples, revelou ótimos resultados, obtendo uma exatidão de tempo total de uso de 98.5% [81]. Já o Cricket é compacto e de fácil aplicação. Inclui um termistor e é aliado a um *software* que permite fornecer valiosas

informações que poderão ser visionadas num pequeno ecrã, de forma a dar *feedback* ao paciente. Apresenta memória suficiente para registar leituras de 10 em 10 minutos durante 9 meses, sendo estes dados transferidos para o centro de processamento via *wireless* [80].

Contudo, embora os sensores de temperatura se tenham mostrado eficazes no monitoramento da adesão da ortótese, apresentaram algumas limitações. Como os sensores de temperatura são altamente sensíveis a pequenas flutuações e mudanças de temperatura, mudanças na temperatura ambiente podem estar na origem de resultados inconsistentes. Para além disso, o desgaste do sensor pode resultar muitas das vezes numa superestimação do tempo de adesão da ortótese. Os sensores de temperatura também se revelaram incapazes de monitorizar a qualidade de uso da ortótese, ou seja, se esta está a ser usada corretamente e de acordo com as prescrições médicas [79].

Outros estudos procuraram monitorizar a adesão dos pacientes às ortóteses através da utilização de sensores de pressão [88, 89] ou sensores de força [90, 91], mas mais uma vez visam maioritariamente a monitorização da adesão de ortóteses para o tratamento da escoliose idiopática. Porém, alguns dos estudos constataram que existia uma diminuição dos valores de força medidos com o decorrer do tempo [90, 91]. Ainda assim, não foi possível determinar concretamente a razão deste decréscimo. Todavia, os autores acreditam que estes acontecimentos se podem dever à redistribuição de forças aplicadas pelas ortóteses ao longo do tempo ou ao facto de, simplesmente, os pacientes não cintarem o dispositivo tão corretamente [90, 91].

Em estudos em que se utilizaram os dois tipos de sensores, os de temperatura revelaram ser mais viáveis para o efeito, obtendo uma boa concordância com o tempo real de uso [77, 78, 92]. Contudo, para garantir uma maior eficácia, dever-se-á utilizar os dois tipos de sensores, já que o uso de apenas um dos tipos poderá não fornecer uma visão completa dos hábitos de uso do dispositivo médico [92].

Também no contexto da monitorização da pressão existem alguns estudos. Esta é importante porque permite identificar e monitorizar a aplicação de pressões excessivas, permitindo que exista um ajuste mais eficiente das mesmas e um minimizar do risco de lesões, aumentando o conforto e segurança do paciente, e consequentemente a sua adesão ao dispositivo [93].

São vários os fatores críticos que contribuem para a manutenção a longo prazo da saúde, conforto e segurança dos pacientes quando estes utilizam ortóteses, em particular, forças normais e de cisalhamento, humidade e temperatura. Contudo, e apesar da sua importância, não existem ainda valores-limite clínicos padrão definidos [93].

Assim, a utilização de sensores que sejam capazes de medir as forças normais e de cisalhamento aplicadas ao segmento corporal derivadas do uso de ortóteses pode fornecer informações que, de outra forma, não estariam disponíveis sobre a interface entre o corpo e o dispositivo. Permitirá, ainda, identificar áreas sujeitas a altas pressões, e deste modo permitir evitar potenciais danos à pele nessas regiões e permitir os respetivos ajustes no dispositivo; determinar valores-limite clínicos padrão de desconforto, dor e dano; permitir a monitorização diária e a melhoria de tomada de decisões clínicas, quando

combinados com o *feedback* do usuário e do médico [93].

No entanto, fatores como a variação de temperatura na interface, superfícies curvas e grandes intervalos de pressão aumentam a complexidade da sua utilização. São vários os tipos de sensores de pressão ou de força que podem ser utilizados, como por exemplo sensores de pressão piezorresistivos ou os capacitivos, todavia os resistivos são os mais utilizados [57, 93, 94]. Existem vários sensores comercialmente disponíveis, contudo os seus custos e a pouca informação disponibilizada sobre a sua estrutura detalhada representam algumas das suas limitações. Além disso, um aspeto fundamental da aceitação do usuário de um dispositivo externo é a perceção de conforto, porém este corresponde a uma métrica subjetiva que um sensor não será capaz de medir [93].

A maioria dos estudos, foca-se principalmente na medição das forças normais e não de cisalhamento, sendo os sensores Tekscan, em particular, frequentemente utilizados neste contexto. Porém, já começam a existir alguns sistemas de última geração, ainda que seja necessário um grande desenvolvimento da tecnologia que permita a medição das forças de cisalhamento, que começam a procurar medir ambas as forças, já que as forças de cisalhamento são responsáveis por 40% do desenvolvimento de úlceras de pressão [93].

O facto de ainda não existir uma tecnologia definitiva que atenda a todas as necessidades, faz com que muitos dos estudos passem, também, pelo desenvolvimento e caracterização de sensores que as visem colmatar. Aspetos como a flexibilidade e forma do dispositivo, como por exemplo a sua curvatura, são muito importantes na sua caracterização, já que podem provocar um grande impacto nos valores medidos. Neste contexto, um estudo recente, procurou fabricar sensores suaves que pudessem ser colocados sob as ortóteses, já que sensores padronizados podem não se ajustar à geometria do corpo humano e, conseqüentemente, pode não ser possível posicioná-los nos pontos de interesse [57].

A maioria dos estudos que utilizou sensores de pressão ou de força, fê-lo posicionando os sensores em pontos de referência anatómicos discretos em vez de cobrir toda a interface entre o segmento corporal e a ortótese. Isto pode dever-se ao facto de os autores pretendem testar a viabilidade do estudo antes de iniciarem o desenvolvimento de redes mais complexas e que sejam capazes de cobrir maiores áreas. Por outro lado, pode, também, ser justificado por estes sensores serem apenas colocados nas áreas de principal foco clínico, ou seja, as áreas que tendem a ser as mais problemáticas e com maior propensão para o desenvolvimento de lesões. Ainda assim, existem estudos que analisaram o mapeamento de pressão em grandes áreas [93].

No entanto, a maioria dos estudos de medição de pressão concentram-se na distribuição de pressão nos pés, sapatos, talas nos membros inferiores e assentos de cadeira de rodas ou na posição das mãos durante o ciclismo ou quando se usa luvas [95–97]. Relativamente a sistemas de monitorização projetados para o membro superior, ainda são poucos os estudos que os procuram desenvolver [98].

Dois dos estudos mais recentes recorrem à utilização de sensores de pressão piezorresistivos e capacitivos para estudar a distribuição de pressão de ortóteses estáticas do antebraço ou punho. Um deles mediu e analisou as pressões em vários ângulos do punho

e posições da mão e a influência da flexão dos dedos nas mesmas, de modo a perceber que posições devem ser evitadas durante as tarefas e atividades ocupacionais [57, 98].

Este último estudo utilizou um sistema de análise de pressão, Pliance1 X (Novel GMBH, Munique, Alemanha), e o respetivo tapete desenvolvido com recurso a sensores capacitivos, Pliance1 Hand Mat Sensor. Este conjunto é capaz de medir a distribuição de pressão em tempo real, sendo que para o estudo, os dados foram obtidos continuamente durante um minuto. Os valores medidos variaram significativamente dependendo dos ângulos do punho e mostraram-se dependentes da posição da mão, contudo foi possível perceber que a ordem de medida se encontrava nos kilopascal (kPa) [98].

O outro estudo teve como objetivo fornecer uma medida quantitativa da pressão de contato sob ortótese estática onde a pressão excessiva em áreas específicas da mão pode ser identificada logo após ou durante o processo de imobilização. Deste modo, será possível otimizar os ajustes, minimizar os efeitos colaterais e reduzir a necessidade de avaliações subjetivas por parte dos médicos [56].

Com vista a atingir as metas propostas, **Xinyang Tan et al.** [57], primeiramente, desenvolveram uma malha macia com sensores de força piezorresistivos, produzidos pelos mesmos, e distribuídos estrategicamente de acordo com a análise de elemento finitos realizada que permitiu identificar os pontos de alta pressão (Figura 3.2). Posteriormente, procuraram prever os limites de pressão nos pontos críticos anteriormente identificados e encontrar uma correlação entre o desconforto e a pressão aquando do uso das ortóteses estáticas em estudo, nomeadamente, uma ortótese de punho sem estabilização do polegar e outro com estabilização do polegar. Para este último ponto, para além da medição dos níveis de pressão, foram também registadas as perceções de desconforto do paciente utilizando uma escala de desconforto de seis níveis. Com base nos dados recolhidos foram identificados cinco pontos críticos que ou correspondiam a altos níveis de desconforto (>1 na escala de desconforto utilizada) ou apresentavam altas magnitudes de pressão (>0,024 MPa). O valor de 0,024 MPa foi definido como um limiar de pressão de contato que pode trazer desconforto, uma vez que este representa o valor associado a um nível médio de desconforto (nível 2 na escala de desconforto utilizada) para 25% da amostra do estudo. Foi ainda treinada uma rede neuronal artificial, cujas variáveis de entrada seriam as medidas de pressão, que permitissem prever a pressão de contacto em cada ponto crítico de acordo com o tipo de ortóteses, sexo, altura, peso e o nível de desconforto. Este método pode, deste modo, auxiliar a tomada de decisões dos profissionais de saúde no momento de realizar ajustes na ortótese, já que prevê um conjunto de limites de pressão nos locais considerados críticos. Mais uma vez, os valores medidos encontravam-se na ordem dos kilopascal (kPa) [56].

Existem, ainda, alguns estudos em que se procura monitorizar, simultaneamente, a adesão, a pressão e/ou a temperatura. No entanto, nenhum deles envolve a monitorização do membro superior [78, 92, 99, 100].

Um dos estudos, por exemplo, utiliza um sistema de aquisição portátil e de baixo consumo para monitorizar, diariamente, o uso e as pressões impostas pelas ortóteses

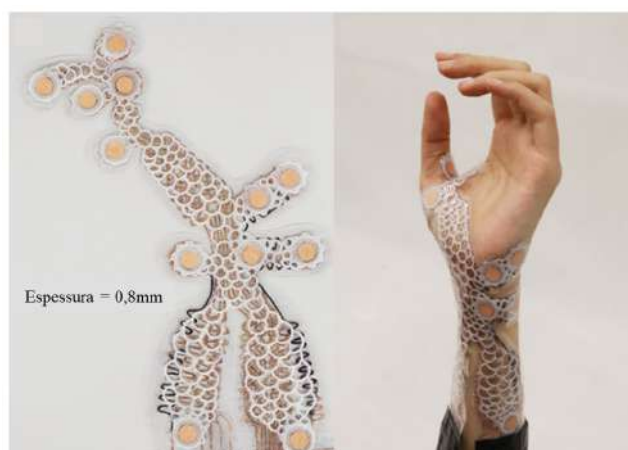


Figura 3.2: Malha macia de sensores de pressão estrategicamente colocados para monitorização da pressão de uma ortótese de imobilização do punho com ou sem estabilização do polegar. Retirado de [57].

utilizadas no tratamento de deformações na coluna. Recorre a sensores de pressão que são sensíveis a forças normais à superfície ortóptica, a um microcontrolador e a um conversor analógico digital. Estes componentes permitem que seja possível medir a pressão exercida pela ortótese para uma posterior comparação com os níveis prescritos. Estas medidas permitem avaliar a qualidade do uso da ortótese, assim como o seu tempo de uso. Tem capacidade para armazenar dados, a cada minuto, durante quatro meses e ainda possui um diodo emissor de luz (LED) para alertar que a bateria necessita de ser recarregada, um LED vermelho que indica pressão excessiva e um verde que indica pressão insuficiente. Isto permite que o paciente consiga ajustar a ortótese aos níveis prescritos [100].

Outro estudo procurou monitorizar a pressão e temperatura numa ortótese compressiva, de modo a controlar e prevenir úlceras nos pés de pacientes diabéticos. Quando os valores monitorizados se encontram fora dos patamares padrão de segurança, é acionado um alarme a fim de se conseguir controlar lesões e inflamações a tempo. Para isto, foram utilizados sensores de força e temperatura, comunicação bluetooth, Arduino Nano, LEDs e uma interface com base no LabView. Para o alerta da temperatura, este sistema não utiliza apenas um limiar, já que este poderá ser subjetivo e poderá ter de ser adaptado, por exemplo, tendo em conta a temperatura ambiente. Para contornar este inconveniente, utiliza também a diferença de temperatura entre o lado esquerdo e o lado direito do membro, em posições à mesma altura [99].

A utilização de sensores pode assim favorecer e auxiliar tanto o momento do ajuste dos dispositivos, como a monitorização diária e, a longo prazo, permitir o acesso a parâmetros como a adesão, os níveis de pressão e temperatura. A decisão se o sistema é ou não apropriado para uma determinada aplicação requer a análise de parâmetros relacionados com a extração de dados, como o intervalo de valores de interesse e as localizações anatómicas e parâmetros relacionados com a qualidade do estudo, como a validação do

sensor entre outros. A portabilidade do dispositivo também é um fator interessante, já que ao ser portátil permitirá a movimentação livre do paciente. Outros fatores como o registo de dados e requisitos de segurança e energia, conforto, interface com o usuário e a preferência do utilizador também se revelam essenciais [93].

ORTHO-MONITORIZER

Neste capítulo são, primeiramente, enumerados e descritos os pré-requisitos estipulados para o desenvolvimento do dispositivo construído no âmbito da presente dissertação, bem como é apresentada a sua projeção. De seguida são, também, apresentados os vários passos que constituíram o desenvolvimento do dispositivo portátil, sendo cada um deles descritos em secção própria. A última secção deste capítulo contém o desenvolvimento da aplicação móvel do dispositivo, assim como a descrição das suas variadas funcionalidades.

4.1 Projeção do Dispositivo

O Ortho-Monitorizer foi desenvolvido em colaboração com o Departamento de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital Curry Cabral – Centro Hospitalar de Lisboa Central. O seu principal objetivo é permitir uma monitorização objetiva, contínua, simultânea e em tempo real da adesão do paciente à ortótese (tempo de uso), bem como dos valores de pressão e temperatura associados ao seu uso.

Para o desenvolvimento do sistema foram tidos em conta vários pré-requisitos, nomeadamente:

- A necessidade do dispositivo ser leve e compacto, para o tornar num dispositivo vestível e confortável;
- A necessidade do dispositivo ser portátil e com transmissão de dados sem fio e em tempo real, para permitir um grau satisfatório de liberdade ao paciente ao mesmo tempo que garante uma monitorização constante;
- A necessidade do dispositivo ser de baixo consumo, para permitir maior autonomia e poder ser alimentado por uma pequena bateria ou até uma pilha;
- A necessidade de utilizar sensores de pequenas dimensões e, de preferência, flexíveis, para que ao serem inseridos na ortótese, não causem desconforto ou possíveis lesões ao paciente e se ajustem facilmente aos contornos do membro;

- A necessidade do dispositivo ser projetado por módulos, ou seja, a possibilidade de desacoplar os sensores do restante circuito, de modo a facilitar a remoção do dispositivo por parte dos utilizadores;
- A necessidade de uma aplicação com funcionalidades adaptadas a cada tipo de utilizador, nomeadamente, pacientes, terapeutas e administradores, e que apresente os dados provenientes do dispositivo, de modo a facilitar a sua visualização e análise;
- A necessidade das interfaces desta aplicação serem intuitivas e acessíveis a qualquer utilizador.

Considerando todas as características anteriores, foi projetado o diagrama de blocos apresentado na Figura 4.1. Neste diagrama pode observar-se que o sistema é dividido em duas grandes partes: o próprio aparelho e a sua aplicação Android.

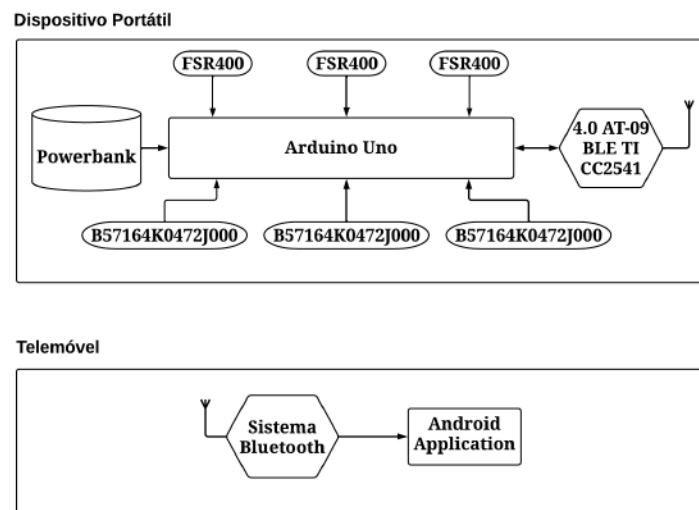


Figura 4.1: Diagrama de blocos do sistema proposto.

Nas secções seguintes serão apresentadas e descritas as principais características de cada uma destas partes. Relativamente ao dispositivo portátil serão apresentadas as especificações e justificação da escolha dos seus principais componentes, os circuitos selecionados e a sua respetiva implementação e os mecanismos de calibração dos sensores. No que diz respeito à aplicação, o seu propósito será detalhadamente descrito, assim como, as suas principais funcionalidades.

4.2 Dispositivo Portátil

Para o desenvolvimento do dispositivo portátil, foi inicialmente necessário escolher qual a plataforma de prototipagem que seria utilizada.

O passo seguinte consistiu na escolha dos sensores de pressão, para isto foi, primeiramente, necessário efetuar uma pesquisa de mercado para perceber que dispositivos

existem disponíveis, e de seguida compará-los tendo em conta as suas principais características. Uma vez escolhidos, foi essencial compreender que configuração garantiria a obtenção dos melhores resultados, pelo que este constituiu o passo seguinte. Como, na maioria das vezes, os sensores não são pré-calibrados, foi ainda necessário perceber como proceder à sua calibração, assim como reunir todas as condições necessárias para a efetuar.

O processo metodológico aplicado aos sensores de temperatura foi análogo ao dos sensores de pressão.

Posteriormente, foram analisadas as principais tecnologias de comunicação *wireless*, bem como as suas características, para que através da sua comparação se conseguisse decidir, tendo sempre em conta os pré-requisitos estabelecidos e o objetivo do dispositivo, qual a mais apropriada e qual o módulo que deveria ser implementado no dispositivo.

Por fim, tendo já reunido todo o material e o conhecimento necessário, foi efetuada a implementação de todos os componentes.

A Figura 4.2 resume todas as etapas necessárias e utilizadas para a construção do dispositivo portátil. Cada uma destas etapas será detalhadamente descrita nas próximas secções.

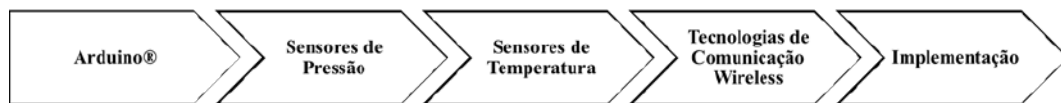


Figura 4.2: Resumo das etapas necessárias para a construção do dispositivo portátil.

4.2.1 Arduino

O Arduino® é uma plataforma de prototipagem *open-source*, composta essencialmente por duas partes: o *hardware* e o *software* [101]. Por apresentar estas características, pela sua disponibilidade imediata e pelo elevado grau de familiaridade com a mesma, o Arduino® foi a plataforma de prototipagem escolhida para o desenvolvimento do dispositivo.

Em termos de *hardware*, o Arduino® é composto por um conjunto de placas eletrónicas, LEDs, memória, conexões para ligar ao computador e outras de alimentação, botões, entradas e saídas analógicas e digitais, e o seu principal componente, um microcontrolador [101]. Existem vários modelos de Arduino® disponíveis no mercado, sendo que cada um apresenta diferentes particularidades, como por exemplo, o número de entradas e saídas, o microcontrolador, a velocidade de processamento, entre outras. Alguns exemplos destes modelos são o Arduino® Uno, Arduino® Mega e o Arduino® Micro.

O Arduino® utilizado na presente dissertação foi o Arduino® UNO R3, que é apresentado na Figura 4.3. A sua escolha deveu-se à sua simplicidade, disponibilidade imediata, baixo custo e por possibilitar que a sua alimentação fosse feita com recurso a uma *power-bank* e assim permitir a sua portabilidade, para além de possuir as características que permitiam desenvolver o presente estudo [102].



Figura 4.3: Arduino UNO R3.

O Arduino® UNO R3 é uma placa microcontroladora baseada no microcontrolador ATmega328P. É caracterizada por deter 14 portas digitais, das quais 6 podem ser utilizadas como saídas PWM, 6 entradas analógicas, portas GND que permitem fazer a ligação à terra da placa, conectores de 5 V e 3.3 V, que fornecem tensões contínuas com esses respetivos valores, um *clock* de 16 MHz, uma conexão USB, um conector de alimentação, um conector ICSP e um botão de *reset* [102]. A placa contém, ainda, todos os componentes que são necessários para o funcionamento do microcontrolador. As portas Tx e Rx possibilitam a comunicação com outros dispositivos, sendo a porta Tx responsável pela transmissão e a Rx pela receção. Possui um conversor analógico-digital (ADC) de 10 bits, permitindo, por isso, uma resolução entre leituras de 4,9 mV. Para iniciar o seu funcionamento basta conectá-lo a um computador recorrendo a um cabo USB ou a uma bateria [102].

Uma das vantagens do Arduino® é a possibilidade de combinar diversas extensões, designadas de *shields*, que lhe conferem, de uma forma simples, novas funcionalidades [102].

Em termos de *software*, o ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) do Arduino® é compatível com diversos sistemas operativos (Microsoft Windows, Mac OS X e Linux) e facilita a escrita de código e o upload do mesmo para a placa. A sua linguagem de programação é essencialmente C/C++ [102].

4.2.2 Sensores de Pressão

A fim de se monitorizar a pressão exercida pelas ortóteses no segmento corporal foi necessário escolher os sensores que permitiriam a medição dos valores de pressão exercidos e que seriam incorporados no dispositivo a desenvolver.

O primeiro passo para a sua seleção passou por perceber qual o intervalo de valores de pressão que seriam necessários medir, de modo a inferir qual a gama de entrada que o sensor deveria apresentar.

Como visto anteriormente, tanto as forças normais como as de cisalhamento influenciam a formação de lesões por pressão. Contudo, não foram encontrados sensores comercialmente disponíveis que medissem forças de cisalhamento, nem existiam valores de referência para as mesmas, pelo que o foco se baseou na medição de forças normais.

O estudo realizado por Tan et al. [57] que procurou analisar os principais pontos críticos ao utilizar uma ortótese de imobilização de punho sem estabilização polegar, que correspondia também ao tipo de ortótese utilizada na presente dissertação, concluiu que os sensores deveriam abranger a faixa de valores entre 0,02 MPa a 0,078 MPa. Ainda que as ortóteses pudessem ter sido confeccionadas através da aplicação de técnicas distintas, e por esse motivo a ortótese utilizada neste estudo pudesse apresentar mais ou menos pontos de pressão, este era dos poucos estudos [57] que apresentava intervalos de valores que pudessem ser utilizados como referência. Para além do mais, consistindo esta dissertação numa prova de conceito, analisaram-se apenas os três principais pontos indicados como críticos no estudo já publicado [56], o que significava que as pressões analisadas nestes pontos deveriam ser semelhantes.

Adicionalmente, a continuação do estudo de Tan et al. [56] e o estudo realizado por Y.J. Cha [98] suportaram a utilização deste intervalo, já que os valores por eles apresentados no que diz respeito a valores de pressão medidos aquando da utilização do mesmo tipo de ortóteses, se encontravam dentro do intervalo anteriormente estipulado. No primeiro estudo o maior valor médio de pressão registado foi de 0,036 MPa, e no segundo não se registaram valores de pressão superiores a 0,025 MPa.

Uma vez compreendido qual o intervalo de valores que deveriam ser abrangidos, o próximo passo passou por fazer uma pesquisa de mercado com vista a encontrar um sensor, que para além de cumprir os pré-requisitos já mencionados na Secção 4.1, abrangesse o intervalo de valores de 0,02 MPa a 0,078 MPa e fosse de baixo custo.

Na seleção do sensor, foi, ainda, importante ter em mente que quanto maior as dimensões do sensor, nomeadamente a sua espessura, mais concentrada seria a pressão aplicada numa área específica, o que potenciaría o efeito da pressão conduzindo à formação de uma úlcera por pressão. Tendo isto em conta, os sensores de filme fino revelaram-se ser a melhor opção, já que poderiam reduzir bastante esse efeito. Para além disso, apesar de apresentarem como desvantagem uma relativa baixa precisão e erro de repetibilidade, que poderiam ser compensados na calibração, apresentavam muitas vantagens que os faziam ser uma ótima escolha. De entre estas tinha-se, nomeadamente, o facto de serem finos (espessura tipicamente menor que 0,5 mm) e poderem ser fabricados utilizando materiais flexíveis, apresentarem uma resistência a choques muito boa, terem um baixo consumo de energia, uma resposta rápida a mudanças de força e robustez contra ruído e, ainda, o facto de necessitarem de circuitos de condicionamento simples e apresentarem um baixo custo unitário em comparação com outros sensores de força disponíveis. Para além disso, os resultados do estudo realizado por Lakshmi mostraram que os sensores de força resistivos (FSR) são dispositivos suficientes e confiáveis para medir a força que lhes é aplicada [103].

Por este motivo, a pesquisa de sensores de pressão focou-se mais neste tipo de sensores.

Os FSRs são uma tecnologia de deteção piezoresistiva, e tal como o nome indica, conseguem detetar e medir a força que lhes é aplicada. Estes sensores são, geralmente, constituídos por duas membranas separadas por um fino espaço de ar mantido por um

adesivo espaçador colocado ao redor das bordas da membrana e da rigidez das duas membranas. Uma das suas membranas apresenta dois conjuntos de contactos interdigitais, conectados cada um a um traço na cauda, e que são eletricamente isolados um do outro. A outra membrana é revestida com uma tinta à base de carbono, texturizada e resistiva, que é sensível à força (Figura 4.4) [103].

Assim quando não existe uma força externa aplicada ao sensor ele comporta-se como circuito aberto possuindo uma resistência muito alta. Quando lhe é aplicada uma força, uma das camadas é deformada contra a outra, o ar entre as membranas é expelido pela saída de ar existente, e as duas membranas entrarão em contacto na região da área ativa do sensor, diminuindo a sua resistência. Com isto, quanto maior é a força aplicada ao sensor, mais pontos de contacto entre as duas membranas serão estabelecidos e, conseqüentemente, menor será a sua resistência. A resistência do sensor é assim inversamente proporcional à força que lhe é aplicada [103].

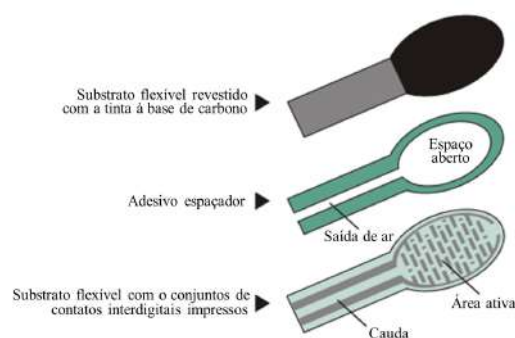


Figura 4.4: Construção de um sensor FSR. Adaptado de [104].








