Rui Miguel Cavaco Lucena

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

SYPEC: Construção de um Protótipo

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Pedro Vieira, Professor Auxiliar, FCT - UNL
Co-orientadora: Cláudia Quaresma, Investigadora CEFITEC, FCT - UNL

Júri:

Presidente:	Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca
Arguente:	Prof. Doutor Orlando Manuel Neves Duarte Teodoro
Vogais:	Prof. Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira
	Prof. Doutora Cláudia Regina Quaresma Pereira

FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Março 2012

Copyright

"Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas que já têm a forma do nosso corpo e esquecer os nossos caminhos que nos levam sempre aos mesmos lugares. É o tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la, teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos."

Fernando Pessoa

Agradecimentos

Este pequeno texto simboliza o meu agradecimento a todas as pessoas que de forma directa ou indirecta contribuiram para a realização desta dissertação e a todos aqueles que me acompanharam durante o meu percurso académico:

À Professora Adelaide de Jesus pela idealização do conceito e do projecto SYPEC.

Ao Professor Pedro Vieira e à Dra. Cláudia Quaresma, pela oportunidade em participar neste projecto e por todas as condições de trabalho que me proporcionaram.

Ao meus colegas da NGNS-is, Pedro Duque, Bruno Lopes e Eduardo Cardoso, por todo o apoio e partilha dos seus conhecimentos, ideias e sugestões que se revelaram imprescindiveís na realização deste projecto.

Ao Leonardo Martins, pela ajuda e participação nos testes efectuados.

A todos os meus amigos que me acompanharam durante o curso, pelos momentos de alegria e convívio, pela camaradagem e pelo apoio nos momentos dificeís.

À Andreia, por toda a dedicação e carinho e por me fazer ver a luz ao fundo do túnel nos momentos mais dificeís.

À minha irmã, Sofia, pela paciência com o irmão mais novo e pelo seu exemplo.

E por fim, aos meus pais, Fernando e Cidália, por me incentivarem a ir sempre mais longe e pelo seu esforço e sacrifício ao longo destes anos.

Obrigado a todos.

Resumo

A posição sentado é frequentemente adoptada pela maioria das pessoas nas actividades profissionais, domésticas e de lazer. Porém, a manutenção prolongada dessa posição leva geralmente à adopção de posturas incorrectas que sobrecarregam as estruturas musculoesqueléticas da coluna, dando origem ao aparecimento de dor e lesões, com especial incidência na região lombar.

A presente dissertação de mestrado insere-se num projecto de desenvolvimento de uma cadeira inovadora na área da ergonomia. O projecto SYPEC (*System for Posture Evaluation and Correction*) pretende desenvolver um sistema que aplicado sobre uma cadeira ou nela incorporada, permita a avaliação e correcção automática da postura do utilizador. Nesta dissertação desenvolveu-se o primeiro protótipo da cadeira que servirá de plataforma de estudo e desenvolvimento para os algoritmos de classificação e correcção postural do SYPEC. O protótipo foi desenvolvido com vista à obtenção dos mapas de pressão e à possibilidade de alteração da conformação e rigidez do assento e das costas da cadeira.

Numa cadeira de escritório convencional foram colocadas 8 almofadas de ar, cada uma ligada a um circuito de ar independente composto por um compressor de ar, uma electroválvula e um transdutor de pressão. Foi desenvolvida a instrumentação necessária para aquisição de dados e controlo das electroválvulas e compressores. Foi também desenvolvido uma aplicação para testar a performance do protótipo desenvolvido.

Nos testes efectuados para 10 diferentes posturas da posição sentado, o protótipo foi capaz de produzir mapas de pressão distintos para todas elas. O sistema de actuação foi capaz de alterar eficazmente a conformação e rigidez do assento e costas da cadeira.

Palavras Chave: Posição sentado, Dor lombar, Cadeira, Correcção postural, Mapas de pressão.

Abstract

The sitting position is frequently adopted by most people in professional, home and leisure activities. The prolonged maintenance of such position usually leads to the adoption of poor sitting postures, overloading the musculoskeletal structures of the spine, which, over time, can lead to low back pain and other spinal injuries with special incidence in the lumbar region.

This dissertation addresses work being performed within the context of an innovative chair in the ergonomics area. The SYPEC (*System for Posture Evaluation and Correction*) project aims to develop a system that applied on a chair allows for automatic posture evaluation and correction. This thesis covers the development of the first prototype of the chair, in order to serve as development platform for SYPEC's classification and correction algorithms. The developed prototype gathers the pressure map of the chair's seatpad and backrest and is capable of changing its conformation.

In a conventional office chair, 8 pressure cells where placed, each connected to an independent air circuit, comprising an air compressor, an electrovalve and a pressure transducer. The necessary hardware was developed for data acquisition and motor control. For testing purposes, software was developed to evaluate the prototype performance and capabilities.