Visto que todas as fichas técnicas dos sensores apresentavam a sua gama de entrada em unidades de força (newton (N)), foi de seguida necessário converter os seus respetivos intervalos para valores de pressão, de forma a que fosse possível perceber se estes intervalos abrangiam o intervalo de valores pretendido e previamente apresentado.

Tal como foi descrito na Secção 2.5.3, a pressão corresponde a uma força por unidade de área. Como o intervalo de valores de referência se encontrava em MPa, isto é N/mm^2 , o objetivo seria passar os intervalos de cada sensor para esta mesma unidade. Todas as características dos sensores que foram considerados encontram-se presentes na Tabela 4.1 a seguir apresentada.

Para garantir a atuação perante o sensor, a dimensão da área ativa deste deveria ser semelhante quando comparada com a dimensão da área das regiões a analisar. Assim sendo, tanto o sensor A401 e A502 da Tekscan, como o 402 da Interlink foram excluídos, pois apresentavam áreas ativas demasiado grandes quando comparadas com a área das regiões críticas já anteriormente mencionadas. Posteriormente, excluiu-se também o sensor VMA334 pela reduzida quantidade de informações disponibilizadas e pela falta de referência de estudos que o utilizem. Por fim, foi selecionado o FSR-400 da Interlink, uma

vez que este era o sensor, dentro dos restantes, que ao mesmo tempo que apresentava uma gama de valores que abrangia o intervalo pretendido, apresentava o menor tempo de resposta e o custo mais baixo.

Tabela 4.1: Comparação das características dos vários sensores de força analisados.

Características	Teskcan				Velleman	Interlink	
	A101	A201	A401	A502	VMA334	400	402
Imagem							
Comprimento	15,7 mm	190,5 mm	56,9 mm	81,3 mm	39 mm	38,1 mm	56,34 mm
Região sensível	3,81 mm	9,53 mm	25,4 mm	50,8 mm	10 mm	5,08 mm	14,68 mm
Força Padrão	18 N 44 N	4 N 111 N 445 N	111 N 31138 N	222 N	1 N - 10 N	0,2 N - 20 N	0,2 N - 20 N
Intervalo de pressão	1.580 MPa 3.861 MPa	0.056 MPa 1.557 MPa 6,242 MPa	0.044 MPa 12,252 MPa	0.086 MPa	0.013 MPa - 0.127 MPa	0.010 MPa - 0.987 MPa	0.001 MPa - 1.182 MPa
Intervalo de temperatura	-40 °C - 60 °C	-40 °C - 60 °C	-40 °C - 60 °C	-40 °C - 60 °C	-25°C a 90°C	-40 °C - 85 °C	-40 °C - 85 °C
Linearidade	< ±3%	< ±3%	< ±3%	< ±3%	-	+/- 2%	+/- 2%
Histerese	< 4,5 % da Escala total	< 4,5 % da Escala total	< 4,5 % da Escala total	< 4,5 % da Escala total	-	+10% Average (RF+ - RF-)/RF+	+10% Average (RF+ - RF-)/RF+
Deriva	<5% / log10(tempo)	<5% / log10(tempo)	<5% / log10(tempo)	<5% / log10(tempo)	-	< 5% log10(tempo)	< 5% log10(tempo)
Tempo de resposta	< 5 µsec	< 5 µsec	< 5 µsec	< 5 µsec	-	< 3 µsec	< 3 µsec
Durabilidade	≥ 3 milhões de atuações	≥ 3 milhões de atuações	≥ 3 milhões de atuações	≥ 3 milhões de atuações	> 500,000 vezes	Alta (milhões)	Alta (milhões)
Disponibilidade	Sim	Sim	Sim	Sim	1 unidade	Sim	Sim
Tipo	Analógico	Analógico	Analógico	Analógico	Analógico	Analógico	Analógico
Princípio físico	Piezoresistivo	Piezoresistivo	Piezoresistivo	Piezoresistivo	Piezoresistivo	Resistivo	Resistivo
Preço	13,68	33,46 €	39,36 €	50,57	13,07 €	10,59 €	11,01 €

Escolhido o sensor, foi necessário compreender que cuidados se deveriam ter com o seu manuseamento, proceder à sua implementação, percebendo qual configuração seria mais adequada e permitiria a obtenção de uma melhor resolução e melhores resultados e, uma vez escolhida, proceder à calibração dos sensores.

Relativamente aos cuidados a ter, foram seguidas as sugestões do fabricante [104]. Protegeram-se os dispositivos de objetos pontiagudos já que estes poderiam danificar o sensor permanentemente. Adicionalmente, evitaram-se dobras ou amolgamentos na sua área ativa pois poderiam levar a falsos acionamentos do sensor ou à quebra dos contactos interdigitais impressos, influenciando os valores medidos. Na zona da cauda que se encontrava perto da área ativa foi necessário ter os mesmos cuidados, já que uma dobra nesta região poderia causar tensão na área ativa e resultar em pré-carregamentos e leituras erradas. Para além disso, a zona de ventilação (saída de ar) nunca deveria ser bloqueada, dado que seria este mecanismo que garantiria o equilíbrio da pressão com o ambiente e asseguraria o correto funcionamento do dispositivo, permitindo o seu carregamento e descarregamento uniforme. O bloqueio desta ventilação poderia fazer com que os FSRs respondessem a qualquer atuação de maneira não repetível. Como os substratos flexíveis poderiam derreter facilmente, soldar os sensores deveria ser um processo minucioso, de forma a garantir a integridade e bom funcionamento dos mesmos. Também se deveria ter atenção às forças de cisalhamento aplicadas, uma vez que a sua aplicação excessiva poderia levar a uma delaminação das camadas que compunham o

sensor.

No que diz respeito à sua implementação, existiam também várias sugestões disponibilizadas pelo fabricante que visavam a otimização da sua utilização e a melhoria da sua repetibilidade [104]. Como a resposta do FSR é sensível à distribuição da força aplicada, seria importante que a distribuição de força fosse consistente, de forma que a repetibilidade fosse mantida. Por este motivo, era aconselhado a utilização de um elastómero fino entre a força aplicada e o sensor, na medida em que este iria ajudar a absorver o erro de distribuições de força inconsistentes. O fabricante aconselhava, também, a utilização de uma superfície de montagem firme, plana e lisa, visto que a utilização de superfícies curvas poderia forçar o contacto entre as duas membranas opostas e deste modo levar a uma pré-carga do dispositivo. Este fator não impediria o funcionamento do sensor, mas poderia existir tanto uma redução da sua faixa dinâmica como um desvio de resistência. O grau de curvatura sobre o qual um FSR poderia ser dobrado é função do tamanho da área ativa. Quanto menor a área ativa, menos efeito uma dada curvatura terá na resposta do FSR.

A área do atuador, a forma e a conformidade deveriam ser mantidas constantes, porque alterações significativas poderiam traduzir-se na resposta do sensor. Quanto maior a consistência ciclo a ciclo desses parâmetros, maior a repetibilidade do dispositivo. Por fim, também se deveria ter em consideração o posicionamento do atuador, visto que este deveria ser do tamanho ou menor que a área ativa do FSR, dado que se a força fosse aplicada fora desta área a resposta seria drasticamente alterada.

O passo seguinte passou por efetuar uma pesquisa com vista a encontrar qual o melhor método para o estudo das várias configurações possíveis e posterior calibração dos sensores. Desta forma, conclui-se que a utilização de uma prensa mecânica ou a utilização de pesos como atuadores correspondiam aos métodos mais comumente utilizados [105, 106].

Assim sendo, começou por se analisar a utilização de uma prensa mecânica, uma vez que permitiria não só uma distribuição uniforme da força como permitiria, ainda, a manutenção da área, forma e posicionamento do atuador. Porém, não existiam prensas disponíveis que permitissem incrementos de força tão baixos quanto o necessário. Por este motivo, estudou-se o método de utilização de pesos como atuadores.

Para isto foi necessário recorrer à impressão 3D de uma estrutura polimérica (PLA) modelada recorrendo ao *software* SolidWorks, que conseguisse garantir a repetibilidade e consistência das condições ao longo dos vários ciclos, utilizando-se pesos como incrementos de força (Figura 4.5).

Esta estrutura foi desenhada visando cumprir todas as sugestões disponibilizadas pelo fabricante. Esta corresponde a uma estrutura firme, cuja base é plana e lisa, que contém uma ranhura no cilindro perto da base por onde é possível inserir os sensores, e um cilindro oco, com o diâmetro dos pesos utilizados e com topo aberto. Para garantir a área, forma e conformidade do atuador, foi utilizado um suporte para a colocação dos pesos em que a sua base detinha exatamente a área correspondente à área ativa do sensor. Por fim,

conseguiu-se, ainda, garantir a manutenção do posicionamento do atuador, já que como o cilindro tinha precisamente o diâmetro dos pesos, e estes continham um orifício exatamente no seu centro, ao se introduzirem os pesos no suporte, que serviria com atuador, garantia-se que este se encontraria sempre no centro da base do cilindro. Adicionalmente, foi ainda desenhada e impressa uma tampa de forma circular que encaixava na abertura do topo do cilindro e que continha um orifício, também ele circular, exatamente no centro da peça. Desta forma, conseguiu-se fixar melhor a posição do atuador, compensando possíveis incertezas da impressão. A utilização de pesos cilíndricos e a sua colocação no suporte garantiu uma distribuição de força uniforme e consistente na área ativa do sensor ao longo dos ciclos.

Na Figura 4.6 é possível observar-se o suporte utilizado como atuador e onde os pesos eram colocados, uma vista superior da estrutura impressa onde é possível visualizar como os sensores se encontravam posicionados e, por fim, a configuração experimental completa utilizada.

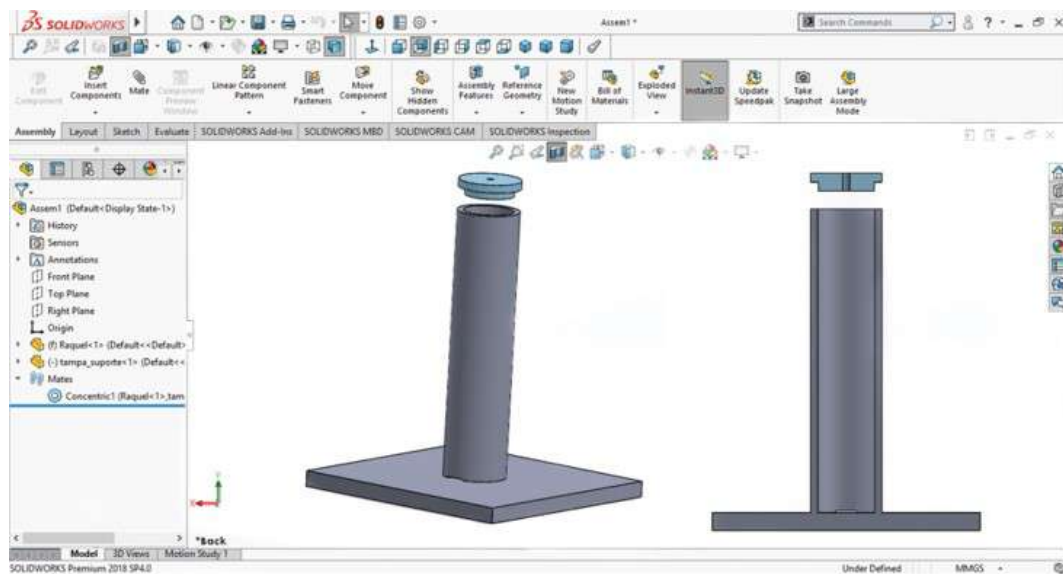


Figura 4.5: Ficheiro SolidWorks da estrutura impressa em 3D para estudo das configurações e calibração dos sensores de pressão.

O próximo passo consistiu no estudo de várias configurações eletrônicas que poderiam ser implementadas, visto que as mesmas influenciariam as curvas de Força vs. Tensão de Saída obtidas, e consequentemente, a resolução. Tendo em conta o intervalo de valores que se pretendia medir e que o limite de pressão que poderia trazer desconforto apresentado no estudo realizado por Xinyang Tan et al. seria de 0,024 MPa, o ideal seria conseguir obter uma resolução de cerca de 0,001 MPa.

O divisor de tensão foi a primeira configuração estudada (Figura 4.7). Esta é uma configuração simples que permite a conversão de força para tensão, sendo que a tensão de saída (V_{out}) é descrita pela Equação 4.1, onde V^+ corresponde à tensão de alimentação, R_{FSR} é a resistência do sensor e R_M a resistência à qual o sensor se encontra ligado.

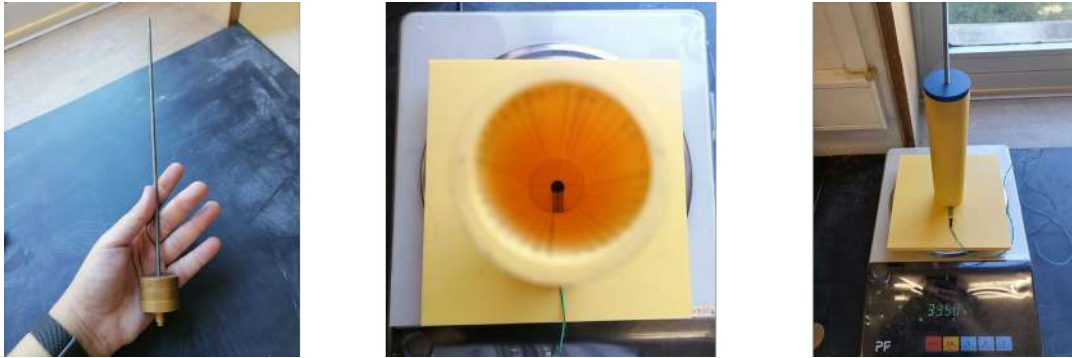


Figura 4.6: Estrutura impressa em 3D para estudo das configurações e calibração dos sensores de pressão.

$$V_{out} = \frac{V^+}{1 + \frac{R_{FSR}}{R_M}} \quad (4.1)$$

Na configuração apresentada, a tensão de saída aumenta com o aumento da força.

A resistência R_M foi escolhida de forma a maximizar a faixa de sensibilidade de força desejada e limitar a corrente. Já a utilização de um seguidor de tensão teve como objetivo baixar a impedância do divisor, de modo a minimizar erros introduzidos por efeitos de carga, sendo que os amplificadores operacionais sugeridos pelo fabricante eram o LM358 e o LM324.

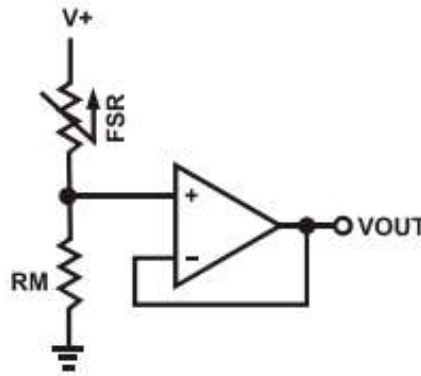


Figura 4.7: Circuito divisor de tensão utilizado. Retirado de [104].

Foram testadas várias combinações de resistências R_M e tensões de alimentação (V^+), sendo que os respectivos gráficos obtidos são apresentados na Figura 4.8. As combinações utilizadas foram, nomeadamente:

- $R_M = 100 \text{ k}\Omega$ e tensão de alimentação de 3,3 V;
- $R_M = 100 \text{ k}\Omega$ e tensão de alimentação de 5 V;
- $R_M = 3,6 \text{ k}\Omega$ e tensão de alimentação de 5V.

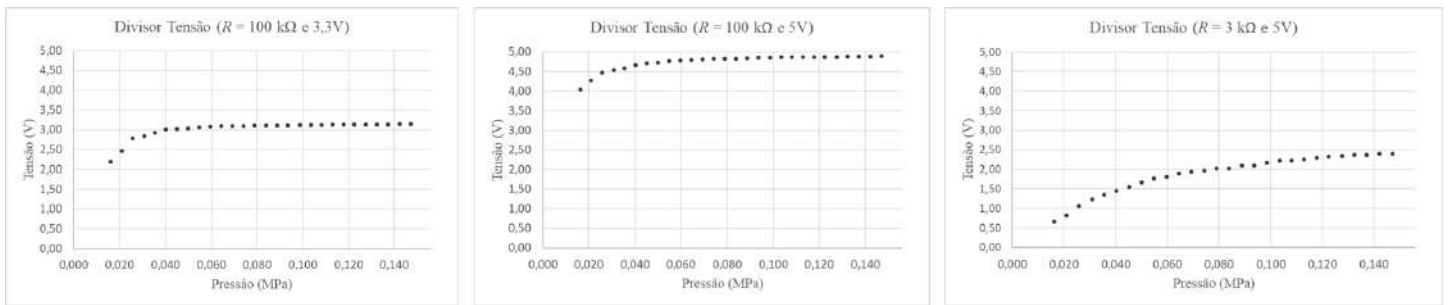


Figura 4.8: Gráficos de tensão em função da pressão aplicada pelo atuador na área ativa do sensor, obtidos para o divisor de tensão com as diversas combinações testadas.

No entanto, nenhuma das combinações apresentou uma resolução teórica inferior a 5,0 kPa.

De seguida, estudou-se um circuito conversor de corrente para tensão, que apenas recorria a tensões positivas, adaptado do estudo realizado por Sarkar et al., uma vez que o Arduino fornece apenas tensões positivas (Figura 4.9) [107].

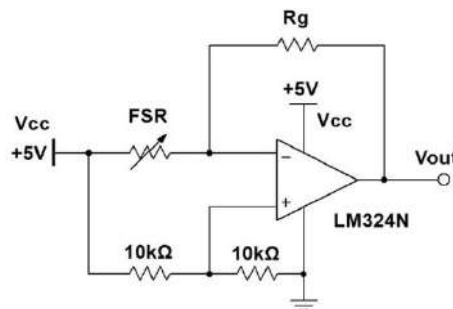


Figura 4.9: Circuito utilizado como conversor de corrente em tensão, com tensão de referência positiva. Adaptado de [107].

A saída deste circuito variaria entre 2,5 V e 0 V. Em casos onde a resistência R_g se apresentasse com um maior valor que a resistência R_{FSR} , a saída saturaria negativamente [107]. A tensão de saída de cada sensor FSR é dada pela Equação 4.5, onde V_{Out} corresponde à tensão de saída, V_{Ref} à tensão de entrada, V_{FSR} à resistência do sensor de pressão, e R_g à resistência que controla o ganho.

$$V_{Out} = 2,5 * \left[1 - \frac{R_g}{R_{FSR}} \right] \quad (4.2)$$

Foram novamente testados vários valores de resistências R_g e os respetivos gráficos de conversão de pressão em tensão são apresentados na Figura 4.10.

Neste caso, a resolução teórica aquando da utilização da resistência de valor 1,7 kΩ foi de 2,0 kPa, melhorando significativamente quando comparado com a configuração anterior. A curva que melhor se ajustou foi uma curva logarítmica, com um valor de R^2 (coeficiente de correlação) de 0,994.

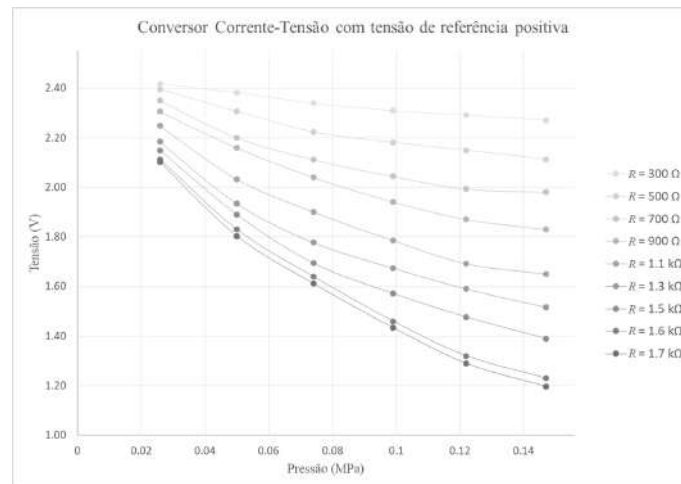


Figura 4.10: Gráficos de tensão em função da pressão aplicada pelo atuador na área ativa do sensor, obtidos para o conversor corrente em tensão, com tensão de referência positiva para diferentes valores de R_g .

Por fim, testou-se um circuito conversor de corrente para tensão, onde o sensor FSR constituía a sua entrada, mas desta vez com uma tensão de referência negativa (Figura 4.11).

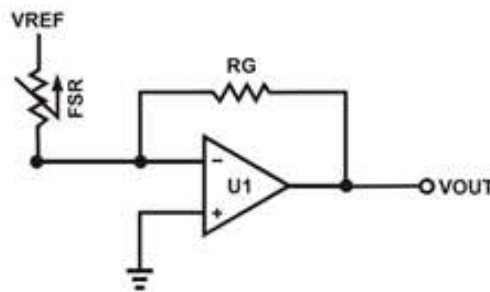


Figura 4.11: Circuito conversor de corrente para tensão com tensão de referência negativa utilizado. Retirado de [104].

A saída deste amplificador é descrita pela Equação 4.3, onde V_{Out} representa a tensão de saída, V_{Ref} a tensão de referência, R_{FSR} a resistência do sensor e R_G a resistência que controla o ganho.

$$V_{Out} = \frac{-R_G * V_{Ref}}{R_{FSR}} \quad (4.3)$$

Assim sendo, para obter uma tensão de saída positiva, de 0V a $+V_{REF}$, a tensão de referência deveria ser negativa, no caso da presente dissertação, foi utilizado o valor de -5 V como tensão de referência. Como é possível constatar pela análise da Equação 4.3, o V_{Out} é inversamente proporcional a R_{FSR} . Para além disso, alterar o valor de R_G ou de V_{REF} alteraria a inclinação da resposta [104].

Mais uma vez foram testados vários valores de resistências R_G e os respectivos gráficos obtidos são apresentados na Figura 4.12.

Esta configuração, para além de ter apresentado uma resolução teórica de 1,0 kPa aquando da utilização de uma resistência de valor 2,15 k Ω , apresentou também um valor de R^2 elevado de 0,9988, aquando do ajuste de uma curva logarítmica.

As tabelas com os vários valores obtidos e que serviram de base para a construção de todos os gráficos encontram-se em apêndice (Apêndice A).

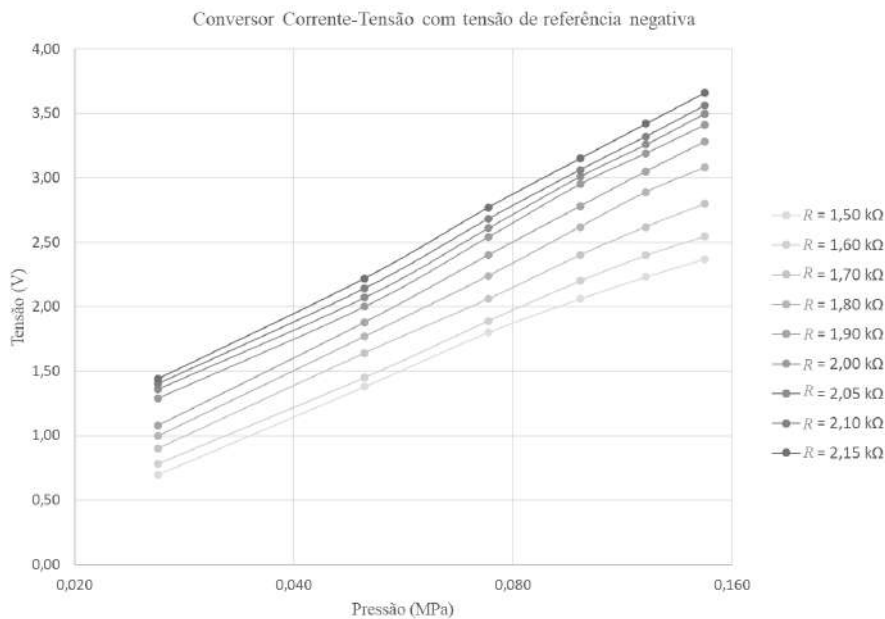


Figura 4.12: Gráficos de tensão em função da pressão aplicada pelo atuador na área ativa do sensor, obtidos para o conversor corrente-tensão, com tensão de referência negativa para diferentes valores de R_G .

Por ser a configuração que permitia obter a melhor resolução e a curva com melhor ajuste ao gráfico, o circuito conversor de corrente para tensão com tensão de referência negativa foi o circuito implementado (Figura 4.13).

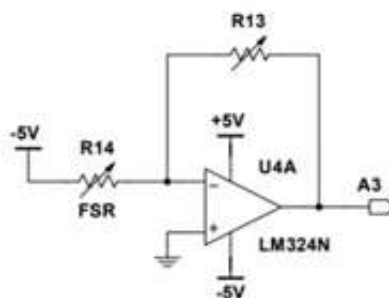


Figura 4.13: Circuito conversor de corrente para tensão implementado.

Como é observado, o sensor correspondia à entrada do conversor de corrente para tensão e a sua tensão de alimentação era de -5 V. O amplificador operacional LM324N devia ser capaz de variar entre 0 V a 5 V, portanto, e por isso necessitou tanto de ser alimentado com tensões positivas como negativas [104]. O critério para a escolha da resistência $R13$ foi o de maximizar a resolução teórica do sensor. Assim, foi decidido que o valor de $R13$ seria de 2,15 k Ω .

Como os sensores não eram pré-calibrados, fazer a sua calibração revelou-se um passo fulcral para que, não só, se conseguisse correlacionar a força detetada pelo sensor e o valor de tensão que seria lido pelo Arduino®, como também se conseguisse garantir uma maior exatidão, precisão e confiabilidade dos dados adquiridos [104].

O método de calibração recomendado pelo fabricante como sendo o mais completo correspondia ao método em que através do ajuste de uma curva paramétrica à curva nominal do sensor FSR, se encontrava a equação que seria depois utilizada para obter os valores de força correspondentes aos valores de tensão lidos [104]. Para isto, foi necessário que um sistema repetível e reproduzível fosse estabelecido ainda antes de se recolherem os valores necessários.

Foi assim utilizada a estrutura impressa, anteriormente descrita, que garantia a repetibilidade necessária para o processo e um conjunto de pesos que permitiam o incremento de 10 em 10 grama, e que garantiam que o processo fosse assim reproduzível.

Uma vez garantidas as condições necessárias para efetuar a calibração, foi apenas necessário registar os valores de tensão de saída em vários pontos de força pré-selecionados e que garantiam a abrangência de toda a área de interesse, no caso da presente dissertação, até 150 kPa, ou seja, até às 300 grama, aproximadamente. Os 150 kPa foram estabelecidos como o limite superior dado que, tendo em conta o intervalo de valores 0,02 a 0,078 MPa previamente estabelecido como o intervalo de interesse, este valor conseguiria garantir maior segurança nos valores lidos.

Todos os sensores utilizados neste trabalho foram calibrados. Para além disso, estudou-se ainda o efeito da histerese nas curvas de calibração obtidas, de modo a perceber se esta característica teria ou não um grande impacto nas equações obtidas. Para isto, foram registados os valores aquando do aumento e diminuição da força aplicada.

O sensor só é sensível a partir dos 10 kPa, ou seja, o equivalente a aproximadamente 20 grama, por isso a calibração partiu deste valor, sendo que de seguida os incrementos foram de 10 em 10 grama, até perfazer os 300 grama, que equivalerá aos 150 kPa. O tempo do ciclo de atuação foi mantido consistente, cerca de 40 segundos, sendo registado o valor de tensão lido ao longo dos vários incrementos.

Foram realizadas 10 séries de medições, de modo a que os valores obtidos fossem estatisticamente relevantes, sendo posteriormente ajustada uma curva à série de valores médios das medições.

Os gráficos obtidos, assim como as respetivas equações, são apresentados de seguida. Será feita a análise para um dos sensores, sendo que para os restantes o processo foi análogo, encontrando-se os respetivos gráficos no Apêndice B (Figura 4.14 e 4.15).

Como é visível pelos gráficos, a influência da histerese é praticamente desprezável e a sua consideração envolveria muito mais poder computacional, pelo que por estes motivos, não foi tida em conta. Sendo assim, a curva de calibração foi dividida em 3 ramos, uma vez que só desta forma se conseguiria assegurar um bom ajuste das curvas, e consequentemente a obtenção de bons resultados. Desta forma tem-se que:

$$V_{out} = \begin{cases} 0, & \text{se } x < 0,010 \text{ MPa} \Leftrightarrow V_{out} < 0,34V \\ 39,341x - 0,0536, & \text{se } 0,010 \leq x < 0,016 \text{ MPa} \Leftrightarrow 0,34V \leq V_{out} < 0,63V \\ 1,4179\ln(x) + 6,3701, & \text{se } x \geq 0,016 \text{ MPa} \Leftrightarrow 0,63V \leq V_{out} \end{cases} \quad (4.4)$$

Procurou-se avaliar o coeficiente de variação médio, de modo a avaliar a dispersão das medições em relação à média. O valor obtido foi de 2%, pelo que se pode considerar que as medições efetuadas foram precisas.

Uma vez obtidas as equações das curvas de calibração, apenas se necessitou de substituir o valor de V_{Out} nas mesmas para se obter o valor de pressão medido (x).

A relação entre a tensão de saída (V_{Out}) e o valor lido pelo ADC do Arduino® (V_A) é dada por:

$$V_{Out} = \frac{5 * V_A}{1023} \quad (4.5)$$

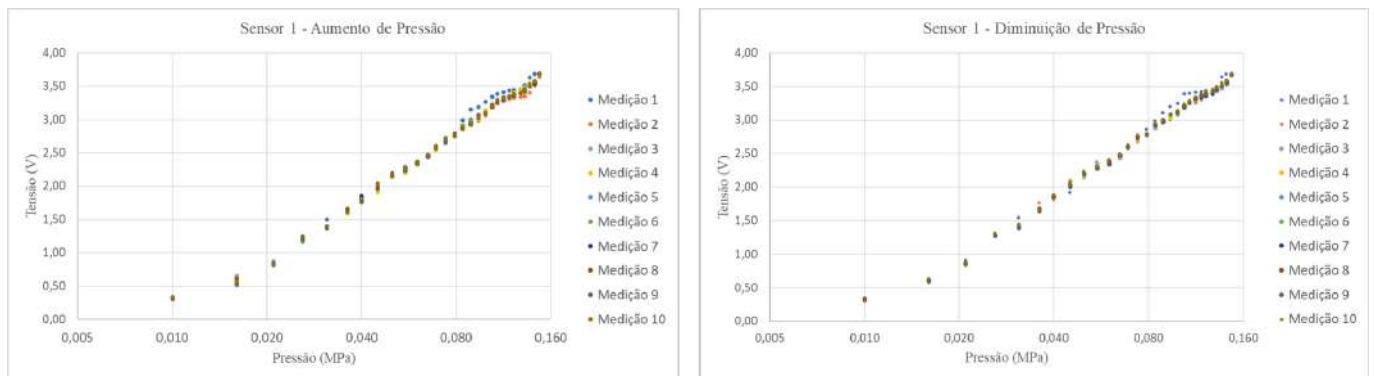


Figura 4.14: Gráficos de calibração obtidos para o aumento e diminuição de pressão das 10 séries de medições.

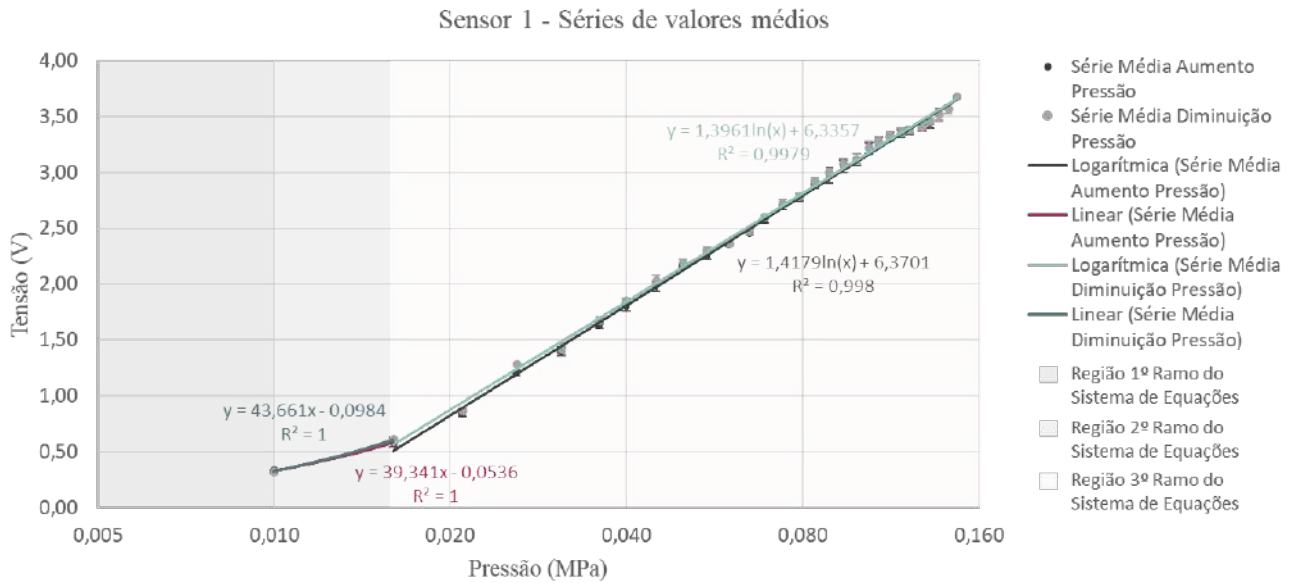


Figura 4.15: Gráficos da série de valores médios obtidos e respectivas curvas paramétricas para o primeiro sensor.

4.2.3 Sensores de Temperatura

Analogamente à escolha dos sensores de pressão, a escolha dos sensores de temperatura que seriam incorporados no dispositivo também passou, primeiramente, por perceber qual o intervalo de valores de temperatura que seria necessário medir, de modo a inferir qual a gama de entrada que os sensores deveriam apresentar.

É sabido que a temperatura normal da pele humana no tronco é de 36-37 °C, no entanto, como a circulação sanguínea é mais rápida perto do coração do que em outras partes do corpo, a temperatura da pele do tronco é sempre superior à temperatura da pele dos membros, sendo menor, nomeadamente em partes salientes e marcadamente curvas, como os dedos [108].

A temperatura da superfície da pele varia com a temperatura do corpo e com as condições na pele e nas estruturas abaixo situadas. Esta também apresenta grandes flutuações quando o corpo é exposto a mudanças nas temperaturas ambientais [109]. Na Figura 4.16, são apresentadas temperaturas da superfície da pele em nove locais do corpo em condições ambientais quentes (A: 33 °C), termoneutras (B: 28–30 °C) e frias (C: 20 °C) [109].

A partir da tabela disponibilizada na Figura 4.16, embora os valores correspondessem a uma amostra que poderia não representar a população geral, foi possível perceber que a temperatura dos dedos pode variar significativamente com a temperatura ambiental, nomeadamente, de 21,0 °C em ambientes frios a 35,9 °C em ambientes quentes, assim como da mesma forma, o braço pode variar de 27,6 °C e 35,9 °C, em ambientes frios e quentes, respetivamente.

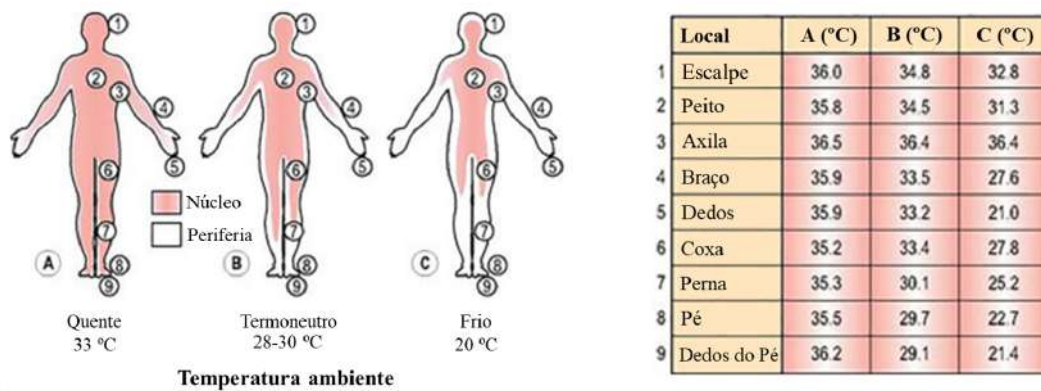


Figura 4.16: Distribuição de temperaturas nas várias regiões do corpo durante a exposição a ambientes quentes, termoneutros e frios. Adaptado de [109].

Assim, foi possível perceber que a escolha dos sensores de temperatura que permitiriam medir a temperatura da pele do membro superior deveriam abranger, no mínimo, a faixa de valores de 21°C a 36°C.

Tal como foi mencionado no Capítulo 2, os ICs, RTDs, termopares e termístores são os sensores de temperatura mais comuns. Todos estes representam sensores de contato que medem a temperatura média entre o sensor e a superfície da pele.

Considerando as características apresentadas na Tabela 4.2, verificou-se que todos os tipos de sensores possuíam intervalos de valores que abrangiam o intervalo de valores necessário e anteriormente apresentado. No entanto, apresentarem uma boa exatidão era importante, pois seria necessário detetar pequenas variações de temperatura nos pontos onde seria medida a temperatura que poderia indiciar lesões nos tecidos.

Tabela 4.2: Comparação das características dos tipos de sensores de temperatura. Adaptado de [74].

	Sensores IC	Termístores	RTDs	Termopares
Gama de entrada	-55 °C a 200 °C	-100 °C a 500 °C	-240 °C a 600 °C	-260 °C a 2.300 °C
Exatidão	Boa/Ótima	Dependente de calibração	Ótima	Boa
Tamanho	Muito pequeno	Pequeno	Moderado	Grande
Complexidade	Simple	Moderado	Complexo	Complexo
Linearidade	Ótima	Baixa	Ótima	Boa
Preço	Baixo a moderado	Baixo a moderado	Caro	Caro

Assim sendo, os ICs revelaram-se, inicialmente, a melhor opção para o estudo devido à sua boa exatidão, preço e tamanho, seguidos pelos termístores.

Foram, assim, adquiridos os sensores TMP117, dado as suas reduzidas dimensões, elevada resolução, boa exatidão, baixo custo e por já existirem bibliotecas que facilitariam a sua comunicação com o Arduino® através do protocolo de comunicação I²C. Contudo, devido a não existirem recursos disponíveis que permitiam soldar aos diferentes pinos do IC os fios necessários para a sua implementação, devido às suas pequenas dimensões, foi impossível proceder à mesma .

Por este motivo, foram implementados os termístores B57164K0472J000, dado que se encontravam disponíveis no laboratório, o tamanho era adequado, possuíam uma gama de entrada que permitia medir os valores desejados, eram de baixo custo, fáceis de implementar e já possuíam uma curva de calibração que facilitaria a conversão dos valores de tensão obtidos pelo Arduino® em valores de temperatura. As características dos termístores são apresentadas na Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Características dos termístores B57164K0472J000.

Fabricante	EPCOS/TKD
Categoria do Produto	Termistor NTC
Temperatura de operação	-55 °C a +125 °C
Diâmetro	5,5 mm
Comprimento	2 mm
Largura	5 mm
Resistência a 25 °C	47 kΩ

Como o fabricante fornece uma tabela onde consta a relação dos valores de resistência do sensor com cada valor de temperatura, foi possível adaptar uma curva que relacionasse estas duas grandezas, e obtendo a sua equação foi possível estimar os restantes valores. Esta tabela é fornecida no Anexo I.

Deste modo, só seria necessário obter o valor da resistência do sensor para saber qual o valor de temperatura que estaria a ser medido.

Assim sendo, o primeiro passo consistiu na construção desta curva e obtenção da respetiva equação. Dado que as medições seriam efetuadas no membro superior, não fazia sentido adaptar a curva tendo em conta toda a gama de entrada do sensor, já que ao restringi-la garantir-se-ia um melhor ajuste da curva e, conseqüentemente, a obtenção de melhores resultados (Figura 4.17). Desta forma, utilizou-se apenas o intervalo de 10 °C a 40 °C.

Uma curva exponencial foi a que melhor se ajustou, encontrando-se a sua equação, também, apresentada na Figura 4.17.

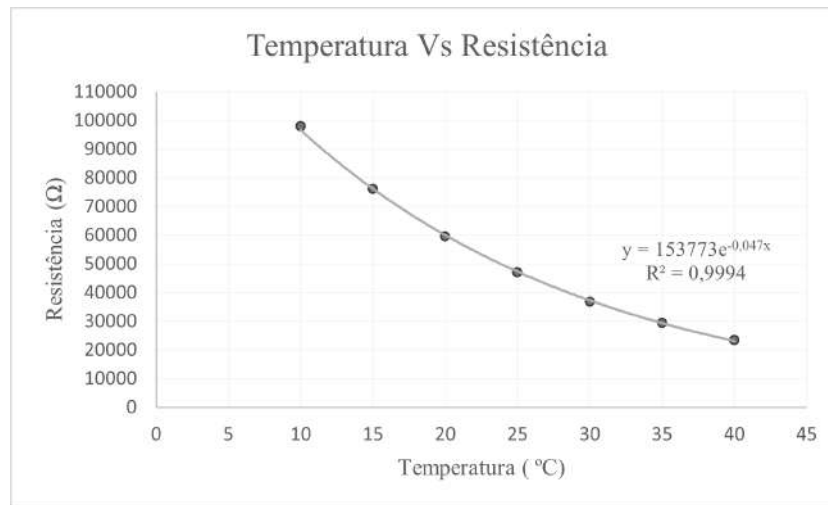


Figura 4.17: Gráfico da resistência do termistor em função da temperatura.

Uma vez obtida a equação que relaciona a resistência do sensor com a temperatura, foi necessário implementar um circuito que, ao mesmo tempo que conseguisse garantir uma boa resolução, permitisse obter os valores de resistência do termistor, de modo a ser possível substituí-la nesta equação, e desta forma saber o valor de temperatura medido.

Posto isto, foi implementado um divisor de tensão e um seguidor de tensão, novamente com o objetivo de diminuir a impedância do divisor e assim minimizar erros introduzidos por efeitos de carga. Esta configuração apresentou bons resultados, e uma resolução teórica de 0,2 °C.

Porém, para aumentar a confiança dos resultados obtidos, implementou-se um divisor de tensão seguido de um circuito de amplificação de 1,5 vezes, que apesar de continuar com uma resolução teórica de 0,2 °C, garantia uma maior segurança nos valores obtidos devido a apresentar uma maior diferença de tensão entre os valores de temperatura lidos. O circuito de implementação de um único termistor B57164K0472J000 é mostrado na Figura 4.18.

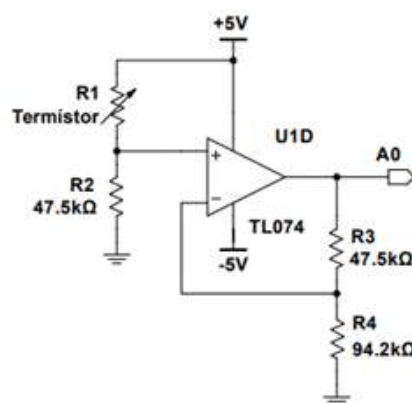


Figura 4.18: Circuito do divisor de tensão para um único termistor B57164K0472J000.

Tendo a configuração implementada em conta, tem-se que a relação entre a tensão de saída V_{Out} e o valor lido pelo ADC do Arduino (V_A) é dada por:

$$V_{out} = \frac{5 * V_A}{1023 * 1.5} \quad (4.6)$$

Sendo possível obter o valor da resistência do termistor R recorrendo à expressão do divisor de tensão:

$$R = R_2 * \frac{5}{V_{out} - 1} \quad (4.7)$$

Substituindo o valor de R na curva previamente construída, obtém-se o valor da temperatura.

4.2.4 Tecnologias de Comunicação *Wireless*

Para que os dados adquiridos pelos sensores fossem transferidos para um centro de processamento, seriam necessárias técnicas de comunicação *wireless*.

Existem várias tecnologias *wireless*, mas o *ZigBee*, o *Wi-Fi* e o *Bluetooth* são as mais utilizadas [110].

Algumas características das principais tecnologias de comunicação *wireless* utilizadas em dispositivos vestíveis são apresentadas na Tabela 4.4.

Tabela 4.4: Principais características das tecnologias de comunicação *wireless*. Adaptado de [110].

	<i>ZigBee</i>	<i>Wireless 2,4 G</i>	<i>Bluetooth</i>	<i>UWB</i>	<i>Wi-Fi</i>	<i>NFC</i>
Preço	Baixo	Baixo	Baixo	Moderado	Moderado	Baixo
Segurança	Alta	Alta	Alta	Alta	Baixa	Muito alta
Taxa de transferência máxima	250 Kb/s	2 Mb/s	3 Mb/s	480 Mb/s	54 Mb/s	420 Mb/s
Alcance máximo	75 m	50 m	10 m	10 m	100 m	20 cm
Frequência	915 MHz (América) 868 MHz (Europa)	2,4 GHz	2,4 GHz	3,1 GHz - 10,6 GHz	2,4/5 GHz	13,56 MHz
Consumo	30 mW	Baixo	2,5 - 100 mW	30 mW	1W	Baixo
IEEE Standard	IEEE 802.15.4	Autodefinido	IEEE 802.15.1x	IEEE 802.15.4a	IEEE 802.11	ISO/IEC 18092
Difração/ Penetrar barreiras	Não é boa	Não é boa	Não é boa	Não é boa	Não é muito boa	Não é boa

Idealmente, procurou-se uma tecnologia de baixos custo e consumo energético, que apresentasse um elevado nível de segurança, uma vez que o objetivo será a transmissão de dados clínicos do paciente. Pretendia-se, igualmente, um alcance de comunicação amplo,

para permitir um grau de liberdade satisfatório ao paciente ao mesmo tempo que conseguisse garantir uma monitorização constante. Considerando todas estas características, verificou-se uma seleção preferencial pelo *ZigBee*, *2.4G Wireless* e *Bluetooth*.

No final, optou-se pela utilização de um módulo *Bluetooth*, por ser a comunicação onde havia maior grau de familiaridade. No entanto, devido ao seu consumo, foi escolhido um módulo *Bluetooth Low Energy* (BLE) por apresentar um consumo significativamente menor.

O módulo utilizado foi o 4.0 AT-09 BLE TI CC2541 e as suas características são apresentadas na Tabela 4.5.

Tabela 4.5: Especificações do Módulo BLE.

Tensão de entrada	3,3 V / 5 V
Consumo de energia	8,5 mA (Transferência)
	$\approx 90\mu\text{A}$ (Modo <i>Sleep</i>)
Cobertura até 60 m	

Para conectá-lo ao Arduino®, o primeiro passo passou por ligar o conector GND do módulo BLE a um dos pinos GND do Arduino®, bem como o conector VCC do módulo ao pino de 5 V do Arduino®. De seguida, para permitir a comunicação dos dois dispositivos foi necessário recorrer à interface serial do Arduino®. Assim sendo, e visto que o Arduino® permite transformar qualquer uma das portas digitais numa interface serial, através da utilização da biblioteca *Serial*, ligaram-se os conectores TXD e RXD do módulo, que permitem fazer a transmissão e receção de dados, respetivamente, às entradas digitais 2 e 3 do Arduino® que foram declaradas como interface serial (a 2 para receção e a 3 para transmissão). Como as portas digitais do Arduino® trabalham apenas em dois níveis de tensão definidos (0 V ou 5 V), e o conector RXD do módulo apresenta uma tensão de trabalho de apenas 3,3 V, foi necessário implementar um divisor de tensão para que essa tensão não fosse excedida.

O circuito implementado encontra-se representado na Figura 4.19.

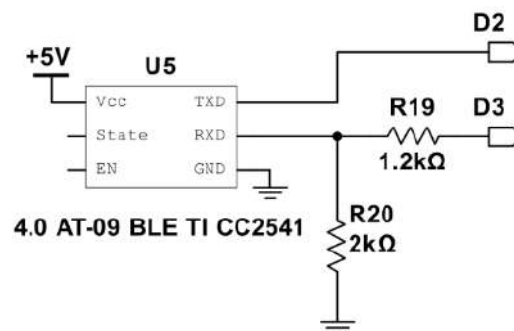


Figura 4.19: Circuito implementação do módulo 4.0 AT-09 BLE TI CC2541.

4.2.5 Circuito de Alimentação

Como foi descrito nas secções anteriores, vários foram os circuitos que foram testados, contudo os circuitos que permitiram obter os melhores resultados, e que por isso foram os circuitos implementados, revelavam a necessidade de alimentação positiva e negativa. Uma vez que o Arduino® só é capaz de fornecer tensão positiva, foi fundamental utilizar um regulador e um conversor de tensão para produzir o valor de tensão negativo necessário. O circuito de alimentação utilizado é apresentado na Figura 4.20.

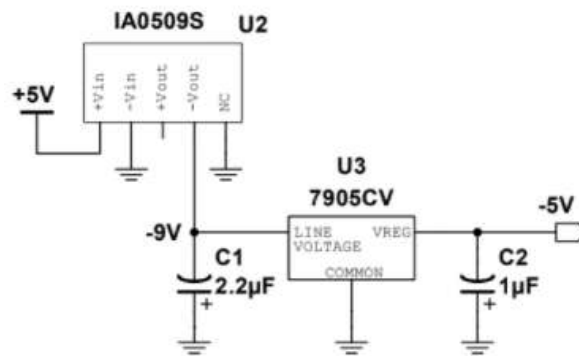


Figura 4.20: Circuitos de alimentação.

4.2.6 Circuito Completo

Uma vez escolhidas todas as configurações, todo o circuito foi implementado numa placa perfurada, de modo a que fosse possível sobrepô-lo e encaixá-lo no Arduino® e assim reduzir o tamanho e o peso do dispositivo (Figura 4.21).

O diagrama do circuito completo é apresentado na Figura 4.22.

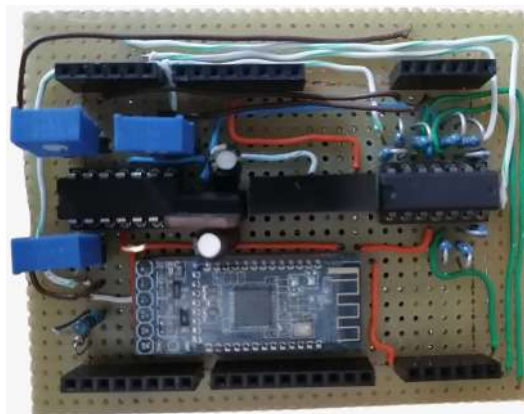


Figura 4.21: Implementação do circuito na placa perfurada.

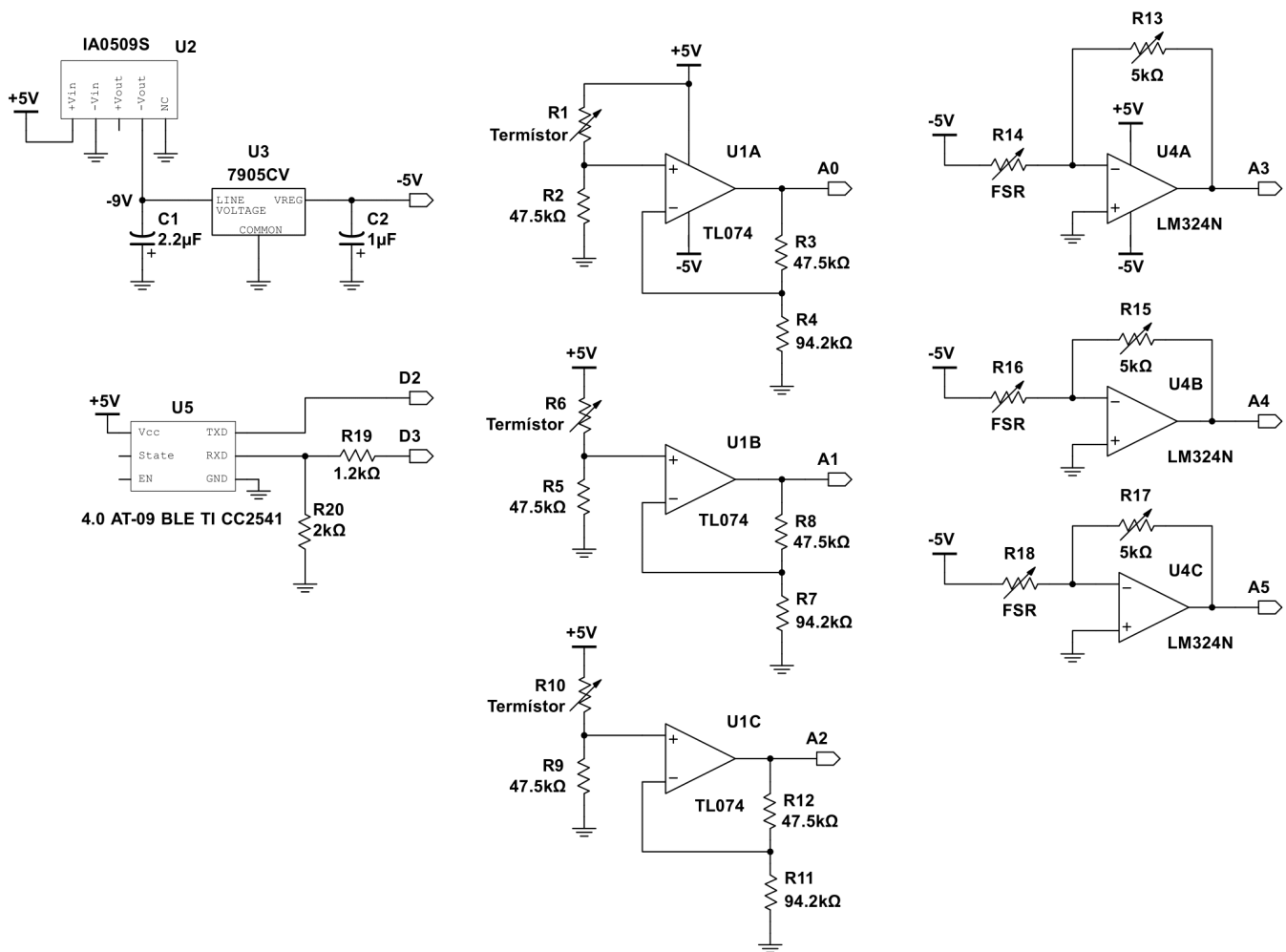


Figura 4.22: Diagrama do circuito implementado completo.