In terms of experimental validation, in tests carried out to 10 different sitting postures, the prototype was able to produce distinct pressure maps for all of them. The actuation system was able to effectively change the conformation of the chair's seatpad and backrest.

Keywords: Sitting position, Low back pain, Chair, Posture correction, Pressure maps.

Índice de Matérias

Índice de Figuras

Índice de Tabelas

Simbologia e Notações

AC	*Alternated Current*
ADC	*Analog-to-Digital Converter*
BL	*Back Left*
BPMS	*Body Pressure Measurement System*
BR	*Back Right*
CCP	*Capture/Compare/PWM Peripherals*
COM	*Communications*
DC	*Direct Current*
DCE	*Data Communications Equipment*
DIP	*Dual In-line Package*
DTE	*Data Terminal Equipment*
EEPROM	*Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*
FIFO	*First In, First Out*
FL	*Front Left*
FR	*Front Right*
FTDI	*Future Technology Devices International*
I/O	*Input-Output*
IC	*Integrated Circuit*
LED	*Light-Emitting Diode*
LL	*Low Left*
LR	*Low Right*
LSB	*Least Significant Bit*
MSB	*Most Significant Bit*
MSE	*Mean Square Error*
MSSP	*Master Synchronous Serial Port*
PCB	*Printed Circuit Board*
RAM	*Random-Access Memory*
SMD	*Surface-Mount Device*
SYPEC	*System for Posture Evaluation and Correction*
TTL	*Transistor-Transistor Logic*
TVS	*Transient Voltage Suppression*
UART	*Universal Asynchronous Receiver Transmitter*

UL	*Up Left*
UR	*Up Right*
USART	*Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*
USB	*Universal Serial Bus*

Capítulo 1

Introdução

O rápido desenvolvimento tecnológico nos países industrializados, a automação e a informatização dos postos de trabalho, que ocorreu na segunda metade do século XX, foram os principais responsáveis pela adopção cada vez mais frequente da posição sentado nos postos de trabalho (Hartvigsen, et al., 2000).

A Academia Americana de Ortopedia define postura como o estado de equilíbrio, entre músculos e ossos, que permite proteger as diversas estruturas do corpo humano de traumatismos, seja na posição em pé, sentado ou deitado. Uma boa postura deve ser aquela que previne movimentos compensatórios, distribui adequadamente as cargas e conserva a energia (Claus, et al., 2009). Em função da sobrecarga estática das estruturas osteomioarticulares, da pressão e degeneração dos discos intervertebrais e dos níveis de lesão por tensão ligamentar, algumas posturas são apontadas como mais saudáveis ou correctas (Pynt, et al., 2001).

Quando mantida por longos períodos de tempo, a fadiga acumulada nas estruturas musculoesqueléticas dá origem à adopção de posturas consideradas incorrectas. O desenvolvimento de diversas patologias, como a dor lombar, dor cervical e alterações da morfologia da coluna vertebral foi directamente relacionadas com a adopção de posturas incorrectas na posição sentado (Black, et al., 1996; Markhsous, et al., 2003).

Pretendendo exercer um papel no plano preventivo e educacional junto da população, possibilitando a mudança de hábitos inadequados, o sistema SYPEC permitirá:

1) Monitorização e avaliação da postura, enquanto o utilizador estiver sentado;
2) Correcção automática da postura através de alterações na conformação e rigidez do assento e costas da cadeira;
3) Resposta personalizada em termos de apoios lombares e cervicais;
4) Indução da correcção voluntária de posturas incorrectas, através da visualização de esquemas da postura e de avisos no ecrã de computadores ou outros dispositivos electrónicos.

O projecto SYPEC foi inicialmente idealizado pela Professora Adelaide de Jesus da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. A execução deste projecto resulta de uma parceria entre a empresa NGNS – ingenious solutions, Lda. e a Faculdade de Ciências, com o apoio do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER), através do Quadro de Referência Estratégico Nacional (QREN) e do Programa Operacional Regional de Lisboa (PORLisboa).

Figura 1.1 Ilustração do funcionamento do sistema SYPEC.

O sistema SYPEC, tal como ilustrado na figura 1.1, assenta em três princípios base: mapeamento das pressões do assento e costas da cadeira, classificação da postura e correcção postural.

A classificação da postura será efectuada por algoritmos de classificação (e.g. redes neuronais, *Nearest Neighbour*, lógica difusa) implementados numa aplicação compatível com computadores, *smartphones* e *tablets*, onde estarão disponíveis também imagens da postura detectada e avisos visuais e/ou sonoros.