Ao implementar o circuito, e com o objetivo de facilitar o desacoplamento dos sensores do restante circuito, e conseqüentemente, de facilitar a remoção do dispositivo por parte dos utilizadores, os sensores não foram soldados às entradas e alimentações respetivas. Em vez disso, criou-se um sistema de fichas, um para os sensores de pressão e outro para os sensores de temperatura, através da utilização de *headers* com 6 pinos. Cada *header* tem 3 dos seus pinos ligados às respetivas alimentações, e os 3 restantes ligados às respetivas entradas analógicas do Arduino®. Desta forma, é possível conectar e desconectar facilmente os sensores às respetivas entradas e alimentações.

Relativamente ao consumo do dispositivo, este é de cerca de 52 mA quando o módulo BLE se apresenta apenas conectado sem realizar qualquer transmissão, sendo que o Arduino® é o principal responsável por este valor, consumindo aproximadamente 50 mA. Como não foi efetuada qualquer transmissão de dados não se conseguiu avaliar o consumo do dispositivo durante a transmissão, contudo este deve aproximar-se dos 60 mA,

visto que pela ficha técnica do módulo utilizado este consumirá cerca de 8,5 mA, ao invés dos 90 μ A no *sleep mode*.

Utilizando, por exemplo, uma *powerbank* de 4600 mAh de pequenas dimensões para alimentar o circuito, tem-se que o dispositivo terá uma autonomia de, aproximadamente, 88 horas, o que se traduziria numa autonomia de cerca de 3 dias e meio. Utilizar *powerbanks* com maior capacidade possibilitaria aumentar a autonomia do dispositivo. Estas características conseguem garantir a portabilidade do dispositivo, outro dos pré-requisitos inicialmente desejados.

Em termos de resoluções, o dispositivo apresentou uma resolução teórica de 0,2 °C ao nível da temperatura e de, aproximadamente, 1,0 kPa ao nível da pressão, como já referido anteriormente.

Posteriormente, foi construída uma estrutura polimérica que envolvesse o circuito, recorrendo novamente à modelação e impressão 3D, que possuía as dimensões ideais e aberturas necessárias para que fosse possível alimentar o Arduino® utilizando uma *powerbank*, assim como permitir a conexão dos sensores (Figura 4.23).



Figura 4.23: Dispositivo portátil finalizado.

O dispositivo portátil tem dimensões 90 mm x 72 mm x 43 mm e pesa, aproximadamente, 112,5 g. No que diz respeito ao seu custo, o seu valor total em material é de 95,35 euros, encontrando-se discriminados na Tabela 4.6 os diversos componentes e quantidades utilizados, assim como os respetivos preços unitários e o valor total.

Todo o material utilizado para o desenvolvimento do dispositivo é apresentado na Figura 4.24.

Tabela 4.6: Componentes, quantidades e custo do material utilizado no dispositivo portátil desenvolvido.

Componentes	Quantidade	Preço unitário	Preço Total
FSR-400	3	10,59 €	31,77 €
Termístores	3	0,89 €	2,67 €
Placa Perfurada	1	3,06 €	3,06 €
Resistências	11	0,11 €	1,21 €
Potenciômetros	3	0,31 €	0,93 €
Conversor tensão	1	4,95 €	4,95 €
Regulador tensão	1	0,39 €	0,39 €
LM324N	1	0,43 €	0,43 €
TL074CN	1	1,17 €	1,17 €
Suporte CI	2	0,36 €	0,72 €
Condensadores	2	0,27 €	0,54 €
Pins de encaixe	6	0,54 €	3,24 €
AT-09 BLE TI CC2541	1	6,00 €	6,00 €
Caixa 3D	1	8,00 €	8,00 €
Arduino UNO R3	1	20,27 €	20,27 €
Powerbank	1	10,00 €	10,00 €
Total			95,35 €



Figura 4.24: Material utilizado para o desenvolvimento do dispositivo portátil.

4.3 Aplicação Android

Os registros na terapia ocupacional são uma fonte fulcral, não só para estudos com diferentes tipos de incidência (epidemiológicas ou estatísticas), mas principalmente porque permitem manter atualizado o processo clínico do paciente. Deste modo, informações como o tipo de ortótese utilizada, os seus objetivos e as condições de utilização devem ficar disponíveis e acessíveis a consulta por parte dos profissionais de saúde, de forma a permitir um melhor acompanhamento [93].

Assim sendo, o desenvolvimento de um *software* revela-se muito importante, pois permitirá criar interfaces de utilizadores intuitivas, e desta forma, possibilitar tornar tecnologias complexas e dados extensivos em informação compreensível e útil. Desta forma, ao assegurar que as informações são compreendidas tanto pelos profissionais de saúde como pelos pacientes, garante-se que o *hardware* adicione valor efectivo ao ambiente clínico [93].

Por outro lado, um sistema de *biofeedback* poderá garantir uma participação mais ativa dos pacientes nos tratamentos, tendo também já sido relatada na literatura a sua falta como uma importante limitação [111].

Tendo estas informações e limitações presentes, também foi desenvolvido uma aplicação para complementar o dispositivo portátil anteriormente descrito. O principal objetivo desta aplicação é permitir que toda a informação e histórico clínico relativo a cada paciente sejam consultados facilmente pelos profissionais de saúde, bem como permitir que o paciente desenvolva uma maior consciência e sentido de responsabilidade relativamente ao seu desempenho em relação às orientações fornecidas pelo profissional de saúde.

O Android Studio foi o ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) escolhido para desenvolver a aplicação. Este é um *software* criado e disponibilizado gratuitamente pela Google que fornece os componentes e ferramentas básicos necessários para que os seus utilizadores consigam elaborar soluções personalizadas que são capazes de ser utilizadas em qualquer tipo de dispositivo Android [112]. Para além de ser gratuito, este IDE permite, ainda, a visualização de qualquer alteração visual que é feita na aplicação e como é que os seus *layouts* se ajustam nos diversos dispositivos Android. Outro motivo para a escolha do Android Studio deveu-se ao facto de existir muita informação disponível, o que facilitava o seu desenvolvimento.

Para armazenar os dados e obter o sistema de autenticação de utilizador, foram utilizados os serviços, Cloud Firestore e Firebase Auth, respetivamente, disponibilizados na Firebase. A Firebase é uma plataforma, também desenvolvida pela Google e compatível com o Android Studio, que tem como objetivo facilitar a criação de aplicações e onde são agrupados diversos serviços, como os mencionados anteriormente [113].

O Cloud Firestore é um banco de dados NoSQL orientado a documentos, que permite armazenar, sincronizar e consultar dados facilmente das aplicações desenvolvidas. Este serviço permite organizar os dados e criar hierarquias de modo a que seja possível consultá-los facilmente, bem como sincronizar automaticamente os dados da aplicação

entre vários dispositivos. Deste modo, é possível consultar e alterar os dados em qualquer momento, mesmo estando *offline*. Ao contrário de um banco de dados SQL, o Cloud Firestore não apresenta tabelas nem linhas uma vez que aqui os dados são armazenados em documentos, que, por sua vez, se encontram organizados em coleções. Os documentos suportam vários tipos de dados, como *strings*, inteiros, booleanos, entre outros, sendo que cada documento é identificado por um nome ou número.

Já o Firebase Authentication é um serviço que tem como objetivo facilitar o desenvolvimento de um sistema seguro ao mesmo tempo que procura melhorar a experiência de *login* e integração dos utilizadores da aplicação. Este serviço oferece uma segurança abrangente disponibilizando suporte à autenticação dos utilizadores, quer recorrendo a senhas, números de telefone ou outros tipos, como o Google, o Facebook, entre outros.

A aplicação foi desenvolvida de raiz, em linguagem Java, sendo que o seu desenvolvimento teve em conta todas as necessidades clínicas apresentadas pelos profissionais de saúde, tendo sempre em consideração todas as sugestões propostas pelos mesmos. O idioma escolhido para o seu desenvolvimento foi o inglês dada a sua universalidade.

As interfaces desta aplicação procuram ser simples e intuitivas para facilitar a sua utilização por qualquer utilizador, tal como foi descrito na Secção 4.1, sendo que a aplicação foi desenhada para lidar com 3 tipos de utilizadores, nomeadamente, pacientes, terapeutas e administradores, tendo, cada um destes tipos, acesso a diferentes funcionalidades adaptadas às suas necessidades e responsabilidades.

O fluxograma apresentado na Figura 4.25 resume o funcionamento da aplicação que é descrito com maior detalhe de seguida.

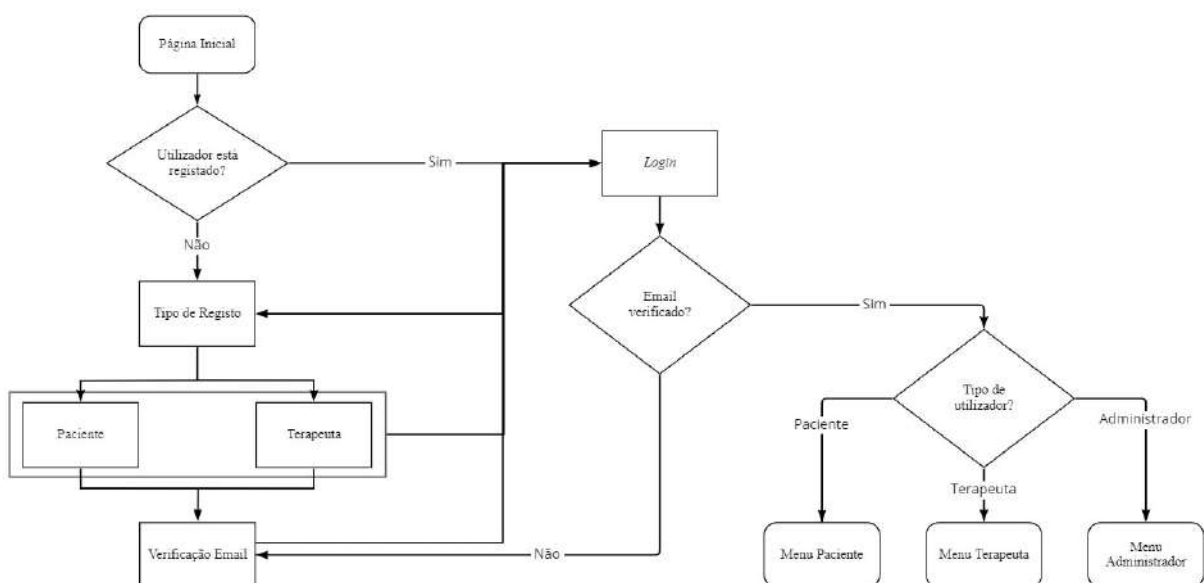


Figura 4.25: Fluxograma da aplicação.

Quando descarrega e inicia a aplicação, o utilizador precisará de se registar na aplicação (Figura 4.26(a)), podendo registar-se como paciente ou como terapeuta. No entanto, caso o utilizador se registre como terapeuta, este precisará de ser autenticado pelo administrador para conseguir ter acesso às respetivas funcionalidades (Figura 4.26(b)).

Como paciente, o utilizador deverá preencher diversos campos com os seus dados pessoais, como o seu nome, data de nascimento, género, morada, número de telemóvel e número de utente, assim como deverá ainda preencher o campo do email e da palavra-passe, que servirão como as suas credenciais e que lhe permitirão fazer o *Login* na aplicação (Figura 4.26(c)). Estas informações serão guardadas num documento cuja identificação será o número de utente do paciente e que pertence à coleção “Patients”.

Como terapeuta, o utilizador apenas necessita de preencher os campos relativos ao nome, número de telemóvel e ao seu número mecanográfico, além dos campos correspondentes às suas credenciais, email e a palavra-passe, tal e qual como acontece no registo como paciente (Figura 4.26(d)). Mais uma vez, à semelhança do que acontece no registo como paciente, estas informações serão guardadas num documento cuja identificação será o número mecanográfico do profissional de saúde e que pertence à coleção “Therapists”.

Para além disto, existe ainda, em ambas as páginas de registo, uma caixa que ao ser selecionada pelos utilizadores, autoriza o armazenamento e tratamento dos seus dados pela aplicação.

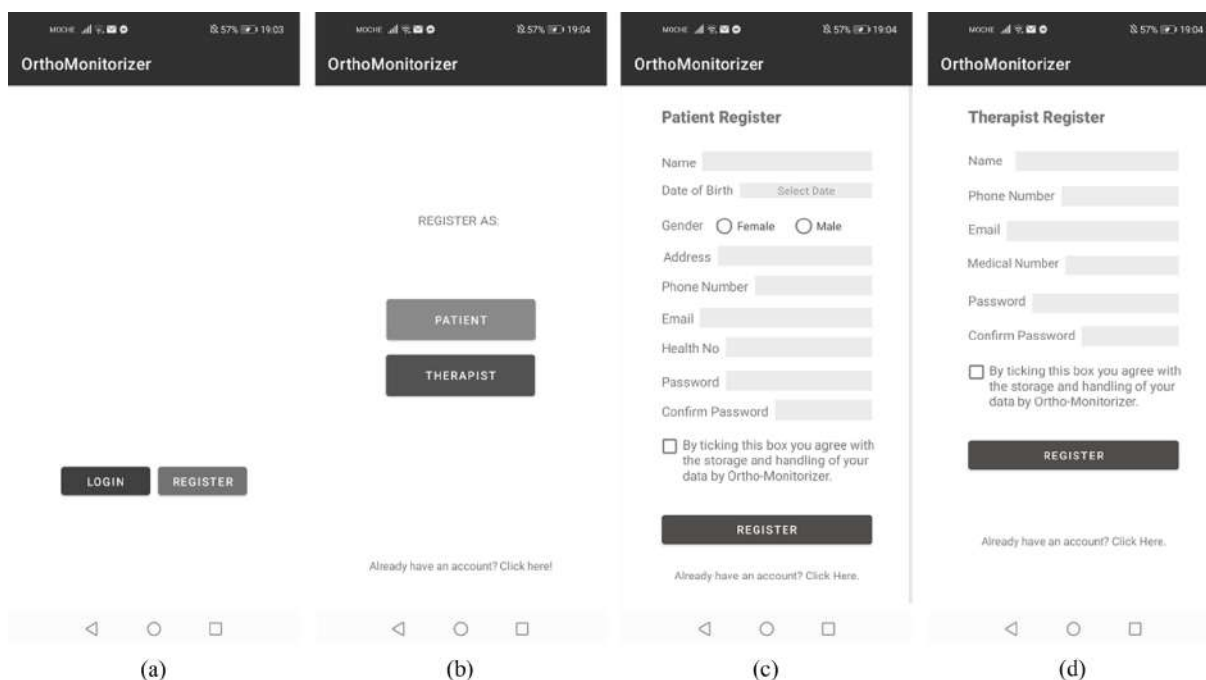


Figura 4.26: (a) Página inicial. (b) Página de Registo. (c) Formulário de registo do paciente. (d) Formulário de registo do terapeuta.

Todos os campos anteriormente descritos são de preenchimento obrigatório, sendo que o utilizador é alertado quando algum campo ficou por preencher (Figura 4.27(a)). A aplicação exigirá, ainda, que o utilizador confirme a sua palavra-passe, alertando-o caso as palavras-passes introduzidas não coincidam ou se as mesmas contiverem menos de 6 caracteres (Figura 4.27(b)), assim como alertará também no caso de existirem erros de formatação em campos como o email (Figura 4.27(c)). Só é possível concluir o registo quando todos os requisitos anteriormente descritos forem cumpridos e a caixa de autorização de armazenamento e tratamento de dados se encontrar seleccionada. Assim que o registo é submetido, o utilizador necessitará de proceder à confirmação do seu email.

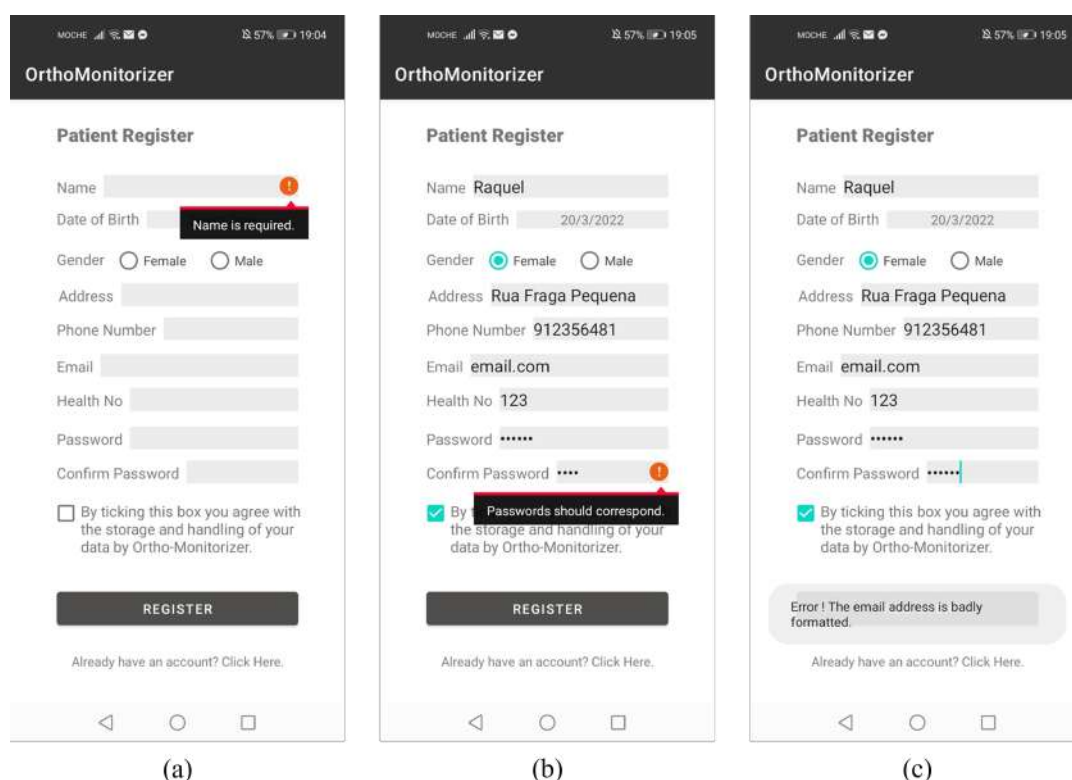


Figura 4.27: (a) Alerta de campos de preenchimento obrigatório. (b) Alerta da necessidade das palavras-passe corresponderem. (c) Alerta de erros de formatação.

Uma vez registado, o utilizador será redirecionado para a página do *Login*. Caso o utilizador já se encontre registado, ele conseguirá seleccionar logo a opção do *Login*, sem necessitar de passar pela página do registo.

Para entrar na aplicação, o utilizador necessitará de introduzir as suas credenciais, nomeadamente, o seu email e palavra-passe, de modo a ser autenticado (Figura 4.28). Caso o utilizador se tenha esquecido da palavra-passe, poderá restaurá-la, necessitando apenas de colocar o seu email. De seguida, ser-lhe-á enviado um *link* que lhe permitirá proceder à restauração desejada.

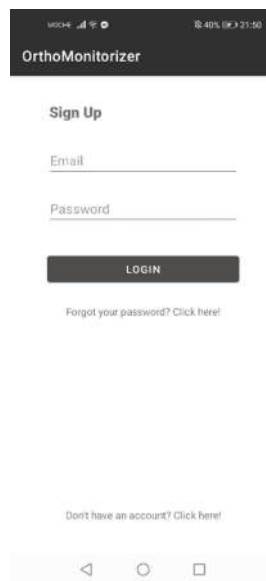


Figura 4.28: Página de *Login*.

Ao ser autenticado, a aplicação verifica o tipo de utilizador através da análise de 2 variáveis booleanas (*isTherapist* e *isAdmin*) que são criadas no momento do registo, podendo posteriormente ser alteradas pelo administrador. Consoante o tipo identificado, e caso o email já tenha sido confirmado, o utilizador será redirecionado para o seu respetivo menu (Figura 4.29). Se o email ainda não tiver sido confirmado, o utilizador será novamente redirecionado para a página de confirmação do email até esta ação ser efetuada.

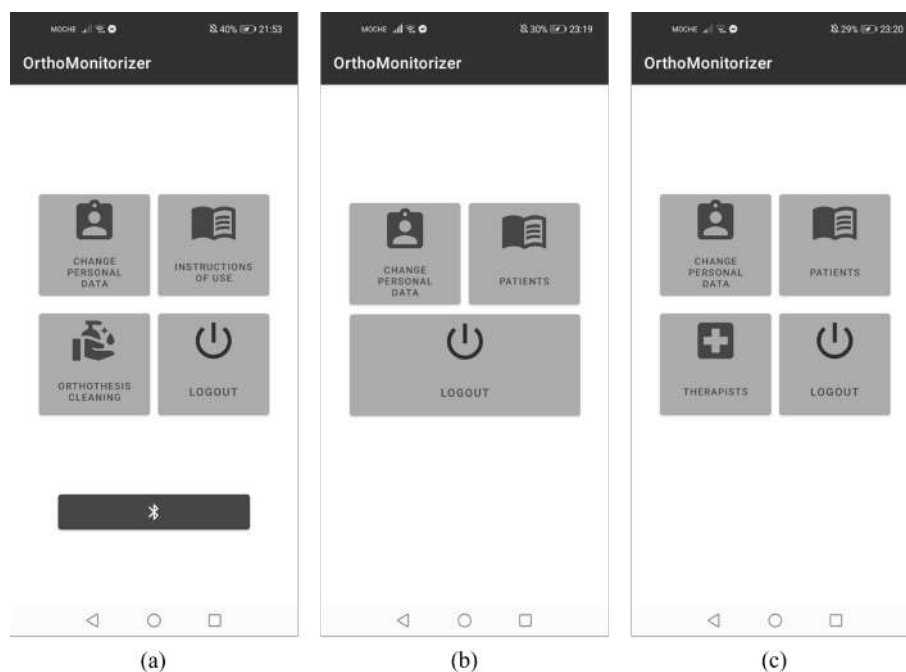


Figura 4.29: (a) Menu do paciente. (b) Menu do terapeuta. (c) Menu do administrador.

Se o utilizador for um paciente, primeiramente, este deverá ligar o dispositivo portátil, sendo que para isto, o paciente apenas necessitará de ligar a *powerbank* ao dispositivo. Posteriormente, o paciente ao fazer o *login* na aplicação, caso o seu *Bluetooth* se encontre desligado, a aplicação pedir-lhe-á permissão para o ligar (Figura 4.30(a)). De seguida, o paciente deverá emparelhar o seu telemóvel com o dispositivo portátil, de forma a que seja possível a receção dos dados de pressão e temperatura, provenientes do dispositivo portátil, para a aplicação. Para isto, o paciente só necessita de clicar no botão com o símbolo do *Bluetooth*, que procederá ao *scan* e apresentação dos dispositivos disponíveis (Figura 4.30(b)), e posteriormente, seleccionar o dispositivo portátil (BT05) e clicar no botão conectar (Figura 4.30(c)).

Relativamente às funcionalidades disponibilizadas ao paciente, este será capaz de consultar e alterar as suas informações pessoais, assim como terá acesso às instruções de uso e limpeza da ortótese.

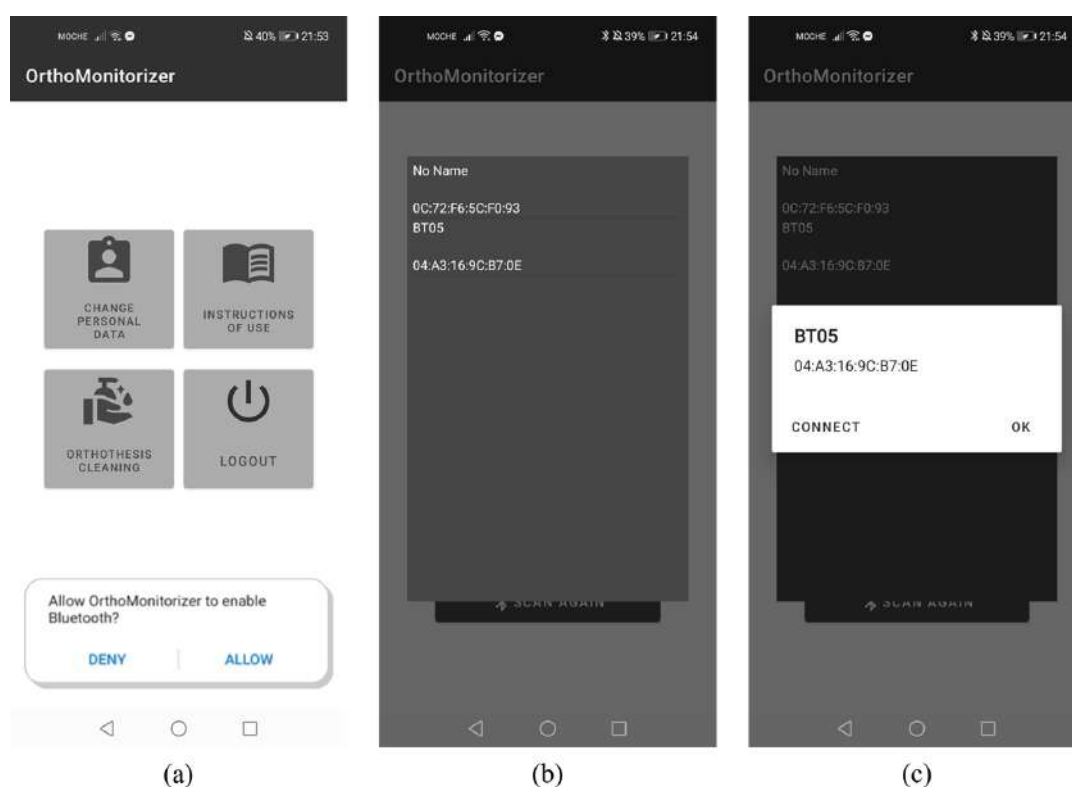


Figura 4.30: (a) Notificação de pedido de permissão para ligar o *Bluetooth*. (b) Apresentação dos dispositivos disponíveis. (c) Janela de conexão com dispositivo *Bluetooth* selecionado.

Caso o utilizador seja um terapeuta, este será capaz de alterar as suas informações pessoais e ter acesso a todos os dados dos vários pacientes, incluindo informações sobre a lesão, a ortótese prescrita e o histórico clínico (Figura 4.29(b)). Isto é possível clicando no botão “Patients” do seu menu. Ao clicar ser-lhe-á possível consultar a lista de todos os pacientes, podendo de seguida pesquisar o paciente pretendido introduzindo quer

o nome quer o número de utente do paciente desejado (Figura 4.31(a)). Quando um paciente é selecionado, o terapeuta será redirecionado para a respetiva página, sendo-lhe agora possível consultar tanto as informações do paciente como o seu histórico clínico (Figura 4.31(b)).