Estes algoritmos terão como *inputs* os mapas de pressão das zonas de contacto entre o corpo e a cadeira, nomeadamente o assento e as costas da cadeira.

Os mapas de pressão são constituídos por uma matriz de sensores de pressão que permite medir simultaneamente a pressão em diversos pontos de uma superfície. Estes mapas permitem obter padrões de pressão únicos para cada posição adoptada pelo utilizador.

No caso de ser detectada uma postura incorrecta do utilizador, um algoritmo de correcção postural calculará a melhor maneira de corrigir a postura, recorrendo a alterações na conformação e rigidez do assento e costas da cadeira.

Uma interface de comunicação, entre a electrónica de controlo da cadeira e o computador, permitirá a troca de dados necessários ao funcionamento do sistema. O computador receberá os mapas de pressão e enviará, caso necessário, instruções para alteração da conformação da cadeira.

A presente dissertação teve como objectivo desenvolver e construir o primeiro protótipo do sistema SYPEC que servirá como plataforma de desenvolvimento e de teste para algoritmos de classificação e correcção postural.

As especificações técnicas requeridas para este protótipo são:

1) Aquisição dos *inputs* necessários para o desenvolvimento e teste de algoritmos de classificação postural (mapas de pressão), através do uso de almofadas de ar equipadas com transdutores de pressão;

2) Manipulação da conformação e rigidez do assento e costas da cadeira, por alteração do volume das almofadas de ar;

3) Integração do sistema numa cadeira de escritório convencional;

4) Desenvolvimento da aplicação de aquisição de dados e controlo das alterações na conformação da cadeira.

O trabalho desenvolvido na presente dissertação deu origem a um artigo publicado (ver anexo A) e à apresentação de um póster (ver anexo B) na *International Conference on Biomedical Electronics and Devices* (BIODEVICES 2012) em Fevereiro de 2012.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

Ao longo dos últimos anos, diferentes grupos de investigação desenvolveram trabalhos relacionados com identificação e classificação de posturas na posição sentado, utilizando cadeiras equipadas com transdutores de pressão. O uso deste método foi aplicado em diferentes áreas, tais como interacção humano-computador, detecção de comportamentos irregulares, avaliação de estados emocionais, identificação biométrica e outros. Contudo, poucos foram os estudos que aplicaram os resultados deste método para correcção postural. Neste capítulo descrevem-se alguns dos trabalhos mais relevantes sobre avaliação e correcção postural, na posição sentado, usando uma cadeira equipada com transdutores de pressão.

2.1 Detecção e classificação automática

Tan et al. (1997; 2001) e Slivovsky e Tan (2000) estudaram o uso de uma cadeira inteligente para interacções humano-computador, através da identificação da postura do utilizador na posição sentado. Equiparam uma cadeira de escritório com duas matrizes *Body Pressure Measurement System* (BPMS) da Tekscan® (Tekscan, 1997) de modo a obter os mapas de pressão da cadeira. Estas matrizes são compostas por 2016 transdutores de pressão para superfícies, cada uma, e foram colocadas no assento e costas da cadeira. Usando um algoritmo de reconhecimento de padrões em tempo real, centrado na Análise de Componentes Principais e

classificação por *Nearest Neighbour*, treinaram o sistema para a classificação de 14 diferentes posições estáticas. Com este método atingiram uma eficácia de 96% e 76% quando testado em sujeitos familiares e não familiares ao sistema, respectivamente.

Outros estudos, que envolviam a obtenção dos mapas de pressão da posição sentado, utilizaram uma cadeira e um sistema sensorial igual ao descrito anteriormente. Mota e Picard (2003) relacionaram as posturas adoptadas por crianças na posição sentado com o seu nível de interesse enquanto executavam uma tarefa de aprendizagem num computador. Zhu et al. (2003) estudaram diferentes algoritmos de classificação para avaliar a *performance* de cada um deles quando aplicados à identificação de posturas na posição sentado. Andreoni et al. (2002) combinaram o uso das matrizes BPMS com um sistema óptico de captura de movimento para caracterizarem parâmetros específicos da postura dos condutores de viaturas automóveis.

Mais tarde, Mutlu et al. (2007) motivado pela complexidade do processamento do elevado número de transdutores presentes nas matrizes BPMS, estudou quais as distribuições, para 31 e 19 transdutores, que permitiriam obter resultados semelhantes às matrizes usadas em trabalhos anteriores. Calcularam quais os subconjuntos, de 31 e 19 transdutores, que atingiram a melhor performance junto do classificador de postura. Os seus métodos atingiram uma eficácia de 87% e 78% para 31 e 19 sensores, respectivamente, num conjunto de treino de 10 posturas estáticas da posição sentado.