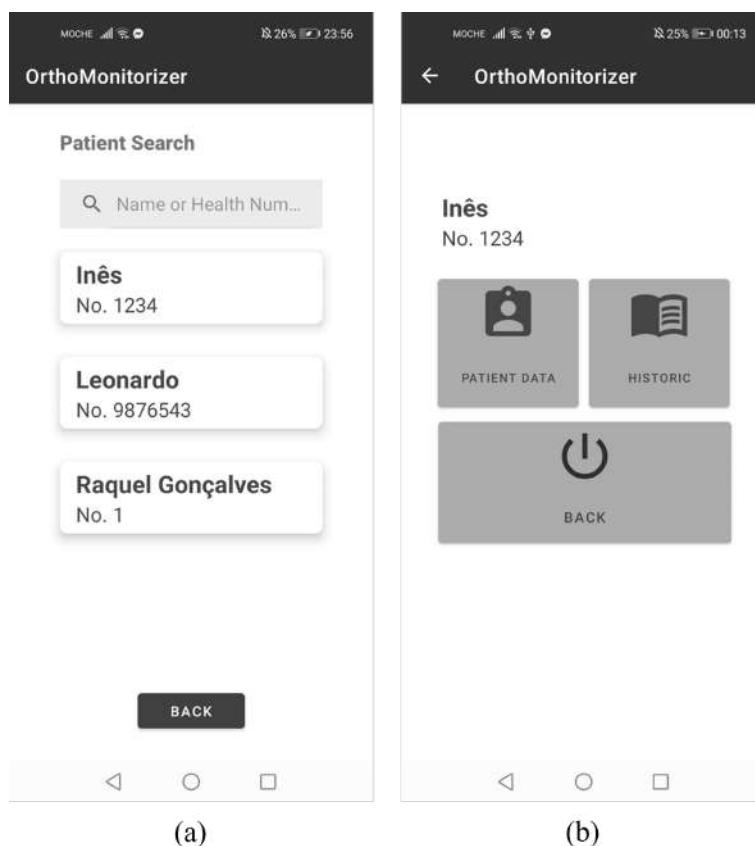


Figura 4.31: (a) Página *Patients*. (b) Página do paciente selecionado pelo terapeuta.

Ao selecionar o botão “Patient Data”, tal como já foi dito anteriormente, o terapeuta terá acesso às informações pessoais do paciente, como o nome, data de nascimento, género, morada, contacto e número de utente, para além de ter também acesso a todas as informações relativas ao estado clínico do paciente, nomeadamente, qual a lesão presente, qual o tipo e material da ortótese prescrita, bem como algumas anotações que poderão ter sido registadas (Figura 4.32(a)).

No caso de selecionar o botão “Historic”, serão disponibilizados todos os dados relativos à adesão do paciente à ortótese e dos valores de pressão e temperatura registados pelo dispositivo portátil (Figura 4.32(b)). Apesar da aplicação já conectar com o dispositivo, o algoritmo que permitiria receber os dados provenientes do dispositivo portátil, assim como proceder ao seu processamento e armazenamento na base de dados não foi implementado. Ainda assim, a aplicação já se encontra preparada para produzir e apresentar os gráficos visíveis na Figura 4.32(b). Os gráficos circulares têm como objetivo disponibilizar uma visão geral da percentagem de adesão do paciente ao dispositivo e da manutenção

dos valores de pressão e temperatura aquando da utilização da ortótese. No que diz respeito aos gráficos de barras referentes a cada um destes parâmetros, estes visam realçar em que dias se registaram valores inadequados dos parâmetros anteriormente referidos. Para a elaboração destes gráficos, foram inseridos manualmente alguns valores na base de dados, de forma a que fosse possível demonstrar o seu funcionamento. É ainda necessário proceder a testes de usabilidade para compreender que tipos de adaptações poderão ser necessárias efetuar, de modo a facilitar a análise dos dados por parte dos profissionais de saúde. Inicialmente, o terapeuta tem acesso aos dados relativos ao mês corrente, mas como é visível, é possível escolher que mês se pretende analisar de uma forma prática e intuitiva (Figura 4.32(c)).

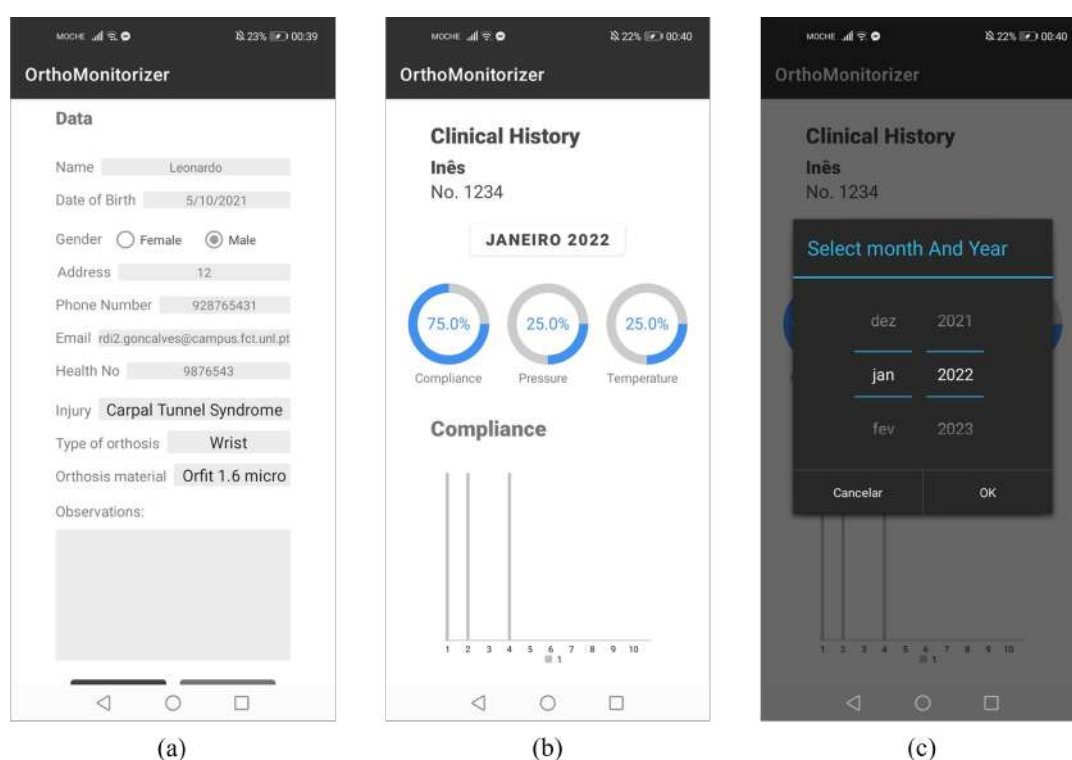


Figura 4.32: (a) Página com os dados clínicos do paciente selecionado. (b) Página do histórico clínico do paciente selecionado. (c) *Pop-up* para seleção do mês e ano.

No que diz respeito aos administradores, estes possuem todas as funcionalidades do terapeuta, conseguindo, ainda, gerenciar as funcionalidades de todos os profissionais de saúde registados na aplicação. Isto significa que eles são os responsáveis por atribuir ou remover, aos vários profissionais de saúde registados, o acesso às funcionalidades de terapeuta ou mesmo de administrador (Figura 4.33(c)).

Quando clicam no botão “Therapists” (Figura 4.29(c)), os administradores conseguem consultar a lista de todos os profissionais de saúde registados na aplicação, assim como as funções que lhes estão atribuídas (Figura 4.33(a)). Quando um profissional de saúde se encontra desativado (“disable”) este não tem acesso a qualquer tipo de função nem

de terapeuta nem de administrador, se se encontrar ativo (“active”) tem acesso apenas às funções relativas ao terapeuta, caso lhe tenha sido atribuído um cargo de administrador (“admin”) terá acesso, tal como o nome indica, às funções de administrador.

Se o administrador desejar pesquisar um profissional de saúde em específico, poderá proceder à sua pesquisa introduzindo quer o nome quer o número mecanográfico do profissional desejado. Para além disso, poderão ainda reorganizar a lista de profissionais de saúde tendo em conta os seus nomes, ou o seu cargo (Figura 4.33(b)). Este último modo, por exemplo, poderá facilitar a admissão de profissionais de saúde que se tenham registado recentemente, pois os que não detêm qualquer tipo de função apareceram em primeiro lugar.

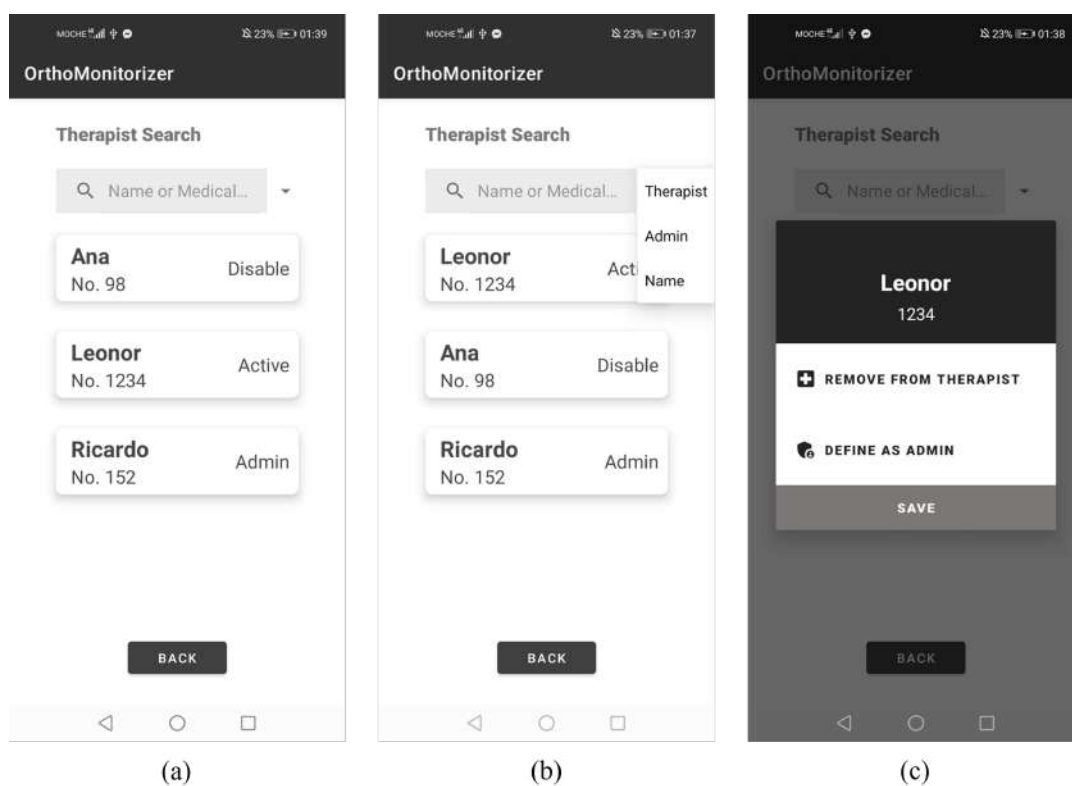


Figura 4.33: (a) Listagem dos profissionais de saúde registados na aplicação. (b) Opções de filtros. (c) *Pop-up* de atribuição de função.

PROVA DE CONCEITO

De forma a testar o desempenho do dispositivo e mostrar alguns exemplos de resultados que podem ser obtidos, foi necessário produzir uma ortótese de imobilização do punho sem estabilização do polegar à medida de um voluntário.

A ortótese foi fabricada pela terapeuta que acompanhou e auxiliou todo o presente estudo, recorrendo à moldagem de termoplásticos, técnica esta já apresentada no Capítulo 2. Todo este processo foi realizado minuciosamente, de modo a garantir o máximo de conforto ao voluntário aquando do uso da ortótese.

O material escolhido para a conceção da ortótese foi o 2.0 Maxi Perfurado – Clássico sem pêlo da Orfit, tendo sido também utilizados velcros para permitir um melhor ajuste da ortótese ao segmento corporal. Não foi adicionado qualquer tipo de forro ou enchimento, uma vez que o voluntário não apresentou qualquer tipo de queixa que justificasse o seu uso.

Uma vez estando a ortótese pronta a ser utilizada, assim como o dispositivo portátil a ser testado, o passo seguinte passou por definir um protocolo de recolha de dados, que definisse quais os locais onde seriam colocados os diversos sensores e os tempos de aquisição.

Como já foi discutido no Capítulo 2, a ocorrência de desconforto e úlceras de pressão são convencionalmente consideradas em proeminências ósseas, contudo existem outras regiões que também são sensíveis aos altos níveis de pressão aplicada.

O estudo realizado por **Tan et al.** [57] procurou analisar os principais pontos críticos, tanto os que causavam algum tipo de desconforto como aqueles que apresentavam elevados valores de pressão ao utilizar uma ortótese do mesmo tipo que a ortótese utilizada na presente dissertação, uma ortótese de imobilização do punho sem estabilização do polegar. Este estudo concluiu que é importante destacar a existência de 3 pontos críticos (Figura 5.1), como já referido anteriormente, nomeadamente:

- O ponto mais proeminente do abdutor do dedo mínimo;
- A extremidade distal da ulna;
- A extremidade distal do rádio e perto da tabaqueira anatómica.



Figura 5.1: Os três principais pontos críticos aquando da utilização de uma ortótese de imobilização do punho sem estabilização do polegar.

Para além de identificar os principais pontos críticos, procuraram também definir limites para os quais valores de pressão superiores aos mesmos devem ser mitigados [56]. Estes limites foram definidos tendo por base o valor de pressão correspondente ao percentil 25. Isto acontece porque, sendo o percentil 25, estatisticamente, o limite inferior do intervalo interquartil, representará a maioria dos dados, permitindo, assim fornecer uma referência relevante. É por este motivo que este limite tem sido amplamente utilizado como limiar em vários estudos clínicos [56].

Para os pontos críticos anteriormente enumerados, os valores 0,035MPa, 0,034 MPa e 0,043 MPa, respetivamente, foram os valores de pressão limite estabelecidos pelo estudo enunciado [56].

Tendo isto em conta, foram colocados 2 sensores, um de pressão e um de temperatura, em cada um dos 3 pontos anteriormente enunciados. A Figura 5.2 mostra a configuração experimental utilizada para aquisição de dados.



Figura 5.2: Configuração experimental utilizada para aquisição de dados: na extremidade distal da ulna (1), na extremidade distal do rádio e próximo à tabaqueira anatômica (2) e no ponto mais proeminente do abdutor do dedo mínimo (3).

Inicialmente, a aplicação seria responsável pela aquisição dos dados e elaboração dos gráficos que seriam de seguida apresentados. No entanto, uma vez que a transmissão de dados provenientes ainda não se encontrava implementada, apesar de a aplicação já se conectar com o dispositivo, os gráficos foram construídos recorrendo ao Excel.

Para isto, e como é visível na Figura 5.2, o dispositivo encontrava-se ligado ao computador de modo a que os dados fossem recolhidos diretamente para uma folha de cálculo. Esta recolha direta foi possível devido a um *plug-in* (Data Streamer) que foi previamente instalado no Excel e que lhe conferiu esta funcionalidade.

Os dados foram recolhidos por um período de 30 minutos num voluntário saudável que utilizava uma ortótese feita à sua medida, tendo sido feitas três medições em momentos distintos. Foi pedido ao voluntário que durante o tempo de uso da ortótese mantivesse a mão firme, ainda que a ocorrência de movimentos leves da mão fosse inevitável.

Com os valores de pressão e temperatura recolhidos, construíram-se os gráficos apresentados na Figura 5.3, sendo que a sua elaboração teve por base as retas de calibração dos sensores anteriormente apresentadas (Capítulo 4).

Numa primeira análise geral, é possível concluir que em todas as medições, tanto os valores de temperatura como os valores de pressão se encontraram dentro da gama de valores abrangida pela gama de entrada dos sensores, o que comprova uma gama de entrada adequada de ambos os sensores escolhidos. Por outro lado, também é possível constatar que tanto os valores de temperatura como os de pressão medidos se encontram entre, aproximadamente, os 23 °C e os 33 °C e 0,010 MPa e os 0,040 MPa, respetivamente, encontrando-se dentro dos intervalos de valores esperados e indicados no Capítulo 4.

Relativamente a uma análise mais detalhada dos gráficos, é possível observar-se que em todas as medições, as séries temporais 1 e 2 apresentam valores de temperatura relativamente próximos, enquanto os valores da série temporal 3 são significativamente inferiores às anteriores. Os resultados qualitativos são suportados pela média e desvio padrão (DP) dos valores de temperatura, apresentados na Tabela 5.1. Isso pode ser justificado pelo facto de o sensor do abductor do dedo mínimo se encontrar mais próximo da extremidade do membro superior e, conseqüentemente, mais exposto à temperatura ambiente, enquanto os demais, além de estarem mais afastados da extremidade distal do membro superior, se encontravam ainda relativamente cobertos pela manga da camisola do voluntário.

Pode ainda constatar-se que existe uma ligeira diminuição da temperatura ao longo do tempo na 1ª medição que pode ser detetada na série temporal 3. Isto pode dever-se ao facto de a mão ao estar parada, começar a esfriar, tendendo a sua temperatura para o valor da temperatura ambiente (≈ 23 °C). Nas restantes medições não se observa esta diminuição, talvez porque a temperatura ambiente foi mantida através de um aquecedor.

Tabela 5.1: Média e desvio padrão dos valores de temperatura das diversas séries temporais nas 3 medições realizadas.

	Série Temporal 1	Série Temporal 2	Série Temporal 3
1ª Medição	(25,9 ± 0,2) °C	(26,5 ± 0,3) °C	(23,8 ± 0,3) °C
2ª Medição	(30,1 ± 0,5) °C	(31,9 ± 0,6) °C	(27,3 ± 0,4) °C
3ª Medição	(26,8 ± 0,4) °C	(27,6 ± 0,3) °C	(25,9 ± 0,3) °C

A 3ª medição apresenta, ainda, oscilações de temperatura constantes ao longo do tempo, o que poderá ser justificado pelo facto de a ortótese poder não se encontrar tão bem ajustada ao segmento corporal do voluntário e que pode ser observado por ser a medição com valores de pressão mais baixos.

No que diz respeito aos gráficos de pressão, percebe-se que a série temporal 2 apresentou, no geral, maiores oscilações, o que pode ser explicado pelo facto de a ortótese estar mais justa neste ponto, comprovado pelos maiores níveis de pressão neste sentidas, e por esse motivo se encontrar mais sensível aos movimentos inevitáveis da mão ao longo do tempo. Por outro lado, na 1ª medição, foi a série temporal 1 que revelou apresentar maior oscilações, neste caso, podendo dever-se a um diferente posicionamento do braço sobre a superfície.

Os resultados quantitativos apresentados na Tabela 5.2 apoiam os resultados qualitativos observados.

Variações mais bruscas de pressão são observáveis perto do final das aquisições, podendo ser justificadas pela variação de pressão que pode ocorrer derivada da remoção da ortótese por parte do voluntário.

Tabela 5.2: Média e desvio padrão dos valores de pressão das diversas séries temporais nas 3 medições realizadas.

	Série Temporal 1	Série Temporal 2	Série Temporal 3
1ª Medição	(0,028 ± 0,003) MPa	(0,031 ± 0,002) MPa	(0,020 ± 0,001) MPa
2ª Medição	(0,025 ± 0,002) MPa	(0,030 ± 0,002) MPa	(0,020 ± 0,002) MPa
3ª Medição	(0,025 ± 0,001) MPa	(0,029 ± 0,002) MPa	(0,016 ± 0,002) MPa

Ao longo das aquisições, o voluntário não descreveu qualquer tipo de desconforto, o que reforça os valores medidos, dado que se mantiveram sempre abaixo dos valores definidos como limiar de desconforto. Como o voluntário não viu os valores da pressão exercida pela ortótese em tempo real, o seu julgamento subjetivo não foi afetado pelos valores medidos.

Através de uma análise contínua da pressão e da temperatura será possível, futuramente, detetar valores inadequados de pressão e variação de valores de temperatura que podem indicar inflamação nos tecidos. A combinação da análise de ambos os tipos de

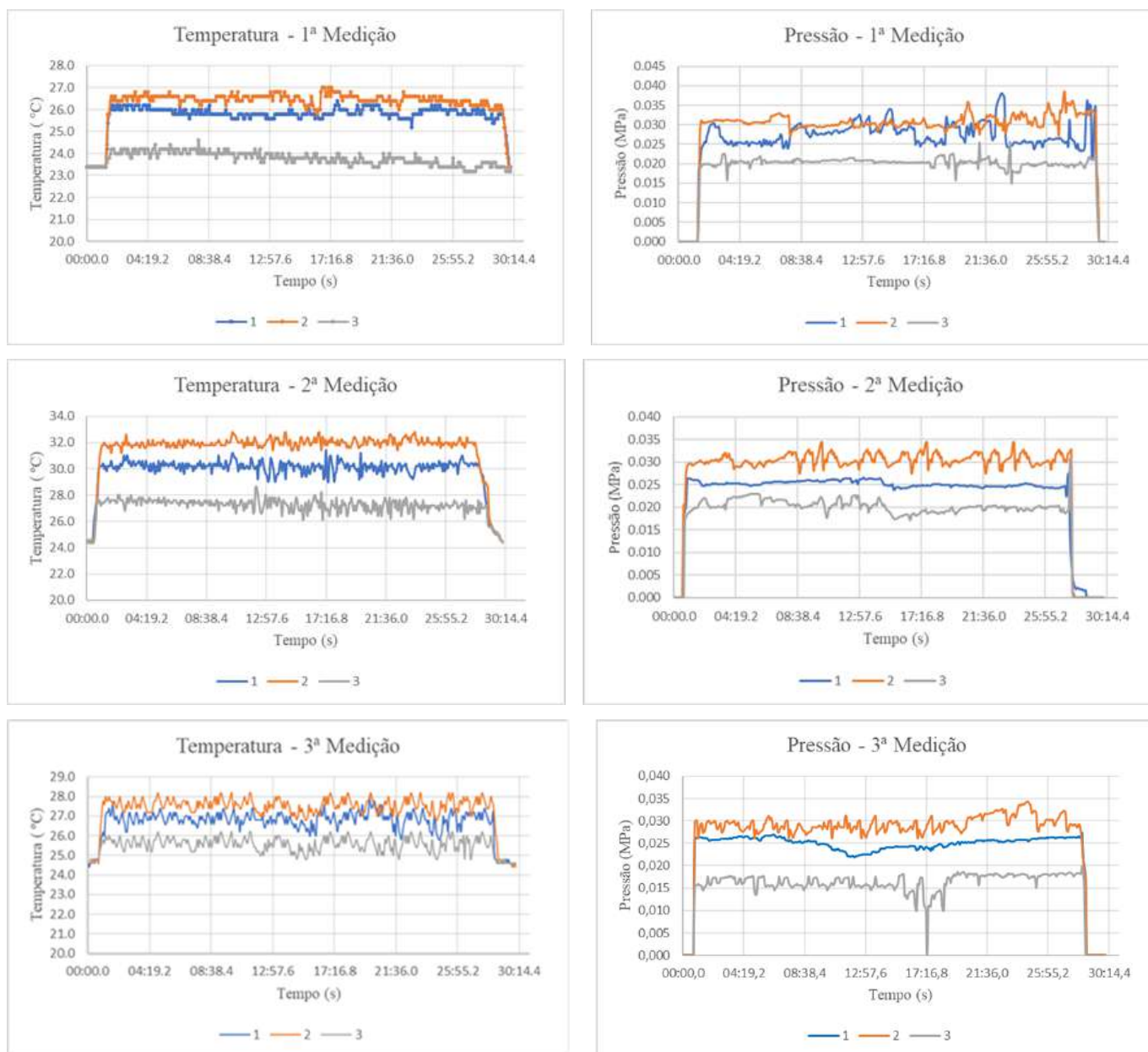


Figura 5.3: Gráficos de temperatura e pressão obtidos durante a 1ª, 2ª e 3ª medições nos 3 pontos anteriormente enumerados, nomeadamente, na extremidade distal da ulna (1), na extremidade distal do rádio e próximo à tabaqueira anatómica (2) e no ponto mais proeminente do abductor do dedo mínimo (3).

sensores permitirá também uma avaliação mais precisa da adesão do paciente, já que só pela observação dos gráficos já é possível perceber o momento em que a ortótese é colocada e retirada, e quando está a ser utilizada.

Os resultados apresentados comprovam que o equipamento é funcional, demonstrando que o protótipo será viável para ser testado em situações reais, assim que a transmissão de dados seja implementada.

CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

O objetivo desta dissertação consistiu no desenvolvimento de um dispositivo e respectiva aplicação que permitissem monitorizar objetivamente, simultânea e continuamente a adesão do paciente à ortótese, assim como os valores de pressão exercidos pela ortótese no membro superior do paciente e os valores de temperatura da pele do mesmo.

Posto isto, foram estabelecidos alguns pré-requisitos para projeção e construção do dispositivo. O dispositivo necessitava de ser leve e compacto, de modo a que se tornasse num dispositivo vestível e confortável; necessitava de ser portátil e transmitir dados via *wireless* e em tempo real, para permitir um grau satisfatório de liberdade ao paciente, conseguindo ainda assim garantir uma monitorização constante; necessitava de apresentar um baixo consumo, para que oferecesse uma boa autonomia e pudesse ser alimentado por uma bateria ou pilha; necessitava que os sensores utilizados fossem de pequenas dimensões e de preferência flexíveis, para que, ao serem inseridos na ortótese, não causassem desconforto ou possíveis lesões ao paciente e se ajustassem facilmente aos contornos do membro; necessitava de ser projetado por módulos, de modo a facilitar a remoção do dispositivo por parte dos utilizadores; necessitava de possuir uma aplicação com funcionalidades adaptadas a cada tipo de utilizador, nomeadamente, pacientes, terapeutas e administradores, e que apresentasse os dados provenientes do dispositivo, de modo a facilitar a sua visualização e análise e que através de interfaces intuitivas e acessíveis a qualquer pessoa.

O dispositivo portátil tem dimensões 90 mm x 72 mm x 43 mm, pesa, aproximadamente, 112,5 g e apresenta um custo total de 95,35 euros sem considerar a mão de obra. Permite ser alimentado por uma *powerbank*, sendo que a sua autonomia dependerá da capacidade da mesma. Contudo ao utilizar, por exemplo, uma *powerbank* de 4600 mAh de pequenas dimensões para alimentar o circuito, o dispositivo terá uma autonomia de, aproximadamente, 88 horas. Tem, ainda, incorporado um módulo BLE que garante que os dados possam ser transmitidos via *wireless* e em tempo real para a aplicação. Tendo em conta estas duas últimas características, consegue-se garantir a portabilidade do dispositivo ao mesmo tempo que se assegura uma monitorização constante. Relativamente aos sensores utilizados, tem-se que tanto os de pressão como os de temperatura, são de

pequenas dimensões e não provocaram qualquer desconforto aquando utilizados no teste do dispositivo, pelo que voltam a cumprir os requisitos pré-estabelecidos. Pelas medições realizadas, conclui-se que o equipamento é funcional abrangendo os intervalos de valores inicialmente estipulados e apresenta boa concordância com os mesmos, assegurando uma boa seleção dos componentes e configurações implementadas. Em termos de resoluções, o dispositivo apresenta uma resolução teórica de 0,2 °C ao nível da temperatura e de 1,0 kPa ao nível da pressão, o que também vai ao acordo do desejado. O facto de terem sido implementadas fichas para conectar os sensores facilita o desacoplamento dos sensores do restante circuito, e conseqüentemente, a remoção do dispositivo por parte dos utilizadores. O dispositivo é, ainda, adaptável a outros tipos de ortóteses já que basta posicionar os sensores nas regiões onde se pretende monitorizar os diferentes parâmetros.

Relativamente à aplicação, esta apresenta interfaces específicas para cada tipo de utilizador, pacientes, terapeutas ou administradores, com funcionalidades adaptadas às necessidades de cada um deles. As interfaces implementadas procuraram ser simples e intuitivas, de modo a facilitar a utilização por parte de qualquer utilizador. Para além disso, e apesar de esta ainda não receber e processar os valores provenientes do dispositivo portátil, a aplicação já se encontra preparada para permitir que estes dados sejam apresentados em gráficos, e desta forma, possibilitar tornar dados extensivos e a sua análise em informação compreensível e útil.