2.2 Correcção automática da postura

Zheng e Morrell (2010) desenvolveram um sistema de avaliação e correcção postural automática, composto por 7 transdutores de pressão e 6 actuadores vibrotácteis. Definiram as tuberosidades isquiais, a região da coxa perto do joelho, a região lombar da coluna vertebral e as omoplatas, como sendo os locais mais relevantes para a colocação dos transdutores de pressão para classificação postural. Ao contrário de Mutlu et al. (2007), que usou uma abordagem matemática para a distribuição dos transdutores, Zheng e Morrell (2010) utilizaram uma abordagem anatómica.

O algoritmo de detecção compara a informação recebida em cada transdutor com valores de referência específicos do mesmo transdutor. Cada posição é caracterizada por um vector com valores de referência, onde cada valor do vector corresponde a um único transdutor. Fazendo a média do quadrado do erro (MSE) entre a informação dos transdutores e dos valores de referência, a posição que obtiver o menor erro é a assumida pelo sistema.

Os actuadores vibrotácteis encorajam o sujeito a alterar a sua posição e actuam especificamente em função das alterações necessárias para corrigir a postura. A sua intensidade é dependente do valor absoluto do *MSE*. O sistema atingiu uma eficácia de 86.4% quando distinguia entre 10 posições estáticas e 93.8% para 4 posições estáticas.

Capítulo 3

Desenvolvimento do Protótipo

O protótipo da cadeira do sistema SYPEC, como plataforma de estudo e desenvolvimento de algoritmos de classificação de correcção postural, é constituído por uma cadeira de escritório convencional equipada com almofadas de ar no assento e nas costas da cadeira. Para cada almofada de ar existe um circuito independente de ar que contém um transdutor de pressão, uma electroválvula e um compressor de ar. O transdutor de pressão permite medir a pressão do ar no interior da almofada, permitindo construir os mapas de pressão da cadeira. O ar no interior de cada almofada é regulado pelo uso de um minicompressor e de uma electroválvula, que permitem injectar ou retirar o ar da bolsa de modo a alterar a conformação e rigidez do assento e das costas da cadeira. As almofadas de ar, o circuito de ar e o transdutor de pressão constituem, assim, o sistema de actuação e o sistema de medição da pressão.

Para controlar estes dois sistemas foi desenvolvida instrumentação própria, montada numa placa de circuito impresso (PCB, do inglês *Printed Circuit Board*), permitindo, tal como ilustrado na figura 3.1, que um computador ou um dispositivo móvel possam receber os mapas de pressão da cadeira e controlar individualmente cada actuador utilizando para isso uma comunicação série USB.

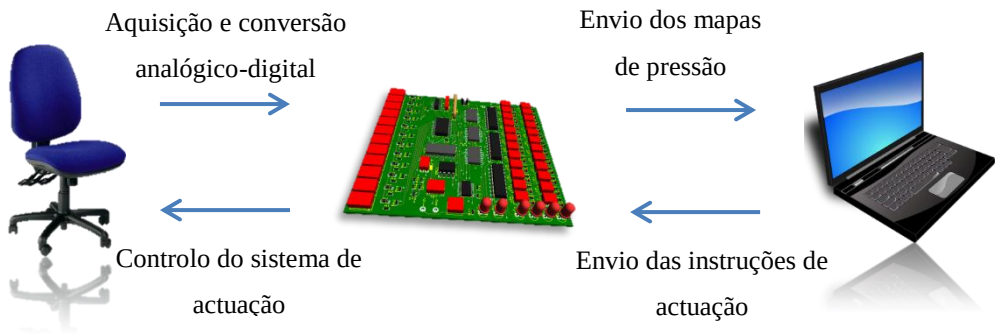


Figura 3.1 Interação entre os diversos componentes do sistema SYPEC.

As características técnicas do protótipo encontram-se resumidas na tabela 3.1.

Tabela 3.1 Resumo das características principais da cadeira protótipo.

Características	Descrição
Alimentação	100 – 240 VAC, 47 – 63Hz, 35W
Interface de comunicação	USB 2.0 *Full Duplex*
Resolução ADC	10 bit
Frequência de amostragem	2,82 – 57,4 Hz (ver tabela 3.14)
Envio de dados (ver capítulo 3.3.7)	Manual Automático
Outros	Protecção contra excesso de pressão (regulável)

De seguida serão descritos os diferentes estágios de desenvolvimento do protótipo, divididos da seguinte forma:

1) Desenvolvimento dos transdutores e actuadores;
2) Desenvolvimento da electrónica de controlo;
3) Programação de *firmware*;
4) Programação de *software*.

3.1 Desenvolvimento dos transdutores e actuadores

3.1.1 Almofadas de ar

As almofadas de ar são a interface entre a cadeira e o utilizador. Permitem a medição da pressão e a alteração conformacional de uma determinada área, através da alteração do seu volume interno de ar (Lucena, et al., 2012).