Com esta análise é possível perceber que todos os requisitos propostos foram atingidos, sendo que o resultado final culminou num dispositivo portátil, não invasivo e de baixo custo, que é complementado pela sua respetiva aplicação, cujo principal objetivo é permitir que toda a informação e histórico clínico relativos a cada doente sejam consultados facilmente pelos profissionais de saúde, bem como permitir que o paciente desenvolva uma maior consciência e sentido de responsabilidade relativamente ao seu desempenho no uso da ortótese em relação às orientações fornecidas pelo profissional de saúde.

O teste do dispositivo num voluntário saudável e os respetivos resultados obtidos permitiram, por fim, concluir que o sistema demonstra viabilidade para ser aplicado e testado em contexto hospitalar.

Foi ainda publicado e apresentado um artigo no âmbito da 15th International Conference on Biomedical Electronics and Devices (BIODEVICES 2022) [114], encontrando-se este documento em apêndice (Apêndice C).

Como trabalho futuro, em relação ao dispositivo portátil, seria interessante tentar reduzir o consumo do dispositivo, primeiramente, tentando perceber como é que a implementação do *sleep mode* do Arduino o influenciaria, e, posteriormente, procurando substituir o Arduino por um Arduino Standalone ou mesmo por outra placa microprocessadora com um consumo menor. Seria também importante tentar proceder ao cálculo do erro associado à medição da temperatura e da pressão, recorrendo ao cálculo da propagação de erros, perceber qual o efeito da histerese a longo prazo, de modo a tentar compreender qual o impacto que esta pode ter, e conseqüentemente, estimar a durabilidade do dispositivo. A utilização de uma placa microprocessadora de menores dimensões,

como por exemplo o Arduino IOT, e uma implementação industrial do circuito, possibilitariam uma redução de seu tamanho, pelo que também poderá constituir um tópico de investigação relevante.

Por outro lado, no que diz respeito à aplicação, a continuação do seu desenvolvimento poderia ser enriquecido com a implementação da recepção de dados proveniente do dispositivo portátil, como já foi referido, com a implementação de um algoritmo que com base na análise conjunta dos valores de pressão e temperatura permita calcular o tempo de adesão, com a implementação de alertas decorrentes de valores inadequados de pressão e temperatura, assim como da possibilidade da consulta do histórico diário de cada paciente.

Por fim, a validação do dispositivo, o teste de usabilidade da aplicação e a investigação de limiares de desconforto e potenciadores ou indiciadores da formação de lesões por pressão, correspondem também a futuras áreas de desenvolvimento.

BIBLIOGRAFIA

- [1] F. Almomani, A. Alghwiri, A. Alghadir, A. Al-momani e A. Iqbal, “Prevalence of upper limb pain and disability and its correlates with demographic and personal factors”, *Journal of Pain Research*, vol. Volume 12, pp. 2691–2700, set. de 2019. DOI: 10.2147/JPR.S198480.
- [2] World Health Organization, *Musculoskeletal conditions*, 2021. URL: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions> (acedido em 07/02/2022).
- [3] N. S. Cavaco e S. R. Alouche, “Instrumentos de avaliação da função de membros superiores após acidente vascular encefálico : uma revisão sistemática Upper limb functional outcome instruments for poststroke patients : a systematic review”, *Fisioterapia e Pesquisa*, vol. 17, n.º 2, pp. 178–183, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1809-29502010000200015>.
- [4] M. Silva, (2014), “Da ideia ao mercado: conceção e produção de ortóteses para o membro inferior”, Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [5] K. Pritchard, J. Edelstein, E. Zubrenic, L. Tsao, K. Pustina, M. Berendsen e E. Wafford, “Systematic review of orthoses for stroke-induced upper extremity deficits”, *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 26, n.º 5, pp. 389–398, 2019. DOI: 10.1080/10749357.2019.1599172.
- [6] N. Costa, (2019), “Treino orientado para a tarefa em doentes com AVC Um modelo de intervenção em reabilitação”, Dissertação apresentada para obtenção do grau de Mestre em Enfermagem de Reabilitação ao Instituto Politécnico de Bragança.
- [7] M. Y. Khan, P. Gupta e V. K. Verma, “A Review-Biomedical Engineering-Present and Future Prospective A Review- Biomedical Engineering-Present and Future Prospective”, *Asian J. Pharma. Res*, vol. 3, n.º September, pp. 202–206, 2018.
- [8] Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, *Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica*. URL: <https://www.fct.unl.pt/ensino/curso/mestrado-integrado-em-engenharia-biomedica> (acedido em 07/02/2022).

- [9] E. Marieb e K. Hoehn, *Human Anatomy & Physiology*. Pearson Benjamin Cummings, 2007, ISBN: 9780321372949. URL: <https://books.google.pt/books?id=x1uEB68iitwC>.
- [10] W. Whiting, *Dynamic Human Anatomy*. Human Kinetics, 2018, ISBN: 9781492588689. URL: <https://books.google.pt/books?id=QvJ6DwAAQBAJ>.
- [11] A. Faria, (2017), “Additive manufacturing of custom-fit orthoses for the upper limb”, Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [12] *Scanning Planes*, <http://www.impocus.ca/basics-of-scanning---scanning-planes->, Acedido em: 2022-02-19, 2021.
- [13] A. A. Amis, “Part 1. Upper limb function, shoulder and elbow”, *Current Orthopaedics*, vol. 4, n.º 1, pp. 21–26, 1990. DOI: [https://doi.org/10.1016/0268-0890\(90\)90028-E](https://doi.org/10.1016/0268-0890(90)90028-E).
- [14] V. Singh, *Textbook of Anatomy: Upper Limb and Thorax*, 2ª ed. Haryana, India: Elsevier Health Sciences, 2014, ISBN: 9788131237298.
- [15] *Anatomia do braço e do ombro*, <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/umero/>, Acedido em: 2022-02-19, 2021.
- [16] *Elbow Instability Causes and Treatment*, <https://boneandspine.com/elbow-instability/>, Acedido em: 2022-02-19, 2021.
- [17] *Antebraço e cotovelo*, <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/cotovelo-e-antebraço>, Acedido em: 2022-02-19, 2021.
- [18] L. Ombregt, “Applied anatomy of the wrist, thumb and hand”, em *A System of Orthopaedic Medicine*, 2ª ed., Elsevier, 2013, cap. 6, e102–e111, ISBN: 9780702031458.
- [19] C. T. Wadsworth, “Clinical Anatomy and Mechanics of the Wrist and Hand”, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 4, n.º 4, pp. 206–216, 1983. DOI: 10.2519/jospt.1983.4.4.206.
- [20] *Anatomia da mão*, <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/cotovelo-e-antebraço>, Acedido em: 2022-02-19, 2021.
- [21] M. Chammas, J. Boretto, L. M. Burmann, R. M. Ramos, F. C. dos Santos Neto e J. B. Silva, “Síndrome do túnel do carpo – Parte I (anatomia, fisiologia, etiologia e diagnóstico)”, *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 49, n.º 5, pp. 429–436, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rbo.2013.08.007>.
- [22] M. C. Francisco, J. H. Yang, F. T. Neves e F. C. Francisco, “Mecanismo Extensor da Mão : Desvendando a Anatomia e Avaliação por Métodos de Imagem”, *Revista Brasileira de Reumatologia*, pp. 290–294, 2007. DOI: 10.1590/S0482-5004200700400008.

- [23] D. K. Moon, Y. J. Park, S.-y. Song, M. J. Kim, J. S. Park, D.-c. Nam, D.-h. Kim, J.-b. Na, S.-i. Lee, S. C. Hwang e K.-s. Park, “Common Upper Extremity Disorders and Function Affect Upper Extremity-Related Quality of Life : A Community-Based Sample from Rural Areas”, *Yonsei Medical Journal*, vol. 59, n.º 5, pp. 669–676, 2018.
- [24] C. Almeida e R. Fernandes, “Musculoskeletal disorders in distal upper extremities among women and men: results of a study in the industry sector”, *Revista Brasileira de Saúde Ocupacional*, vol. 42, pp. 1–10, 2017. DOI: 10.1590/2317-6369000125515.
- [25] M. C. Lim, K. A. Lukman, N. Giloi, J. F. Lim, R. Avoi, S. S. Syed Abdul Rahim e M. S. Jeffree, “Prevalence of upper limb musculoskeletal disorders and its associated risk factors among janitorial workers: A cross-sectional study”, *Annals of Medicine and Surgery*, vol. 73, p. 103 201, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2021.103201>.
- [26] NHS Plus, Royal College of Physicians, *Upper limb disorders: Occupational aspects of management. A national guideline*. London: RCP, 2009, ISBN: 9781860163630.
- [27] J. Filho e A. Oliveira, “Síndrome do túnel do carpo na esfera trabalhista”, *Revista Brasileira de Medicina do Trabalho*, vol. 15, pp. 182–192, 2017. DOI: 10.5327/Z1679443520173162.
- [28] *Síndrome do Túnel do Carpo*, <https://marciocavalcanti.med.br/dicas-de-saude/sindrome-do-tunel-do-carpo/>, Acedido em: 2022-02-23, 2018.
- [29] S. Moran, “de Quervain’s Disease”, em *The wrist: Diagnosis and Operative Treatment*, W. P. Cooney, ed., 2ª ed., Wolters Kluwer Health, 2010, cap. 54, pp. 1085–1094, ISBN: 9781608313907.
- [30] S. D. Waldman, *ATLAS OF COMMON PAIN SYNDROMES*, 4ª ed. Philadelphia, PA: Elsevier, 2019, pp. 204–207, ISBN: 9780323547314.
- [31] L. Diaz, *Survey of Athletic Injuries for Exercise Science*, 1ª ed. Jones & Bartlett Learning, 2013, p. 210, ISBN: 9781449648442.
- [32] *De Quervain’s Tenosynovitis*, <https://www.cigna.com/individuals-families/health-wellness/hw/de-quervains-tenosynovitis-tp12856>, Acedido em: 2022-02-25, 2021.
- [33] A. E. Special, “Osteoartrite (Artrose): Tratamento”, *Revista Brasileira de Reumatologia*, vol. 44, pp. 450–453, 2004.
- [34] L. Wibeling, *Fisioterapia em Reumatologia*. Thieme Revinter, 2015, cap. 6, ISBN: 9788554651572.
- [35] L. Narciso, S. Capela, S. Fernandes, M. I. Seixas, M. Cruz e J. Fonseca, *MANUAL INFORMATIVO PARA O DOENTE COM OSTEOARTROSE*, Português, Pfizer, 2016.
- [36] Healthwise, Incorporated, *Osteoarthritis of the Hand*, 2022. URL: <https://www.uvmhealth.org/healthwise/topic/zm6124> (acedido em 07/02/2022).

- [37] A. Junior, A. Freitas, A. Chaves e M. Freitas, “Estudo comparativo entre ressecção do trapézio e interposição tendinosa com e sem ligamentoplastia no tratamento da artrose carpometacarpiana do polegar *”, *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 43, n.º 3, pp. 69–75, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0102-36162008000200003>.
- [38] E. Paula, R. JR, S. Okane e L. Kimura, “Rizartrose do polegar : resultados da artroplastia de ressecção e estabilização ativa”, *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 31, pp. 4–6, 1996.
- [39] J. M. Rezende, “Prótese, prótese e órtese.”, *Rev. Patol .Trop.*, vol. 35, 2006.
- [40] M. da Saúde Brasília, *Guia para prescrição, concessão, adaptação e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção*, Português, 1ª ed., Editora MS, 2019, p. 106, ISBN: 9788533427426.
- [41] J. Bruckner, *Orthotics (A Comprehensive Clinical Approach)*, 1ª ed. Thorofare: Slack Incorporated, 2002, pp. 1–15.
- [42] “A body-powered functional upper limb orthosis.”, vol. 37, n.º 6, pp. 675–80, 2000. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11321003>.
- [43] M. Gomes, (2010), “Talas/ Ortóteses - Fundamentos para a Prática”, Trabalho apresentado para a obtenção título de especialista na área de educação e formação ao Instituto Politécnico de Leiria.
- [44] J. Howell, “Principles and Components of Upper Limb Orthoses”, em *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, Fifth Edit, Elsevier, 2019, 134–145.e1. DOI: 10.1016/B978-0-323-48323-0.00012-3.
- [45] B. M. Kelly, A. T. Patel e C. Dodge, “Upper Limb Orthotic Devices”, em *Braddom’s Physical Medicine and Rehabilitation*, 6ª ed., Elsevier, 2021, pp. 209–228. DOI: 10.1016/B978-0-323-62539-5.00011-4. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780323625395000114>.
- [46] S. K. M. Wong, “CLASSIFICATION OF HAND SPLINTING”, *Hand Surgery*, vol. 7, n.º 2, pp. 209–213, 2002. DOI: 10.1142/s0218810402001199.
- [47] P. Branco, *Temas de Reabilitação: ortóteses e outras técnicas*. Porto: Medesign, 2010, p. 22.
- [48] K. Chui, M. Jorge, S.-C. Yen e M. Lusardi, *Orthotics & Prosthetics in Rehabilitation*, 4ª ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2013, ISBN: 9780323609135.
- [49] E. Fess, K. Gettle, C. Philips e J. Janson, *Hand and Upper Extremity Splinting*, 3ª ed. Elsevier Health Sciences, 2005. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-8016-7522-5.X5001-1>.
- [50] J. Bell Krotoski, “Tissue remodeling and contracture correction using serial plaster casting and orthotic positioning”, em *Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity*, T. Skirven, A. Osterman, J. Fedorczyk, P. Amadio, S. Felder e E. Shin, eds., 6ª ed., St. Louis: Elsevier, 2011, pp. 1599–1609.

- [51] J. Colditz, “Therapist’s management of the stiff hand”, *Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity*, pp. 1021–1049, jan. de 2011.
- [52] P. Bonzani, “Mobilization Orthoses: Serial-Static, Dynamic, and Static-Progressive Orthoses.”, em *Introduction to Orthotics E-Book: A Clinical Reasoning and Problem-Solving Approach*, 5ª ed., St. Louis: Elsevier Health Sciences, 2019, pp. 274–297.
- [53] A. M. Paterson, R. Bibb, R. I. Campbell e G. Bingham, “Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints”, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 21, n.º 3, pp. 230–243, 2015, ISSN: 1355-2546. DOI: 10.1108/RPJ-10-2013-0099.
- [54] D. L. Bader, P. R. Worsley e A. Gefen, “Bioengineering considerations in the prevention of medical device-related pressure ulcers”, *Clinical Biomechanics*, vol. 67, n.º March, pp. 70–77, 2019, ISSN: 18791271. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.04.018.
- [55] J. Batista, (2011), “Human-orthotic Integrated Biomechanical Model for Comfort Analysis Evaluation”, Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica ao Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa.
- [56] X. Tan, S. Ahmed-Kristensen, J. Cao, Q. Zhu, W. Chen e T. Nanayakkara, “A Soft Pressure Sensor Skin to Predict Contact Pressure Limit under Hand Orthosis”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 29, pp. 536–545, 2021, ISSN: 15580210. DOI: 10.1109/TNSRE.2021.3059015.
- [57] X. Tan, L. He, J. Cao, W. Chen e T. Nanayakkara, “A Soft Pressure Sensor Skin for Hand and Wrist Orthoses”, *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, n.º 2, pp. 2192–2199, 2020, ISSN: 23773766. DOI: 10.1109/LRA.2020.2970947.
- [58] B. Coppard, “Anatomic and Biomechanical Principles related to Orthotic Provision”, em *Introduction to Orthotics E-Book: A Clinical Reasoning and Problem-Solving Approach*, 4ª ed., St. Louis: Elsevier Health Sciences, 2015, pp. 52–71.
- [59] J. M. Belda-Lois, R. Poveda e M. J. Vivas, “Case Study: ANALYSIS OF PRESSURE DISTRIBUTION AND TOLERANCE AREAS FOR WEARABLE ROBOTS.”, em *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, Wiley, 2008, cap. 5.
- [60] International Committee of the Red Cross, *Manufacturing guidelines - Upper Limb Orthoses*, Inglês, 2014, p. 68.
- [61] S. Mansfield, K. Obraczka e S. Roy, “Pressure Injury Prevention: A Survey”, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 13, n.º c, pp. 352–368, 2020, ISSN: 19411189. DOI: 10.1109/RBME.2019.2927200.
- [62] S. A. Bus, “Innovations in plantar pressure and foot temperature measurements in diabetes”, *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, vol. 32, n.º November, pp. 221–226, 2016, ISSN: 15207560. DOI: 10.1002/dmrr.2760.

- [63] A. Tiziani, "Alterations of the integumentary system across the life span", em *Understanding Pathophysiology 3e Australia New Zealand*, 3ª ed., Elsevier Health Sciences, 2018, pp. 452–485, ISBN: 0729586332.
- [64] C. A. L. K. Kassuya e R. d. R. Piornedo, "Aspectos gerais da inflamação e da dor", *Animal Genetics*, vol. 39, n.º 5, pp. 561–563, 2008.
- [65] V. Kumar, J. Aster e A. K. Abbas, "Inflamação e Reparo", em *Robbins - Patologia Básica*, 10ª ed., Rio de Janeiro: Elsevier, 2013, cap. 2, pp. 29–74, ISBN: 978-85-352-6294-0.
- [66] K. Kalantar-zadeh, *Sensors: An Introductory Course*, sér. SpringerLink : Bücher. Springer US, 2013, ISBN: 9781461450528.
- [67] A. Almassri, W. Wan Hasan, S. Ahmad, A. Ishak e A. M. Mohamad Ghazali, "Pressure Sensor: State of the Art, Design, and Application for Robotic Hand", *Journal of Sensors*, vol. 2015, p. 12, jul. de 2015. DOI: 10.1155/2015/846487.
- [68] D. Dias, (2013), "Array de Sensores de Pressão Flexíveis para Monitorização de Equilíbrio.", Dissertação apresentada para obtenção do grau de Mestre em Eletrónica Industrial e de Computadores à Universidade do Minho, Escola de Engenharia.
- [69] A. H. Abdul Razak, A. Zayegh, R. K. Begg e Y. Wahab, "Foot plantar pressure measurement system: A review", *Sensors (Switzerland)*, vol. 12, n.º 7, pp. 9884–9912, 2012, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s120709884.
- [70] P. Song, Z. Ma, J. Ma, L. Yang, J. Wei, Y. Zhao, M. Zhang, F. Yang e X. Wang, "Recent Progress of Miniature MEMS Pressure Sensors", *Micromachines*, vol. 11, n.º 1, p. 56, 2020, ISSN: 2072-666X. DOI: 10.3390/mi11010056.
- [71] H. Yousef, M. Boukallel e K. Althoefer, "Tactile sensing for dexterous in-hand manipulation in robotics - A review", *Sensors and Actuators, A: Physical*, vol. 167, n.º 2, pp. 171–187, 2011, ISSN: 09244247. DOI: 10.1016/j.sna.2011.02.038. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2011.02.038>.
- [72] L. Machado, (2016), "Desenvolvimento e caracterização de sensor de força para luva de reabilitação.", Dissertação apresentada para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica à Universidade do Porto, Faculdade de Engenharia.
- [73] B. Lipták e K. Venczel, *Measurement and Safety: Volume I*, vol. 1. CRC Press, 2016, ISBN: 9781315353258.
- [74] Texas Instruments, *The Engineer's Guide to Temperature Sensing*, English, slyy161, 2019, 31 pp. URL: <https://www.ti.com/lit/eb/slyy161/slyy161.pdf>.
- [75] B. Arman Kuzubasoglu e S. Kursun Bahadir, "Flexible temperature sensors: A review", *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 315, p. 112 282, 2020, ISSN: 09244247. DOI: 10.1016/j.sna.2020.112282.

- [76] D. Thomazini e P. Albuquerque, *Sensores industriais: fundamentos e aplicações*. 9ª ed. São Paulo: Érica, 2020.
- [77] J. C. Maas, A. J. Dallmeijer, B. Y. Oudshoorn, E. A. M. Bolster, P. A. Huijing, R. T. Jaspers e J. G. Becher, “Measuring wearing time of knee-ankle-foot orthoses in children with cerebral palsy: comparison of parent-report and objective measurement”, *Disability and Rehabilitation*, vol. 40, n.º 4, pp. 398–403, 2018, ISSN: 0963-8288. DOI: 10.1080/09638288.2016.1258434.
- [78] G. Davies, D. Yeomans, Z. Tolkien, I. A. Kreis, S. Potter, M. D. Gardiner, A. Jain, J. Henderson e J. M. Blazeby, “Methods for assessment of patient adherence to removable orthoses used after surgery or trauma to the appendicular skeleton: A systematic review”, *Trials*, vol. 21, n.º 1, pp. 1–13, 2020, ISSN: 17456215. DOI: 10.1186/s13063-020-04456-2.
- [79] O. Iftikhar, (2018), “Designing an Automated System using Wearable Devices for Compliance Monitoring and Activity Detection in Scoliosis Patients”, Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Ciências Computacionais à Universidade de Michigan-Dearborn.
- [80] T. Rahman, B. Borkhuu, A. G. Littleton, W. Sample, E. Moran, S. Campbell, K. Rogers e J. R. Bowen, “Electronic monitoring of scoliosis brace wear compliance”, *Journal of Children’s Orthopaedics*, vol. 4, n.º 4, pp. 343–347, 2010, ISSN: 18632548. DOI: 10.1007/s11832-010-0266-6.
- [81] B. M. Benish, K. J. Smith e M. H. Schwartz, “Validation of a miniature thermochron for monitoring thoracolumbosacral orthosis wear time”, *Spine*, vol. 37, n.º 4, pp. 309–315, 2012, ISSN: 03622436.
- [82] A. Helfenstein, M. Lankes, K. Öhlert, D. Varoga, H. J. Hahne, H. W. Ulrich e J. Hasenpflug, “The objective determination of compliance in treatment of adolescent idiopathic scoliosis with spinal orthoses”, *Spine*, vol. 31, n.º 3, pp. 339–344, 2006, ISSN: 03622436.
- [83] L. N. Hunter, M. Sison-Williamson, M. M. Mendoza, C. M. McDonald, F. Molitor, M. J. Mulcahey, R. R. Betz, L. C. Vogel e A. Bagley, “The Validity of Compliance Monitors to Assess Wearing Time of Thoracic-Lumbar-Sacral Orthoses in Children With Spinal Cord Injury”, *Spine*, vol. 33, n.º 14, pp. 1554–1561, 2008, ISSN: 0362-2436. DOI: 10.1097/BRS.0b013e318178864e.
- [84] R. Havey, T. Gavin, A. Patwardhan, S. Pawelczak, K. Ibrahim, G. B. Andersson e S. Lavender, “A reliable and accurate method for measuring orthosis wearing time”, *Spine*, vol. 27, n.º 2, pp. 211–214, 2002, ISSN: 03622436. DOI: 10.1097/00007632-200201150-00018.
- [85] *The stTracker® Compliance Monitor System*, <https://spinaltech.com/resources/sttracker-compliance-monitor>, Acedido em: 2022-03-09, 2022.

- [86] *iButton*, <https://www.geombo.com/ibutton/>, Acedido em: 2022-03-09, 2022.
- [87] *Orthotimer*, <https://orthotimer.com/en/>, Acedido em: 2022-03-09, 2022.
- [88] M. S. Wong, A. F. Mak, K. D. Luk, J. H. Evans e B. Brown, “Effectiveness and biomechanics of spinal orthoses in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS)”, *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 24, n.º 2, pp. 148–162, 2000, ISSN: 03093646. DOI: 10.1080/03093640008726538.
- [89] D. Périé, C. E. Aubin, Y. Petit, M. Beauséjour, J. Dansereau e H. Labelle, “Boston brace correction in idiopathic scoliosis: A biomechanical study”, *Spine*, vol. 28, n.º 15, pp. 1672–1677, 2003, ISSN: 03622436. DOI: 10.1097/00007632-200308010-00008.
- [90] E. Lou, D. L. Hill e J. V. Raso, “A wireless sensor network system to determine biomechanics of spinal braces during daily living”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 48, n.º 3, pp. 235–243, 2010, ISSN: 01400118. DOI: 10.1007/s11517-010-0575-4.
- [91] E. Lou, D. Hill, D. Hedden, J. Mahood, M. Moreau e J. Raso, “An objective measurement of brace usage for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis”, *Medical Engineering and Physics*, vol. 33, n.º 3, pp. 290–294, 2011, ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.10.016.
- [92] E. Chalmers, E. Lou, D. Hill e H. V. Zhao, “An advanced compliance monitor for patients undergoing brace treatment for idiopathic scoliosis”, *Medical Engineering and Physics*, vol. 37, n.º 2, pp. 203–209, 2015, ISSN: 18734030. DOI: 10.1016/j.medengphy.2014.12.010.
- [93] L. Armitage, S. Turner e M. Sreenivasa, “Human-device interface pressure measurement in prosthetic, orthotic and exoskeleton applications: A systematic review”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 97, n.º August, pp. 56–69, 2021, ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2021.09.008.
- [94] E. Lou, D. L. Hill, J. V. Raso, M. J. Moreau e J. K. Mahood, “Smart orthosis for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, n.º 6, pp. 746–750, 2005, ISSN: 01400118. DOI: 10.1007/BF02430952.
- [95] S. M. Sailer, “THE ROLE OF SPLINTING AND REHABILITATION IN THE TREATMENT OF CARPAL AND CUBITAL TUNNEL SYNDROMES”, *Hand Clinics*, vol. 12, n.º 2, pp. 223–241, 1996, ISSN: 0749-0712. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0749-0712\(21\)00306-1](https://doi.org/10.1016/S0749-0712(21)00306-1).
- [96] J. Slane, M. Timmerman, H.-L. Ploeg e D. G. Thelen, “The influence of glove and hand position on pressure over the ulnar nerve during cycling”, *Clinical Biomechanics*, vol. 26, n.º 6, pp. 642–648, 2011, ISSN: 0268-0033. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.03.003>.