Para a construção das almofadas de ar iniciaram-se contactos com empresas de fabrico de insufláveis e de plásticos. Infelizmente, os orçamentos dados pelas poucas empresas que se

mostraram interessadas em participar neste projecto foram muito acima da verba disponível para investir no desenvolvimento das almofadas.

Não sendo possível nesta fase do projecto, dado tratar-se de um protótipo, o desenvolvimento de uma solução à medida e personalizável, recorreram-se a soluções centradas em materiais disponíveis no mercado. A solução foi encontrada nos sacos de água utilizados em mochilas cantil do tipo *camelbak*® (figura 3.2). Estas bolsas de água são muito resistentes à compressão, possuem um tubo de borracha (para fazer a ligação entre a bolsa e o circuito de ar) e a dimensão necessária para ocupar uma ampla área do assento e costas da cadeira.

Figura 3.2 Bolsa de água utilizada em mochilas cantil do tipo *camelbak*®.

Depois de recortar as bolsas de água nos tamanhos pretendidos foi necessário vulcanizá-las para que ficassem novamente estanques. Dada a falta de material próprio para vulcanizar plástico, foi improvisado um método caseiro para selar as bolsas usando uma vareta de alumínio e uma pistola de ar quente e recorrendo à montagem representada na figura 3.3.

A vareta de alumínio foi comprimida contra a bolsa na linha onde se pretendeu fazer a vulcanização. Com a pistola de ar quente, aqueceu-se a barra de alumínio e o plástico do lado excedente durante cerca de 30 segundos. Por fim, arrefeceu-se o plástico junto da barra de alumínio, usando água corrente, para solidificar novamente o plástico.

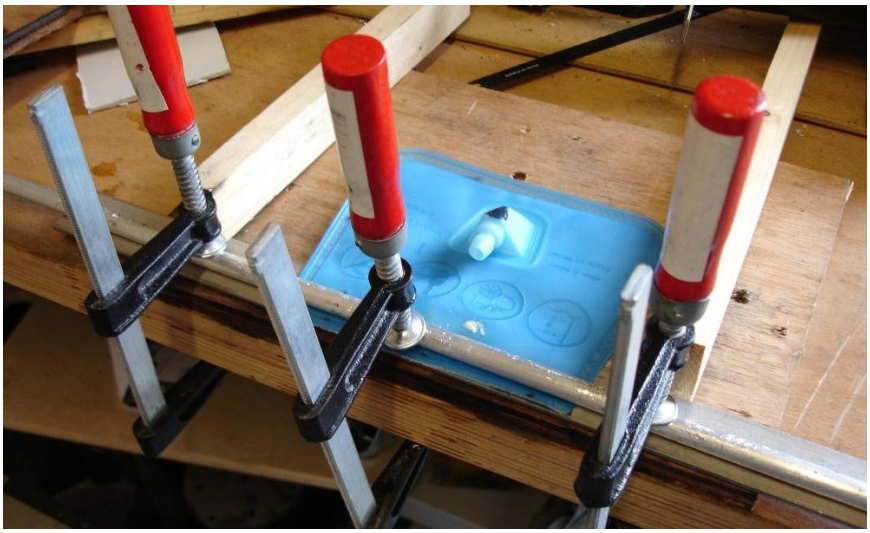


Figura 3.3 Processo de vulcanização das bolsas de água.

Os resultados obtidos através deste método, representados na figura 3.4, foram surpreendentemente positivos, uma vez que se obteve uma vulcanização muito homogénea, direita e resistente. Uma única bolsa de água foi capaz de aguentar o peso de uma pessoa de 80Kg, pelo que se concluiu que as bolsas teriam a resistência necessária para este projecto dado que o peso será distribuído por diversas bolsas.

Figura 3.4 Almofada de ar e respectivo tubo de ligação construída a partir de uma bolsa de água.

3.1.2 Sistema de medição da pressão

Para a medição da pressão no interior das almofadas de ar foram usados transdutores de pressão, relativa à pressão atmosférica, do tipo *piezorresistivo,* do fabricante *honeywell* série 24PC. Uma vez que é no assento que é exercida maior pressão, foram utilizados transdutores de 15psi com uma sensibilidade de 15mV/psi. Nas costas da cadeira, foram usados transdutores de 5psi com uma sensibilidade de 21mV/psi.

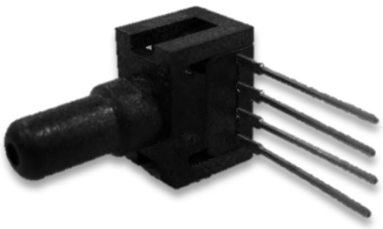


Figura 3.5 Transdutor de pressão *honeywell* série 24PC.

3.1.3 Sistema de actuação

A alteração da conformação e rigidez da cadeira é obtida através da alteração do volume de ar no interior das almofadas de ar. Em cada almofada, um circuito de ar independente controla a variação do volume de ar. Na figura 3.6 estão representados os vários constituintes do circuito de ar.

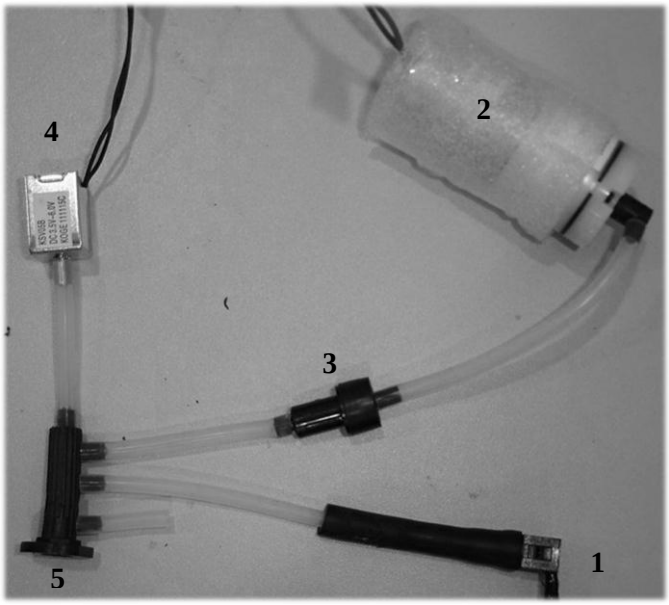


Figura 3.6 Equipamentos constituintes do circuito de ar. 1- Transdutor de pressão; 2 - Compressor de ar; 3 - Válvula de não retorno 4 - Electroválvula; 5 – Encaixe (com o tubo de ligação).

Foram usados os compressores e electroválvulas KPM27C-6B1 e KSV05B respectivamente, ambos do fabricante *Koge Electronics*. Estes são frequentemente utilizados em esfigmomanómetros digitais pelo seu reduzido tamanho e funcionamento a baixas tensões de alimentação. As tabelas 3.2 e 3.3 resumem as suas características principais.

Tabela 3.2 Características do compressor KPM27C-6B1 da *Koge Electronics*.

Compressor KPM27C-6B1	
Alimentação	4,0 – 7,0 VDC
Corrente máxima	360 mA
Pressão máxima	400mmHg (7,7 psi)
Ruído	63 dB (a 30 cm de distância)

Tabela 3.3 Características da electroválvula KSV05B da *Koge Electronics.*

Electroválvula KSV05B	
Alimentação	4,0 – 7,0 VDC
Corrente máxima	60 mA
Estado Normal	Aberto (*normally open*)

A electroválvula mais indicada para esta situação seria do tipo *normally closed*, uma vez que este é o estado onde permanecem mais tempo. Contudo, foram usadas electroválvulas *normally open* por uma questão de disponibilidade do material, uma vez que esta troca teria efeitos sobretudo no consumo energético do protótipo e não no seu funcionamento.

3.1.4 Colocação anatómica das almofadas de ar

As tuberosidades isquiais, a região da coxa perto do joelho, a região lombar da coluna vertebral e as omoplatas, foram identificados como sendo os locais mais relevantes para a colocação dos transdutores de pressão para classificação postural (Zheng & Morrell, 2010). Deste modo, a distribuição das almofadas de ar foi determinada, tal que, cada almofada englobasse apenas uma única região de interesse. As limitações no desenho e recorte das bolsas de água, obrigaram a um compromisso entre o desenho das almofadas e a sua funcionalidade.

No assento da cadeira foram colocadas 4 almofadas de ar, distribuídas de acordo com a figura 3.7. As almofadas *Back Left* (BL) e *Back Right* (BR) englobam as tuberosidades isquiais esquerda e direita, respectivamente, enquanto as almofadas *Front Left* (FL) e *Front Right* (FR) englobam a região da coxa perto do joelho esquerda e direita, respectivamente.

Figura 3.7 Distribuição das almofadas de ar no assento da cadeira. 1 – BL; 2 – BR; 3 – FL; 4 – FR.

Nas costas da cadeira foram colocadas 4 almofadas de ar, distribuídas de acordo com a figura 3.8. As almofadas *Up Left* (UL) e *Up Right* (UR) englobam a omoplata esquerda e direita, respectivamente, enquanto as almofadas *Low Left* (LL) e *Low Right* (LR) segmentam a região lombar em região lombar esquerda e direita, respectivamente.