- [97] P. Szulc, M. Waszak, M. Bartkowiak, P. Bartkowiak, M. Tomczak, J. Boch-Kmieciak e K. Cieřlik, “Distribution of plantar pressure during jogging barefoot or in minimalist shoes in people who used to run in cushioned shoes”, *The Journal of sports medicine and physical fitness*, vol. 57, n.º 5, pp. 565–571, 2017, ISSN: 0022-4707. DOI: 10.23736/s0022-4707.16.06183-1.
- [98] Y. Cha, “Changes in the pressure distribution by wrist angle and hand position in a wrist splint”, *Hand Surgery and Rehabilitation*, vol. 37, n.º 1, pp. 38–42, 2018. DOI: 10.1016/j.hansur.2017.09.007.
- [99] A. Mao, A. Zahid, M. Ur-Rehman, M. A. Imran e Q. H. Abbasi, “Detection of Pressure and Heat in a Compressive Orthotic for Diabetes Prevention Using Nanotechnology”, em *2018 IEEE International RF and Microwave Conference (RFM)*, IEEE, 2018, pp. 211–214, ISBN: 978-1-5386-6720-0. DOI: 10.1109/RFM.2018.8846491.
- [100] E. Lou, J. V. Raso, D. L. Hill, N. G. Durdle, J. K. Mahood e M. J. Moreau, “The daily force pattern of spinal orthoses in subjects with adolescent idiopathic scoliosis”, *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 26, n.º 1, pp. 58–63, 2002, ISSN: 0309-3646. DOI: 10.1080/03093640208726622.
- [101] M. McRoberts, *Arduino Básico - 2ª edição: Tudo sobre o popular microcontrolador Arduino*. Novatec Editora, 2015, ISBN: 9788575224045. URL: <https://books.google.pt/books?id=Eq0oBwAAQBAJ>.
- [102] *Arduino UNO R3*, <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3>, Acedido em: 2022-03-16, 2022.
- [103] G. Lakshmi, “Calibration of Force Sensitive Resistor used in Force Controlled Grippers”, *International Journal of Engineering Research and*, vol. V9, ago. de 2020. DOI: 10.17577/IJERTV9IS080129.
- [104] Interlink Electronics, *FSR® Integration Guide & Evaluation Parts Catalog With Suggested Electrical Interfaces*, English, 26 pp. URL: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>.
- [105] J. A. Flórez e A. Velásquez, “Calibration of force sensing resistors (fsr) for static and dynamic applications”, em *2010 IEEE ANDESCON*, 2010, pp. 1–6. DOI: 10.1109/ANDESCON.2010.5633120.
- [106] G. Campos e J. Xi, “Calibration Methodology for a Pressure Sensing Mat in Aircraft Passenger Seat”, mai. de 2017.
- [107] S. Sarkar, B. K. Singh, N. Mandal e S. S. Behera, “A Fsr Based Data Acquisition System to Study the Interaction of Different Footwear with Different Foot-Regions”, em *2018 2nd International Conference on Electronics, Materials Engineering & Nano-Technology (IEMENTech)*, IEEE, mai. de 2018, pp. 1–7, ISBN: 978-1-5386-5550-4. DOI: 10.1109/IEMENTECH.2018.8465235.

- [108] W. Bierman, "THE TEMPERATURE OF THE SKIN SURFACE", *JAMA*, vol. 106, pp. 1158–1162, 1936.
- [109] C. Childs, *Body temperature and clinical thermometry*, 1^a ed. Elsevier B.V., 2018, vol. 157, pp. 467–482, ISBN: 9780444640741. DOI: 10.1016/B978-0-444-64074-1.00029-X.
- [110] H. Yu, S. Cang e Y. Wang, "A review of sensor selection, sensor devices and sensor deployment for wearable sensor-based human activity recognition systems", em *2016 10th International Conference on Software, Knowledge, Information Management & Applications (SKIMA)*, IEEE, 2016, pp. 250–257, ISBN: 978-1-5090-3298-3. DOI: 10.1109/SKIMA.2016.7916228.
- [111] J. Figueiredo, (2019), "Smart Wearable Orthosis to Assist Impaired Human Walking", Dissertação apresentada para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Biomédica à Escola de Engenharia da Universidade do Minho.
- [112] Google, *Android Studio*, 2022. URL: <https://developer.android.com/studio> (acedido em 07/02/2022).
- [113] Google, *Firebase*, 2022. URL: <https://firebase.google.com/> (acedido em 07/02/2022).
- [114] R. Gonçalves., C. Quintão., R. Vigário. e C. Quaresma., "Ortho-Monitorizer: A Portable Device to Monitor the Use of Upper Limb Orthoses - A Concept Proof", em *Proceedings of the 15th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies - BIODEVICES*, INSTICC, SciTePress, 2022, pp. 94–101, ISBN: 978-989-758-552-4. DOI: 10.5220/0011012000003123.

| A

TABELAS COM VALORES BASE PARA
CONSTRUÇÃO DOS GRÁFICOS E ESTUDO DAS
CONFIGURAÇÕES DOS SENSORES DE
PRESSÃO

APÊNDICE A. TABELAS COM VALORES BASE PARA CONSTRUÇÃO DOS GRÁFICOS E ESTUDO DAS CONFIGURAÇÕES DOS SENSORES DE PRESSÃO

Tabela A.1: Tabelas das diversas combinações testadas que serviram de base para a construção dos gráficos relativos ao divisor de tensão.

Divisor Tensão ($R = 100\text{ k}\Omega$ 3,3V)		
Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,016	2,20	-
0,021	2,46	0,26
0,026	2,79	0,33
0,031	2,84	0,05
0,036	2,93	0,10
0,040	3,01	0,08
0,045	3,03	0,02
0,050	3,04	0,01
0,055	3,06	0,02
0,060	3,08	0,02
0,065	3,09	0,01
0,069	3,09	0,00
0,074	3,10	0,01
0,079	3,10	0,00
0,084	3,11	0,01
0,089	3,11	0,00
0,094	3,11	0,00
0,099	3,12	0,00
0,104	3,12	0,01
0,108	3,13	0,00
0,113	3,13	0,00
0,118	3,13	0,00
0,122	3,13	0,00
0,128	3,13	0,00
0,132	3,14	0,00
0,137	3,14	0,00
0,142	3,14	0,00
0,147	3,15	0,00

Divisor Tensão ($R = 100\text{ k}\Omega$ 5V)		
Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,016	4,04	4,04
0,021	4,27	0,23
0,026	4,46	0,19
0,031	4,54	0,08
0,036	4,58	0,04
0,040	4,67	0,09
0,045	4,70	0,03
0,050	4,72	0,02
0,055	4,76	0,04
0,060	4,78	0,02
0,065	4,79	0,01
0,069	4,80	0,01
0,074	4,83	0,02
0,079	4,83	0,00
0,084	4,83	0,00
0,089	4,84	0,01
0,094	4,85	0,01
0,099	4,85	0,00
0,104	4,86	0,01
0,108	4,87	0,00
0,113	4,87	0,00
0,118	4,87	0,00
0,122	4,87	0,00
0,128	4,87	0,00
0,132	4,88	0,01
0,137	4,88	0,00
0,142	4,89	0,00
0,147	4,89	0,00

Divisor Tensão ($R = 3\text{ k}\Omega$ 5V)		
Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,016	0,66	0,66
0,021	0,82	0,16
0,026	1,06	0,24
0,031	1,23	0,17
0,036	1,35	0,12
0,040	1,45	0,10
0,045	1,55	0,10
0,050	1,67	0,12
0,055	1,76	0,09
0,060	1,81	0,05
0,065	1,89	0,08
0,069	1,94	0,05
0,074	1,96	0,02
0,079	2,02	0,06
0,084	2,02	0,00
0,089	2,09	0,07
0,094	2,10	0,01
0,099	2,16	0,06
0,104	2,23	0,07
0,108	2,23	0,00
0,113	2,25	0,02
0,118	2,30	0,05
0,122	2,32	0,02
0,128	2,34	0,02
0,132	2,37	0,03
0,137	2,37	0,00
0,142	2,40	0,03
0,147	2,40	0,00

Tabela A.2: Tabela que serviu de base para a construção dos gráficos relativos ao conversor corrente-tensão, com tensão de referência positiva.

Conversor Corrente para Tensão (Tensão referência positiva)									
Pressão (MPa)	R = 300 Ω	R = 500 Ω	R = 700 Ω	R = 900 Ω	R = 1,10 kΩ	R = 1,30 kΩ	R = 1,50 kΩ	R = 1,60 kΩ	R = 1,70 kΩ
0,026	2,42	2,40	2,35	2,31	2,25	2,18	2,15	2,11	2,10
0,050	2,38	2,31	2,20	2,16	2,03	1,93	1,89	1,83	1,80
0,074	2,34	2,22	2,11	2,04	1,90	1,78	1,69	1,64	1,61
0,099	2,31	2,18	2,04	1,94	1,79	1,67	1,57	1,46	1,43
0,122	2,29	2,15	1,99	1,87	1,69	1,59	1,48	1,32	1,29
0,147	2,27	2,11	1,98	1,83	1,65	1,52	1,39	1,23	1,20

Tabela A.3: Tabela que serviu de base para a construção dos gráficos relativos ao conversor corrente-tensão com tensão de referência negativa.

Conversor Corrente para Tensão (Tensão referência negativa)								
Pressão (MPa)	R = 1,50 kΩ	R = 1,60 kΩ	R = 1,70 kΩ	R = 1,80 kΩ	R = 1,90 kΩ	R = 2,00 kΩ	R = 2,05 kΩ	R = 2,15 kΩ
0,026	0,78	0,90	1,00	1,08	1,29	1,36	1,40	1,44
0,050	1,45	1,64	1,77	1,84	1,96	2,07	2,14	2,22
0,074	1,89	2,06	2,24	2,40	2,54	2,61	2,68	2,83
0,099	2,22	2,40	2,62	2,78	2,95	3,01	3,06	3,15
0,122	2,38	2,62	2,89	3,05	3,19	3,26	3,32	3,45
0,147	2,53	2,80	3,08	3,22	3,41	3,50	3,56	3,66

APÊNDICE A. TABELAS COM VALORES BASE PARA CONSTRUÇÃO DOS GRÁFICOS E ESTUDO DAS CONFIGURAÇÕES DOS SENSORES DE PRESSÃO

Tabela A.4: Tabelas de auxílio à análise da resolução teórica relativa ao conversor corrente-tensão com tensão de referência positiva com uma resistência de 1,7 k Ω . Análise de 1 em 1 kPa.

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,026	2,13	0,02
0,027	2,11	0,02
0,028	2,09	0,02
0,029	2,07	0,02
0,030	2,05	0,02
0,031	2,03	0,01
0,032	2,02	0,02
0,033	2,00	0,01
0,034	1,99	0,02
0,035	1,97	0,01
0,036	1,96	0,02
0,037	1,94	0,01
0,038	1,93	0,02
0,039	1,91	0,01
0,040	1,90	0,01
0,041	1,89	0,02
0,042	1,87	0,01
0,043	1,86	0,01
0,044	1,85	0,01
0,045	1,84	0,01
0,046	1,83	0,01
0,047	1,82	0,02
0,048	1,80	0,01
0,049	1,79	0,01
0,050	1,78	0,01
0,051	1,77	0,01
0,052	1,76	0,01
0,053	1,75	0,01
0,054	1,74	0,01
0,055	1,73	0,01
0,056	1,72	0,01
0,057	1,71	0,01
0,058	1,70	0,00
0,059	1,70	0,01
0,060	1,69	0,01
0,061	1,68	0,01
0,062	1,67	0,01
0,063	1,66	0,01
0,064	1,65	0,01
0,065	1,64	0,00
0,066	1,64	0,01

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,067	1,63	0,01
0,068	1,62	0,01
0,069	1,61	0,00
0,070	1,61	0,01
0,071	1,60	0,01
0,072	1,59	0,01
0,073	1,58	0,00
0,074	1,58	0,01
0,075	1,57	0,01
0,076	1,56	0,00
0,077	1,56	0,01
0,078	1,55	0,01
0,079	1,54	0,00
0,080	1,54	0,01
0,081	1,53	0,01
0,082	1,52	0,00
0,083	1,52	0,01
0,084	1,51	0,01
0,085	1,50	0,00
0,086	1,50	0,01
0,087	1,49	0,00
0,088	1,49	0,01
0,089	1,48	0,01
0,090	1,47	0,00
0,091	1,47	0,01
0,092	1,46	0,00
0,093	1,46	0,01
0,094	1,45	0,00
0,095	1,45	0,01
0,096	1,44	0,01
0,097	1,43	0,00
0,098	1,43	0,01
0,099	1,42	0,00
0,100	1,42	0,01
0,101	1,41	0,00
0,102	1,41	0,01
0,103	1,40	0,00
0,104	1,40	0,01
0,105	1,39	0,00
0,106	1,39	0,01
0,107	1,38	0,00

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,108	1,38	0,01
0,109	1,37	0,00
0,110	1,37	0,01
0,111	1,36	0,00
0,112	1,36	0,01
0,113	1,35	0,00
0,114	1,35	0,01
0,115	1,34	0,00
0,116	1,34	0,00
0,117	1,34	0,01
0,118	1,33	0,00
0,119	1,33	0,01
0,120	1,32	0,00
0,121	1,32	0,01
0,122	1,31	0,00
0,123	1,31	0,01
0,124	1,30	0,00
0,125	1,30	0,00
0,126	1,30	0,01
0,127	1,29	0,00
0,128	1,29	0,01
0,129	1,28	0,00
0,130	1,28	0,00
0,131	1,28	0,01
0,132	1,27	0,00
0,133	1,27	0,01
0,134	1,26	0,00
0,135	1,26	0,00
0,136	1,26	0,01
0,137	1,25	0,00
0,138	1,25	0,01
0,139	1,24	0,00
0,140	1,24	0,00
0,141	1,24	0,01
0,142	1,23	0,00
0,143	1,23	0,00
0,144	1,23	0,01
0,145	1,22	0,00
0,146	1,22	0,00
0,147	1,22	-

Tabela A.5: Tabelas de auxílio à análise da resolução teórica relativa ao conversor corrente-tensão com tensão de referência positiva com uma resistência de 1,7 k Ω . Análise de 2 em 2 kPa.

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,026	2,13	0,04
0,028	2,09	0,04
0,030	2,05	0,03
0,032	2,02	0,03
0,034	1,99	0,03
0,036	1,96	0,03
0,038	1,93	0,03
0,040	1,90	0,03
0,042	1,87	0,02
0,044	1,85	0,02
0,046	1,83	0,02
0,048	1,80	0,02
0,050	1,78	0,02
0,052	1,76	0,02
0,054	1,74	0,02
0,056	1,72	0,02
0,058	1,70	0,02
0,060	1,69	0,02
0,062	1,67	0,02
0,064	1,65	0,02
0,066	1,64	0,02
0,068	1,62	0,02
0,070	1,61	0,01
0,072	1,59	0,01
0,074	1,58	0,01
0,076	1,56	0,01
0,078	1,55	0,01
0,080	1,54	0,01
0,082	1,52	0,01
0,084	1,51	0,01
0,086	1,50	0,01
0,088	1,49	0,01
0,090	1,47	0,01
0,092	1,46	0,01
0,094	1,45	0,01
0,096	1,44	0,01
0,098	1,43	0,01
0,100	1,42	0,01
0,102	1,41	0,01
0,104	1,40	0,01

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,106	1,39	0,01
0,108	1,38	0,01
0,110	1,37	0,01
0,112	1,36	0,01
0,114	1,35	0,01
0,116	1,34	0,01
0,118	1,33	0,01
0,120	1,32	0,01
0,122	1,31	0,01
0,124	1,30	0,01
0,126	1,30	0,01
0,128	1,29	0,01
0,130	1,28	0,01
0,132	1,27	0,01
0,134	1,26	0,01
0,136	1,26	0,01
0,138	1,25	0,01
0,140	1,24	0,01
0,142	1,23	0,01
0,144	1,23	0,01
0,146	1,22	0,01
0,148	1,21	1,21

APÊNDICE A. TABELAS COM VALORES BASE PARA CONSTRUÇÃO DOS GRÁFICOS E ESTUDO DAS CONFIGURAÇÕES DOS SENSORES DE PRESSÃO

Tabela A.6: Tabelas de auxílio à análise da resolução teórica relativa ao conversor corrente-tensão com tensão de referência negativa com uma resistência de 2,15 kΩ. Análise de 1 em 1 kPa.

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,026	1,43	-
0,027	1,48	0,05
0,028	1,53	0,05
0,029	1,57	0,05
0,030	1,62	0,04
0,031	1,66	0,04
0,032	1,70	0,04
0,033	1,74	0,04
0,034	1,78	0,04
0,035	1,82	0,04
0,036	1,85	0,04
0,037	1,89	0,04
0,038	1,92	0,03
0,039	1,96	0,03
0,040	1,99	0,03
0,041	2,02	0,03
0,042	2,05	0,03
0,043	2,08	0,03
0,044	2,11	0,03
0,045	2,14	0,03
0,046	2,17	0,03
0,047	2,20	0,03
0,048	2,22	0,03
0,049	2,25	0,03
0,050	2,28	0,03
0,051	2,30	0,03
0,052	2,33	0,03
0,053	2,35	0,02
0,054	2,38	0,02
0,055	2,40	0,02
0,056	2,42	0,02
0,057	2,45	0,02
0,058	2,47	0,02
0,059	2,49	0,02
0,060	2,51	0,02
0,061	2,53	0,02
0,062	2,56	0,02
0,063	2,58	0,02
0,064	2,60	0,02
0,065	2,62	0,02
0,066	2,64	0,02

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,067	2,66	0,02
0,068	2,67	0,02
0,069	2,69	0,02
0,070	2,71	0,02
0,071	2,73	0,02
0,072	2,75	0,02
0,073	2,77	0,02
0,074	2,78	0,02
0,075	2,80	0,02
0,076	2,82	0,02
0,077	2,84	0,02
0,078	2,85	0,02
0,079	2,87	0,02
0,080	2,89	0,02
0,081	2,90	0,02
0,082	2,92	0,02
0,083	2,93	0,02
0,084	2,95	0,02
0,085	2,96	0,02
0,086	2,98	0,02
0,087	2,99	0,01
0,088	3,01	0,01
0,089	3,02	0,01
0,090	3,04	0,01
0,091	3,05	0,01
0,092	3,07	0,01
0,093	3,08	0,01
0,094	3,09	0,01
0,095	3,11	0,01
0,096	3,12	0,01
0,097	3,13	0,01
0,098	3,15	0,01
0,099	3,16	0,01
0,100	3,17	0,01
0,101	3,19	0,01
0,102	3,20	0,01
0,103	3,21	0,01
0,104	3,23	0,01
0,105	3,24	0,01
0,106	3,25	0,01
0,107	3,26	0,01

Pressão (MPa)	Tensão (V)	Diferença Tensão (V)
0,108	3,27	0,01
0,109	3,29	0,01
0,110	3,30	0,01
0,111	3,31	0,01
0,112	3,32	0,01
0,113	3,33	0,01
0,114	3,34	0,01
0,115	3,36	0,01
0,116	3,37	0,01
0,117	3,38	0,01
0,118	3,39	0,01
0,119	3,40	0,01
0,120	3,41	0,01
0,121	3,42	0,01
0,122	3,43	0,01
0,123	3,44	0,01
0,124	3,45	0,01
0,125	3,46	0,01
0,126	3,47	0,01
0,127	3,48	0,01
0,128	3,49	0,01
0,129	3,50	0,01
0,130	3,51	0,01
0,131	3,52	0,01
0,132	3,53	0,01
0,133	3,54	0,01
0,134	3,55	0,01
0,135	3,56	0,01
0,136	3,57	0,01
0,137	3,58	0,01
0,138	3,59	0,01
0,139	3,60	0,01
0,140	3,61	0,01
0,141	3,62	0,01
0,142	3,63	0,01
0,143	3,64	0,01
0,144	3,65	0,01
0,145	3,66	0,01
0,146	3,67	0,01
0,147	3,68	0,01

GRÁFICOS OBTIDOS NA CALIBRAÇÃO DOS SENSORES DE PRESSÃO

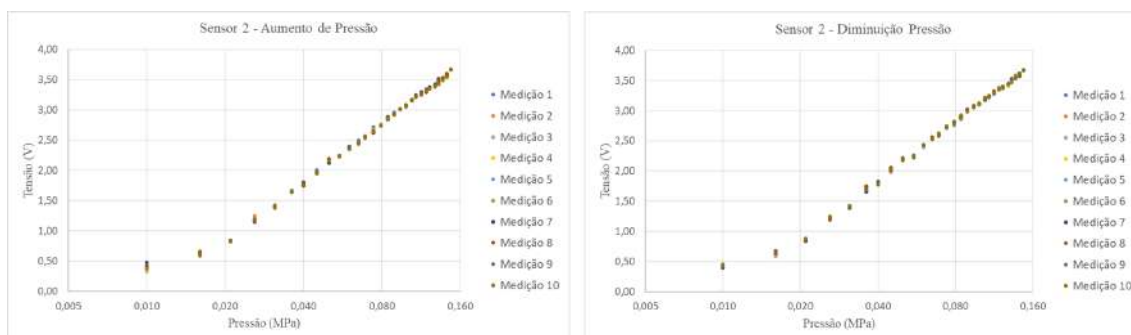


Figura B.1: Gráficos obtidos para o aumento e diminuição de pressão das 10 séries de medições para o segundo sensor.

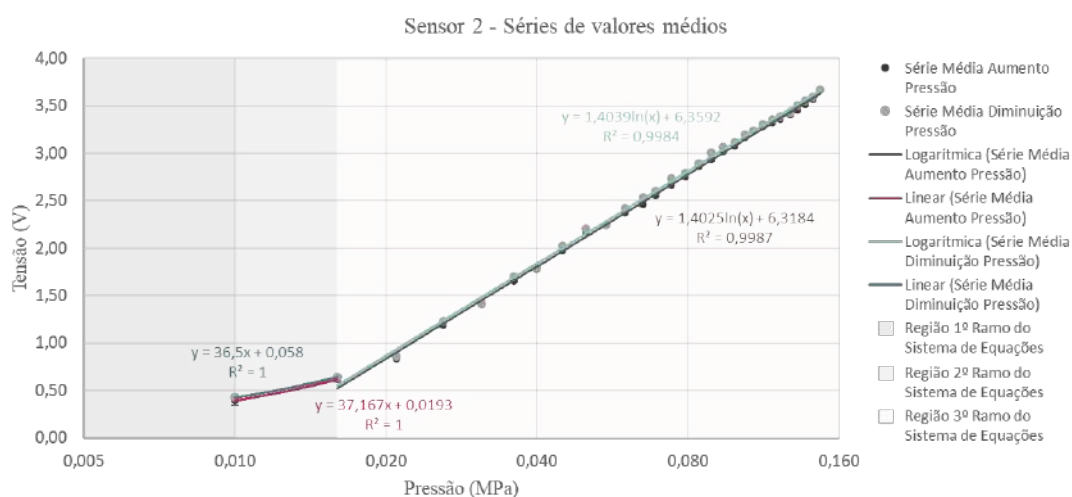


Figura B.2: Gráficos da série de valores médios obtidos e respetivas curvas paramétricas para o segundo sensor.

APÊNDICE B. GRÁFICOS OBTIDOS NA CALIBRAÇÃO DOS SENSORES DE PRESSÃO

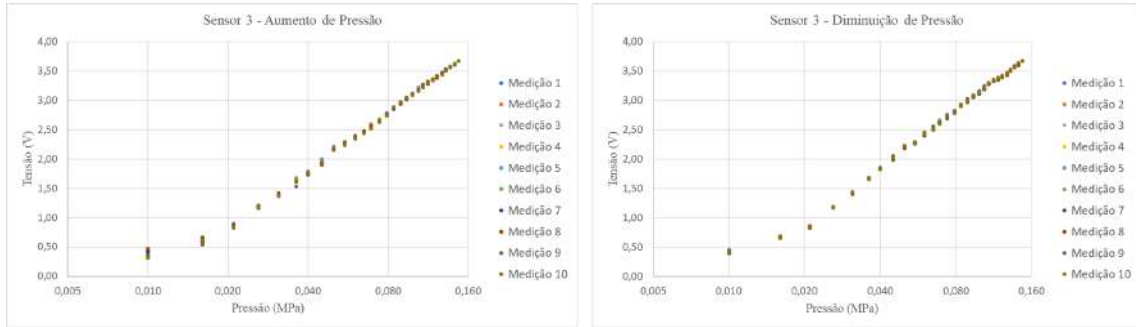


Figura B.3: Gráficos obtidos para o aumento e diminuição de pressão das 10 séries de medições para o terceiro sensor.

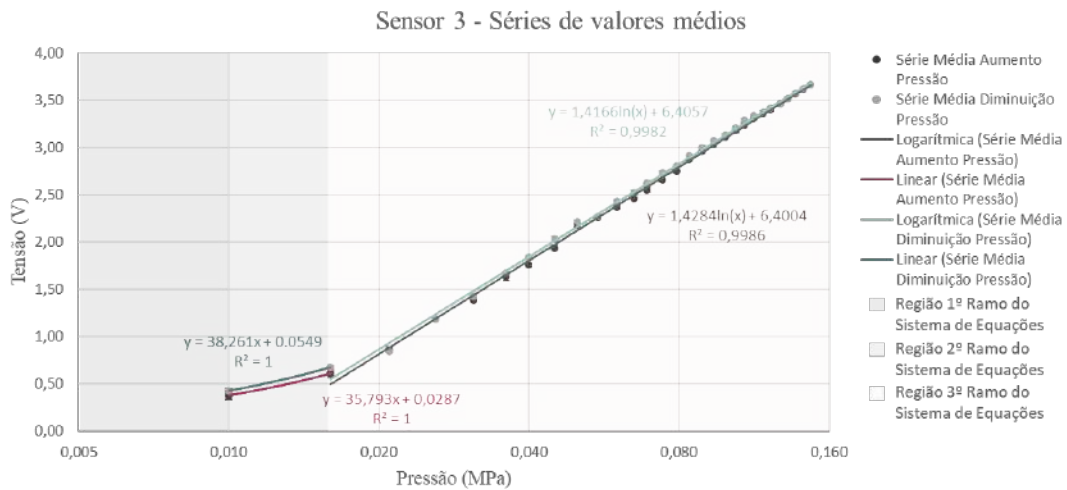


Figura B.4: Gráficos da série de valores médios obtidos e respectivas curvas paramétricas para o terceiro sensor.

| C

ORTHO-MONITORIZER: A PORTABLE
DEVICE TO MONITOR THE USE OF UPPER
LIMB ORTHOSES - A CONCEPT PROOF

Ortho-Monitorizer: A portable device to monitor the use of upper limb orthoses - a concept proof

Raquel Gonçalves¹^a, Carla Quintão^{1,2}^b, Ricardo Vigário^{1,2}^c and Cláudia Quaresma^{1,2}^d

¹*IDepartamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, 2829-516 Caparica, Portugal*

²*LIBPhys - UNL, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, 2829-516 Caparica, Portugal*
rdi.goncalves@campus.fct.unl.pt, cmquintao@fct.unl.pt, r.vigario@fct.unl.pt, q.claudia@fct.unl.pt

Keywords: Rehabilitation, Orthoses, Monitorization, Temperature, Pressure, Compliance, Upper-Limb, Wearable.

Abstract: This article presents the development of a wearable and portable system, the Ortho-Monitorizer, which allows an objective, continuous and simultaneous monitoring of the temperature and pressure exerted on the skin on the 3 main pressure points derived from the use of a hand and wrist orthosis. It also allows the monitorization of the patient's compliance to the orthosis, providing its time of use. This way, adjustments to the orthosis can be optimized, reducing the discomfort felt by the patient, increasing compliance, reducing the risk of pressure sores' formation derived from inadequate levels of pressure applied, and consequently, increasing the effectiveness of orthosis' use. Therefore, an Arduino Uno, powered by a powerbank, is used as microcontroller. Three force sensors and three temperature sensors are controlled by the microcontroller to detect the pressure and temperature. A Bluetooth Low Energy module is used to send data from the Arduino to an android application under development, which will allow healthcare professionals to consult all the information and clinical history relating to each patient, as well as allowing the patient to develop a greater awareness and sense of responsibility regarding their performance in relation to the guidelines provided by the health professional.

1 INTRODUCTION

Wrist and hand orthoses have been used in hand injury recoveries, pain relieve and prevention of muscular disorders of chronic diseases, such as Carpal Tunnel Syndrome and stroke (Tan et al., 2020).

Orthoses are support technologies that play an important role and are recurrently used. These devices are generally produced using low-temperature thermoplastics to be possible adapt them to each patient's hand and they seek to act in limiting or promoting movement, positioning anatomical structures, protecting body segments and reducing pain (Tan et al., 2020).