Figura 3.8 Distribuição das almofadas de ar nas costas da cadeira. 5 – UL; 6 – UR; 7 – LL; 8 – LR.

3.1.5 Integração numa cadeira convencional

Na construção deste protótipo utilizou-se uma cadeira de escritório convencional, com regulação da altura do assento, da altura e do ângulo das costas. A cadeira foi desmontada, e os acolchoamentos removidos.

As almofadas de ar foram colocadas debaixo do acolchoamento para aumentar o conforto de utilizador e diminuir a sua sensação de presença. As costas e o assento foram perfurados para

permitir a passagem dos tubos de ligação para o lado contrário das almofadas de ar e todas as rugosidades foram polidas e/ou tapadas para evitar possíveis rupturas. Após a colocação e condicionamento das almofadas, o acolchoamento foi novamente reposto e fixado à cadeira usando um agrafador eléctrico.

A "caixa mãe", ilustrada na figura 3.9, foi colocada por debaixo do assento e representa a peça central deste protótipo. No seu interior estão os 4 circuitos de ar correspondentes às almofadas de ar do assento, os encaixes para os respectivos tubos de ar, toda a electrónica descrita no capítulo seguinte e as fichas de ligação USB e de alimentação. Esta caixa possui também um cordão umbilical, observável na imagem da direita da figura 3.9, por onde passam os fios das alimentações dos componentes dos restantes circuitos de ar, assim como dos respectivos transdutores de pressão.

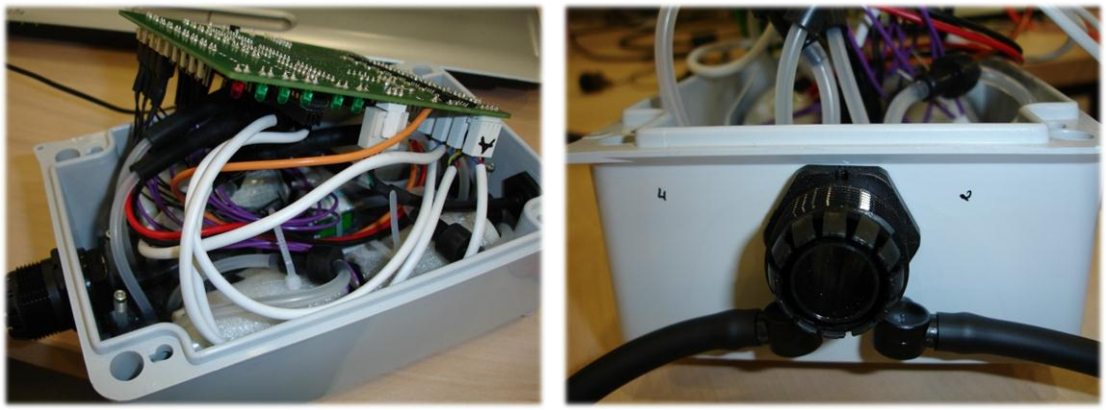


Figura 3.9 "Caixa Mãe". Na imagem à esquerda observam-se alguns componentes da caixa mãe. Na imagem à direita observa-se o encaixe do cordão umbilical e os tubos de ar das bolsas 2 e 4.

Na outra ponta do cordão umbilical está uma segunda caixa, "caixa secundária" (figura 3.10), colocada atrás das costas da cadeira, contendo os circuitos de ar das almofadas de ar das costas da cadeira.

Ambas as caixas foram forradas com espuma para diminuir a vibração e o ruído dos compressores e todos os componentes foram devidamente condicionados e fixados para não se danificarem durante o uso ou o transporte.

Figura 3.10 "Caixa secundária". Vista de frente do interior da caixa secundária contendo os circuitos de ar correspondentes às almofadas de ar das costas da cadeira.

3.2 Desenvolvimento da electrónica de controlo

A electrónica de controlo deste protótipo foi desenvolvida de acordo com a estrutura representada na figura 3.11 para executar as seguintes tarefas:

1) Leitura e conversão analógico-digital dos transdutores de pressão;
2) Controlo dos circuitos de ar das almofadas de ar;
3) Comunicação USB.