The use of orthoses in patients is usually encouraged to be as frequently as possible, normally for a long period of time depending on the injury. For tendon injuries is approximately 4 to 6 weeks whereas for post-stroke patients is perhaps years, for exam-


ple (Tan et al., 2020).


However, currently, the study of its effectiveness is still insufficient (Pritchard et al., 2019), and it can even be said that studies in the field of rehabilitation need greater solidity, scope and a broad international consensus (Costa, 2019).


One of the main reasons of low patient's compliance is the discomfort experienced by patients, which leads to decreased effectiveness of hand and wrist orthoses and often to the formation of pressure ulcers due to prolonged exposure to inadequate pressure (Tan et al., 2020).


Thus, objective monitoring of patient adherence to orthosis, identification of pressure points and changes in tissue temperature are important areas of study and development in order to solve many of the challenges encountered in clinical practice, such as identifying and minimizing the excessive pressure exerted by the orthosis, as well as, identifying a potential tissue inflammation by a local temperature increasing. This monitoring will also allow efficient orthosis' adjustments, reducing the possible discomfort felt by the patient.

Regarding the objective monitoring of patient's

^a <https://orcid.org/0000-0000-0000-0000>

^b <https://orcid.org/0000-0000-0000-0000>

^c <https://orcid.org/0000-0000-0000-0000>

^d <https://orcid.org/0000-0000-0000-0000>

compliance to orthosis, there are already some devices on the market that allow this monitoring, but none is designed for hand orthoses (Benish et al., 2012; Davies et al., 2020). Additionally, there are already some studies that try to develop pressure and/or temperature monitoring devices, however there are none on the market yet (Lou et al., 2005). Nevertheless, there are studies directed to hand orthoses but only concerning pressure (Tan et al., 2020). As regards the simultaneous study of the three parameters, there are again some studies but none of them allows the monitoring of all three simultaneously on upper-limb orthoses (Lou et al., 2002; Chalmers et al., 2015; Mao et al., 2018).

Therefore, the need for this project arises, whose objective is to develop a device and an objective and simultaneous analysis methodology of all these parameters, through the coupling of pressure and temperature sensors to the orthoses. This way, it will not only be possible to monitor patient's compliance, identify risk situations through changes in pressure and temperature, but it will also allow the intervention of health professional to adapt the orthoses to the needs of each patient.

2 ORTHO-MONITORIZER

The Ortho-Monitorizer was developed in collaboration with the Department of Physical Medicine and Rehabilitation of Hospital Curry Cabral – Centro Hospitalar de Lisboa Central.

Its main objective is to allow a quantitative, continuous and simultaneous monitoring of patient's compliance to the orthosis (wearing time), as well as the pressure and temperature values associated with the use of the orthosis.

For the development of the system, several prerequisites were taken into account, namely:

- Light and compact device, to make it a wearable and comfortable device;
- Portable device with wireless and real-time data transmission, to allow a satisfactory degree of freedom to the patient while guaranteeing constant monitoring;
- Device with low consumption, to allow greater autonomy;
- Small sensors, so that when inserted in the orthosis, they do not cause discomfort or possible injuries to the patient;
- Device designed by modules, that is, the sensors could be decoupled from the rest of the circuit, to facilitate the removal of the device;

- Application with functionalities adapted to each type of user, namely, patients, therapists and administrator;
- User-friendly interfaces, to be accessible to any user.

Considering all the previous characteristics, the block diagram presented on figure 1, was designed.

It can be observed that the system is divided into two major parts: the device itself and its android application.

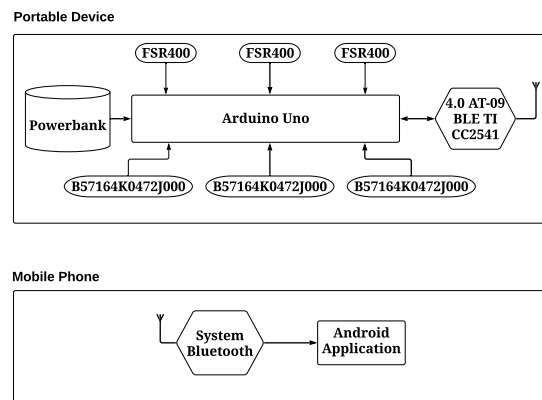


Figure 1: Block diagram of the proposed system.

2.1 Portable Device

Figure 2 shows the implemented circuit. The entire circuit is placed inside a box modelled in 3D that have the ideal dimensions and the necessary holes so that is possible to power the microcontroller using a power-bank, as well as the fitting of the sensors. The device measures 90 mm x 72 mm x 43 mm and weighs, approximately, 112.5 g. However, an industrial implementation and the use of a smaller microcontroller, such as, Arduino IOT, would enable a reduction in its size to an estimate of 49 mm x 22 mm x 30 mm.

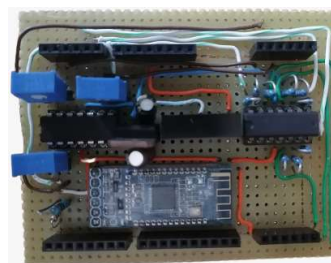


Figure 2: Circuit implementation.

2.1.1 Pressure Sensor

The occurrence of discomfort and pressure sores were conventionally considered in bony prominences, however there are other regions that are also sensitive to the high levels of applied pressure.

A study (Tan et al., 2020) sought to analyse the main critical points of discomfort or those that presented high pressure magnitudes when using a hand without thumb stabilization orthosis, and concluded that there are 3 critical points, represented in the Figure 3, namely:

- At the most prominent point of the abductor digiti minimi;
- At the distal end of ulna;
- At the distal end of radius and near the anatomic snuffbox.



Figure 3: Three main critical points: (7) the most prominent point of the abductor digiti minimi; (8) the distal end of ulna; (13) distal end of radius and near the anatomic snuffbox. Adapted from (Tan et al., 2020)

According to this study, the sensors should cover the range of values between 0.02 MPa to 0.078 MPa.

After searching the market for a sensor with dimensions and cost suitable for the intended purpose, it was concluded that the FSR-400 sensor would be a good candidate.

The FSR-400's active area is a circle and its area is 20.26 mm².

As it was mentioned the intensity of minimum pressure P_{min} applied on the skin should be 0.02 MPa, i.e. 0.02 N/mm². Thus, the minimum force F_{min} that FSR400 should measure is 0.4 N.

Likewise, the intensity of maximum pressure P_{max} and maximum force F_{max} that will be applied on FSR400 are 0.078 N/mm² and 1.58 N, respectively.

Since, the range of force sensor FSR400 is 0.2 N - 20 N, it is suitable for this purpose. The FSR's features are provided in Table 1.

To implement the FSRs, a current-to-voltage converter circuit was used. The implementation circuit of one single FSR is shown in Figure 4.

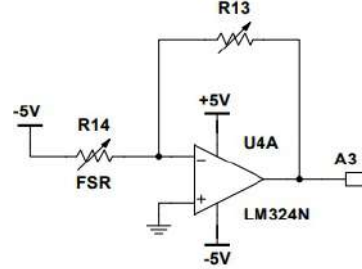


Figure 4: The circuit diagram of a current to voltage converter that was used for a single FSR Sensor.

In this circuit the sensor is the input of the current-to-voltage converter and its supply voltage is -5 V.

The op-amp LM324N must be able to swing below ground, from 0 V to 5 V, therefore dual sided supplies are necessary.

The criteria for choosing R_{13} was to maximize sensor's accuracy according to the defined range of values (0.4 N – 1.58 N). Thus, $R_{13} = 2150 \Omega$.

The relation between output voltage V_{Out} and the value read by Arduino's ADC (V_A) is given by:

$$V_{Out} = \frac{5 \times V_A}{1023} \quad (1)$$

By replacing the V_{Out} value in the constructed calibration curve, the pressure value is obtained.

This calibration curve was previously constructed by collecting the voltage values from the Arduino, when placing progressively various weights on the active area of the sensor.

Table 1: Pressure Sensor Parameters.

Manufacturer	Interlink Electronics
Model	FSR-400
Force Sensitivity Range	0.2 - 20 N
Diameter	7.62 mm
Active Area	5.08 mm
Nominal Thickness	0.3 mm
Temp Operating Range	-30 °C to +70 °C (Recommended)
Number of Actuations (Life time)	10 Million tested, Without failure

2.1.2 Temperature Sensor

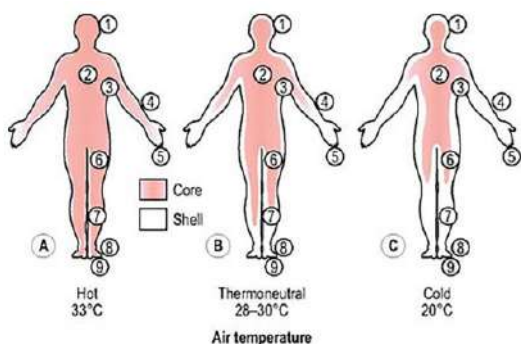
The normal human skin temperature on the trunk is 36-37 °C, however, since blood circulation is faster near the heart than in other parts of the body, the

trunk's skin temperature is always higher than the skin temperature of the limbs, being lower, namely on protruding and markedly curved parts, such as the fingers (Bierman, 1936).

The temperature of the surface of the skin varies with the temperature of the body and with conditions in the skin and in the structures lying beneath. It also shows large fluctuations when the body is exposed to changes in environmental temperatures (Childs, 2018). In Figure 5, there are the skin surface temperatures at nine body sites in hot (A: 33 °C) thermoneutral (B: 28–30 °C), and cool (C: 20 °C) ambient conditions (Childs, 2018).

From the table provided by Figure 5, although they correspond to values from a sample that may not represent the general population, it shows that the temperature of the fingers can vary from 21.0 °C in cold environments to 35.9 °C in hot environments, similarly, the arm can vary from 27.6 °C and 35.9 °C, in cold and hot environments, respectively.

Thus, it is possible to realize that the choice of temperature sensors that will measure the temperature of the skin of the upper limb should cover, at least, the range of values from 21 °C to 36°C.



Site	A (°C)	B (°C)	C (°C)
1 Scalp	36.0	34.8	32.8
2 Chest	35.8	34.5	31.3
3 Axilla	36.5	36.4	36.4
4 Arm	35.9	33.5	27.6
5 Finger	35.9	33.2	21.0
6 Thigh	35.2	33.4	27.8
7 Leg	35.3	30.1	25.2
8 Foot	35.5	29.7	22.7
9 Toe	36.2	29.1	21.4

Figure 5: Distribution of temperatures within the human body into core and shell during exposure to cold, thermoneutral and warm environments (Childs, 2018).

Table 2: Comparing temperature sensing technologies. Adapted from (Texas Instruments, 2019)

	IC Sensors	Thermistors	RTDs	Thermocouples
Range	-55 °C to 200 °C	-100 °C to 500 °C	-240 °C to 600 °C	-260 °C to 2,300 °C
Accuracy	Good/Best	Calibration-dependent	Best	Better
Size	Smallest	Small	Moderate	Large
Complexity	Easy	Moderate	Complex	Complex
Linearity	Best	Low	Best	Better
Price	Low to moderate	Low to moderate	Expensive	Expensive

The most common temperature sensors are ICs, RTDs, thermocouples and thermistors.

These represent contact sensors that measure the average temperature between the sensor and the skin surface.

Considering the characteristics presented in Table 2, it appears that all types of sensors have value ranges that include the values needed to be measured.

However, a good precision is important, since there is a need to detect small temperature variations at the points where we will measure the temperature.

For this reason, due to its accuracy, price and size, both ICs and thermistors would be good options.

For this reason, B57164K0472J000 thermistors were implemented since they were available in the laboratory, the size was adequate, they had a range of values that allows measuring the desired values, they were low cost, easy to implement and already had a calibration curve that facilitated the conversion of the obtained values to temperature values. The thermistors' features are presented in Table 3.

Table 3: Temperature Sensor Parameters.

Manufacturer	EPCOS/TDK
Product Category	NTC Thermistors
Operating Temperature	-55 °C to +125 °C
Diameter	5.5 mm
Length	2 mm
Width	5 mm

A voltage divider converter circuit followed by a 1.5x amplification circuit was used to implement the temperature sensors. The implementation circuit of one single B57164K0472J000 thermistor is shown in Figure 6.

The amplification circuit was used to achieve the desired accuracy (0.2 °C).

The relation between output voltage V_{Out} and the value read by Arduino's ADC (V_A) is given by:

$$V_{Out} = \frac{5 \times V_A}{1023 \times 1.5} \quad (2)$$

Then, it is possible to obtain the value of thermistor resistance R using the voltage divider expression:

$$R = R2 \times \frac{5}{V_{Out} - 1} \quad (3)$$

The calibration curve was constructed from the resistance values for each temperature, given by the manufacturer, followed by the adjustment of an exponential curve in order to obtain its equation.

By replacing the R in the previously constructed calibration curve the temperature value is obtained.

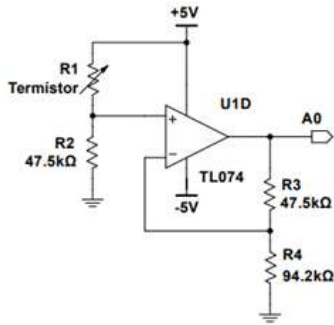


Figure 6: The circuit diagram of the voltage divider for a single B57164K0472J000 thermistor.

2.1.3 Power Supply

Several circuits were implemented in order to optimize the accuracy of the sensors. Even single supply circuits were tested to try to reduce the power supply complexity. However, through the use of a dual supply better results were found. Once Arduino is only capable of providing positive voltage, a voltage regulator and converter were used to produce the required negative voltage value. The power supply circuit used is presented on figure 7.

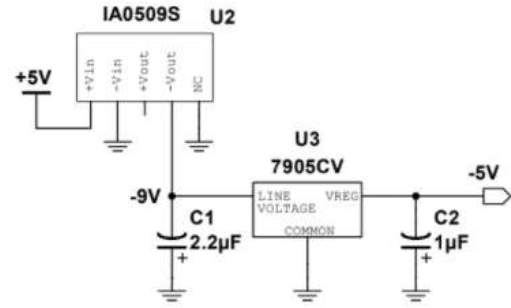


Figure 7: Power supply circuitry.

2.1.4 Wireless Communication

Wireless communication techniques are required to transfer the data acquired by the sensors to the android application.

There are several wireless technologies, and the characteristics of the main wireless communication technologies used in wearable devices are presented in Table 4.

Ideally, a low-cost, low energy-consuming and with a high level of security was sought, since the objective will be the transmission of patient clinical data, .

It is also intended a wide range of communication, which allows a satisfactory degree of freedom to the patient while ensuring constant monitoring. Considering the above characteristics, there is a preferential selection for *ZigBee*, *2.4G Wireless* and *Bluetooth*.

It was decided to use a Bluetooth module, since it is the communication where there was a greater degree of familiarity. However, due to its consumption, a Bluetooth Low Energy (BLE) module was chosen because it has significantly lower consumption.

The module used was the 4.0 AT-09 BLE TI

Table 4: Main wireless communication technologies' characteristics. Adapted from (Yu et al., 2016).

	ZigBee	Bluetooth	UWB	Wi-Fi	NFC
Price	Low	Low	Moderate	Moderate	Low
Safety	High	High	High	Low	Very-High
Data rate (max)	250 Kb/s	3 Mb/s	480 Mb/s	54 Mb/s	420 Mb/s
Max range	75 m	10 m	10 m	100 m	20 cm
Frequency	2.4 GHz 915 MHz (America) 868 MHz (Europe)	2.4 GHz	3.1 GHz - 10.6 GHz	2.4/5 GHz	13.56 MHz
Power Consumption	30 mW	2.5 - 100 mW	30 mW	1W	Low
IEE Standard	IEEE 802.15.4	IEEE 802.15.1x	IEEE 802.15.4a	IEEE 802.11	ISO/IEC 18092
Diffraction penetrating barriers	Not good	Not good	Not good	Not very good	Not good

CC2541 and its features are presented in Table 5.

Table 5: BLE Module Parameters.

Input Voltage	3.3 V/ 5 V
Power consumption	8.5 mA (Transfer)
	90 μ A \sim μ A (Sleep mode)
Coverage up to 60 m	

2.2 Android Application

Ortho-Monitorizer also has an application that is under development.

The main goal of this application is to allow healthcare professionals to consult easily all the information and clinical history relating to each patient, as well as allowing the patient to develop a greater awareness and sense of responsibility regarding their performance in relation to the guidelines provided by the health professional.

The interfaces of this application are simple and intuitive to facilitate its use by any user.

The application has 3 types of users, namely, patients, therapists and administrators, and each of these types have access to different functionalities adapted to their needs.

When starting the application, the user will need to register, being able to register either as a patient or as a therapist. However, if the user registers as a therapist, he will need to be authenticated by the administrator to get access to therapist functionalities.

Regarding the features of each type of user:

- **Patient:** Able to change his personal information, have access to instructions for use and cleaning of orthosis and also receive alerts derived from inadequate pressure and temperature values.
- **Therapist:** Able to change his personal information and has access to all patients data including the info about the injury, the orthosis applied and clinical history.
- **Administrator:** Has all the functionalities of the therapist, but is still able to manage the functionalities of all health professionals registered in the application. It means that he can provide or remove access to functionalities of therapists or even administrator.

The application is linked to a database, so that the storage of user's data and clinical data, as well as their consultation, are possible.

In addition, the application receives pressure and temperature data from the portable device, via Bluetooth, and is primarily responsible for its processing and for displaying some graphics.

These charts will facilitate the analysis of each patient's clinical history by the responsible therapist, because it will allow the therapist to easily see in which days there were inadequate values of applied pressure and temperature, as well as verifying patient's compliance.

2.3 Measured Results

In order to show the results and the performance of the portable device, data was collected for a period of 30 minutes in a volunteer.

Figure 8 shows the experimental setup used for data acquisition.



Figure 8: Experimental setup and implementation of the whole prototype. Pressure and temperature values were obtained at the end of ulna (1), at the distal end of radius and near the anatomic snuffbox (2) and at the most prominent point of the abductor digiti minimi (3).

Although the graphical appearance is not yet what it will look like in the end, the pressure and temperature graphs were obtained, which are shown in Figure 9 and 10, respectively.

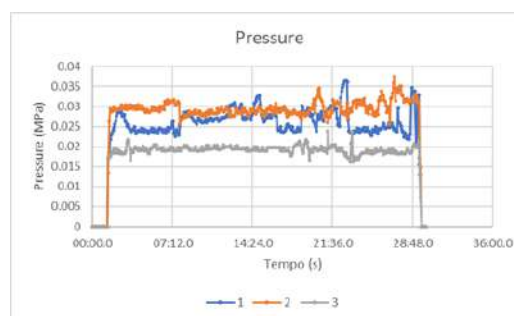


Figure 9: Pressure values obtained during 30 minutes at the distal end of ulna (1), at the distal end of radius and near the anatomic snuffbox (2) and at the most prominent point of the abductor digiti minimi (3).

From the results expressed in both graphs it is possible to see that both the pressure and temperature val-

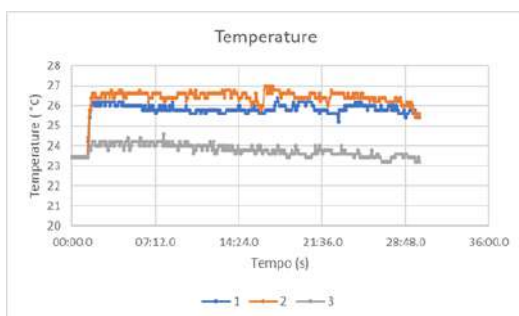


Figure 10: Temperature values obtained during 30 minutes at the distal end of ulna (1), at the distal end of radius and near the anatomic snuffbox (2) and at the most prominent point of the abductor digiti minimi (3).

ues are within the expected values according to the study carried out by X. Tan (Tan et al., 2020).

Observing the graphs, it can also be seen that at the pressure graphic, time series 1 showed the greatest variations in pressure values, which can be explained because it corresponds to a place where there is more movement. This is observable at a quantitative level, since by looking at the standard deviations (SD) of each time series (from 1 to 3) (0.026 ± 0.003 MPa), (0.029 ± 0.002 MPa) and (0.019 ± 0.001 MPa), we conclude that the first one shows the biggest SD.

Regarding temperature, it can be observed that time series 1 and 2 have relatively close temperature values, whereas the values of time series 3 are significantly lower than the previous ones. The qualitative results are supported by the mean and SD of temperature values, (25.9 ± 0.2 °C), (26.5 ± 0.3 °C), (23.8 ± 0.3 °C), from 1 to 3 time series, respectively. This can be justified by the fact that the sensor on the abductor digiti minimum is near to the end of the upper limb, and consequently more exposed to environmental temperature, while the others, in addition to being further away from the upper-limb end, were also relatively covered by the patient's sweatshirt.

A slight temperature decrease over time can be also detected in time series 3 since when the hand was still, it started to cool off, tending its temperature to the value of the environmental temperature (≈ 23 °C).

Through a continuous analysis of the pressure and the temperature it will be possible to detect inadequate values of pressure and variation of temperature values which may indicate inflammation on the tissues. The combination of the analysis of both types of sensors will allow a more accurate assessment of patient's compliance.

These results prove that the equipment is functional, demonstrating that the prototype is viable to be tested in real situations.

3 CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

This article presents a portable system capable of objectively, continuously and simultaneously doing the monitorization of pressure and temperature values. Through the processing of these data, it will also allow monitoring the patient's compliance, that is, its time of use. The portable device can be adapted to monitor these parameters in other types of orthotics.

Regarding the application, it is in the development stage, and at this moment its graphic appearance and user interface are being improved.

After concluding the development of the application, the next step will be to apply the device in real situations.

By using this approach, the device will allow a greater and better monitoring of the treatment, as well as reducing discomfort and the formation of pressure sore, since it will not only allow improving adjustments in the preparation of the orthosis, but also the detection of risky situations.

In addition, it will also make possible to store and manage the patient's clinical history, in order to facilitate and assist health professionals, as well as allowing the patient to develop a greater awareness and sense of responsibility regarding their performance in relation to the guidelines provided by the health professional.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank all the healthcare professionals of Hospital Curry Cabral - Centro Hospitalar Lisboa Central.

REFERENCES

- Benish, B. M., Smith, K. J., and Schwartz, M. H. (2012). Validation of a miniature thermochron for monitoring thoracolumbosacral orthosis wear time. *Spine*, 37(4):309–315.
- Bierman, W. (1936). The temperature of the skin surface. *JAMA*, 106:1158–1162.
- Chalmers, E., Lou, E., Hill, D., and Zhao, H. V. (2015). An advanced compliance monitor for patients undergoing brace treatment for idiopathic scoliosis. *Medical Engineering and Physics*, 37(2):203–209.
- Childs, C. (2018). *Body temperature and clinical thermometry*, volume 157. Elsevier B.V., 1 edition.
- Costa, N. M. d. J. (2019). Treino orientado para a tarefa em doentes com AVC Um modelo de intervenção em reabilitação. page 50.

- Davies, G., Yeomans, D., Tolkien, Z., Kreis, I. A., Potter, S., Gardiner, M. D., Jain, A., Henderson, J., and Blazeby, J. M. (2020). Methods for assessment of patient adherence to removable orthoses used after surgery or trauma to the appendicular skeleton: A systematic review. *Trials*, 21(1):1–13.
- Lou, E., Hill, D. L., Raso, J. V., Moreau, M. J., and Mahood, J. K. (2005). Smart orthosis for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(6):746–750.
- Lou, E., Raso, J. V., Hill, D. L., Durdle, N. G., Mahood, J. K., and Moreau, M. J. (2002). The daily force pattern of spinal orthoses in subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthetics and Orthotics International*, 26(1):58–63.
- Mao, A., Zahid, A., Ur-Rehman, M., Imran, M. A., and Ab-basi, Q. H. (2018). Detection of Pressure and Heat in a Compressive Orthotic for Diabetes Prevention Using Nanotechnology. In *2018 IEEE International RF and Microwave Conference (RFM)*, pages 211–214. IEEE.
- Pritchard, K., Edelstein, J., Zubrenic, E., Tsao, L., Pustina, K., Berendsen, M., and Wafford, E. (2019). Systematic review of orthoses for stroke-induced upper extremity deficits. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 26(5):389–398.
- Tan, X., He, L., Cao, J., Chen, W., and Nanayakkara, T. (2020). A Soft Pressure Sensor Skin for Hand and Wrist Orthoses. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(2):2192–2199.
- Texas Instruments (2019). *The Engineer’s Guide to Temperature Sensing*.
- Yu, H., Cang, S., and Wang, Y. (2016). A review of sensor selection, sensor devices and sensor deployment for wearable sensor-based human activity recognition systems. In *2016 10th International Conference on Software, Knowledge, Information Management Applications (SKIMA)*, number December 2017, pages 250–257. IEEE.

| I

CARACTERÍSTICAS R/T - TERMÍSTOR
B57164K0472J000 (4003)

R/T characteristics

R/T No.	4001		4003	
T (°C)	B _{25/100} = 3950 K		B _{25/100} = 4450 K	
	R _T /R ₂₅	α (%/K)	R _T /R ₂₅	α (%/K)
-55.0	88.052	7.3	103.81	6.8
-50.0	61.65	7.0	73.707	6.7
-45.0	43.727	6.8	52.723	6.6
-40.0	31.395	6.5	37.988	6.5
-35.0	22.802	6.3	27.565	6.4
-30.0	16.742	6.2	20.142	6.2
-25.0	12.367	6.0	14.801	6.1
-20.0	9.2353	5.6	10.976	5.9
-15.0	7.0079	5.4	8.1744	5.8
-10.0	5.3654	5.4	6.1407	5.7
-5.0	4.126	5.2	4.6331	5.5
0.0	3.2	5.0	3.5243	5.4
5.0	2.4986	4.9	2.6995	5.3
10.0	1.9662	4.7	2.0831	5.1
15.0	1.5596	4.6	1.6189	5.0
20.0	1.2457	4.5	1.2666	4.9
25.0	1.0000	4.4	1.0000	4.7
30.0	0.80355	4.2	0.78351	4.6
35.0	0.65346	4.1	0.62372	4.5
40.0	0.53456	4.0	0.49937	4.4
45.0	0.43966	3.9	0.40218	4.3
50.0	0.36357	3.8	0.32557	4.2
55.0	0.30183	3.7	0.26402	4.1
60.0	0.25189	3.6	0.21527	4.0
65.0	0.21136	3.5	0.17693	3.9
70.0	0.17819	3.4	0.14616	3.8
75.0	0.15089	3.3	0.12097	3.7
80.0	0.12833	3.2	0.10053	3.7
85.0	0.10948	3.1	0.083761	3.6
90.0	0.093748	3.0	0.070039	3.5
95.0	0.080764	2.9	0.058937	3.4
100.0	0.069842	2.9	0.049777	3.4
105.0	0.060455	2.9	0.042146	3.3
110.0	0.052498	2.8	0.035803	3.2
115.0	0.04574	2.7	0.030504	3.2
120.0	0.039972	2.7	0.026067	3.1
125.0	0.034984	2.6	0.022332	3.0
130.0	—	—	0.019186	3.0
135.0	—	—	0.016515	2.9
140.0	—	—	0.014253	2.9
145.0	—	—	0.012367	2.8
150.0	—	—	0.010758	2.8
155.0	—	—	0.0093933	2.7