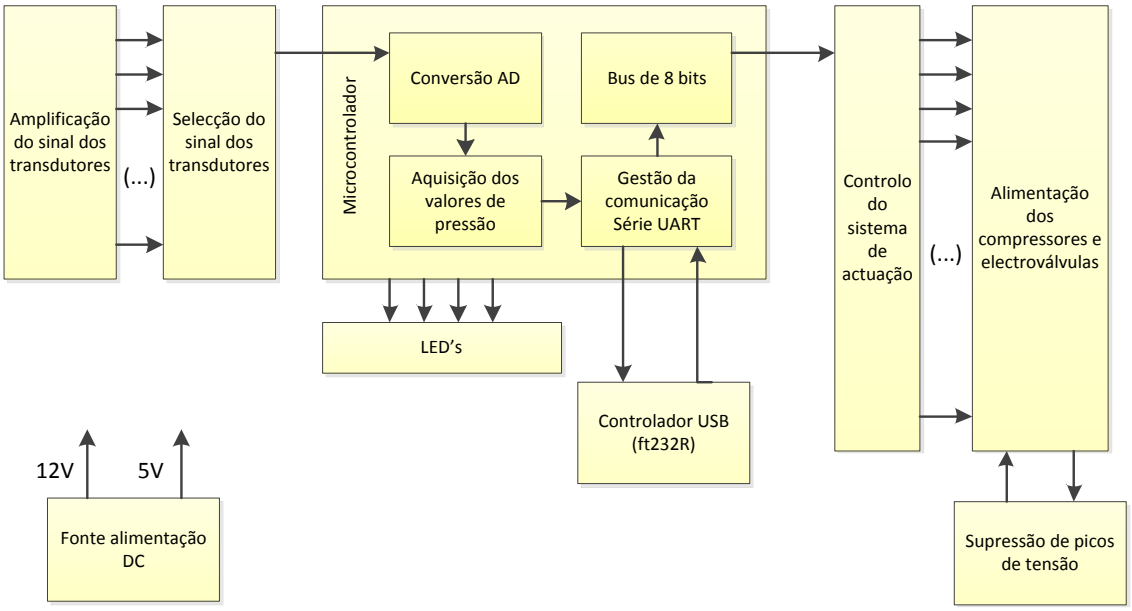


Figura 3.11 Estrutura interna da electrónica de controlo do SYPEC.

3.2.1 Amplificação do sinal dos transdutores

O sinal diferencial analógico dos transdutores de pressão é amplificado e convertido para um sinal de tensão, referenciado à massa e com a mesma gama dinâmica do conversor analógico-digital (ADC, do inglês *Analog-to-Digital Converter*) do microcontrolador.

O AD623, ilustrado na figura 3.12, é um amplificador instrumental de baixo custo, versátil e de alto desempenho. Sendo um amplificador de instrumentação, possui impedância de entrada infinita (Silva, 2006), evitando perdas de sinal entre a saída do transdutor e a entrada no amplificador e eliminando a necessidade de colocar *buffers* de tensão nas suas entradas. O seu ganho é controlado por uma única resistência e o fabricante define uma tolerância de 0,35%, usando resistências de 1% de tolerância. Estas foram as principais razões que levaram à selecção do AD623 para amplificar o sinal dos transdutores.

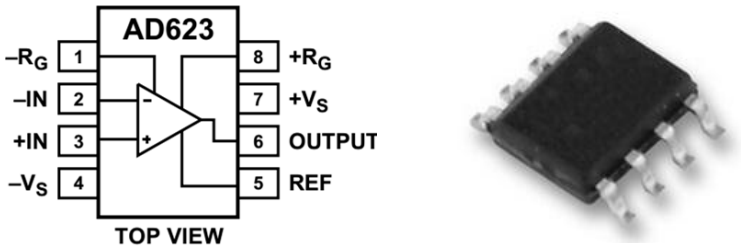


Figura 3.12 Amplificador instrumental AD623 (Analog Devices, 2008).

O ganho do amplificador foi calculado de modo a ajustar a gama dinâmica do transdutor à gama de entrada da ADC. A sensibilidade do transdutor é de 15mV/psi e a pressão máxima necessária são 6,5 psi (ver capítulo 3.1.2), o que corresponde a uma tensão de saída de 100mV. Ajustou-se assim o ganho do amplificador para aproximadamente 50.

O valor de R_G é dado pela fórmula (3.1), onde G é o valor do ganho do amplificador e R_G o valor da resistência que define o ganho do amplificador.

$$R_G = \frac{100k\Omega}{(G-1)} \tag{3.1}$$

Para um ganho de 50, R_G é aproximadamente 2kΩ.

O circuito de amplificação dos sensores foi montado de acordo com o esquema da figura 3.13. Para proteger o *multiplexer* e a ADC, que permitem uma tensão máxima de 5,5V, foi colocado um díodo de Zener de 5,1V para limitar a tensão de saída do amplificador. Foi colocada também uma resistência *pull down* de 10KΩ para aumentar a corrente de saída do amplificador, ajudando a estabilizar o circuito.

Cada transdutor foi ligado à PCB através de uma ficha de 4 pinos, representada na figura 3.13 por J1, que fornece a alimentação necessária ao funcionamento do transdutor e transmite o sinal diferencial para a entrada do amplificador.

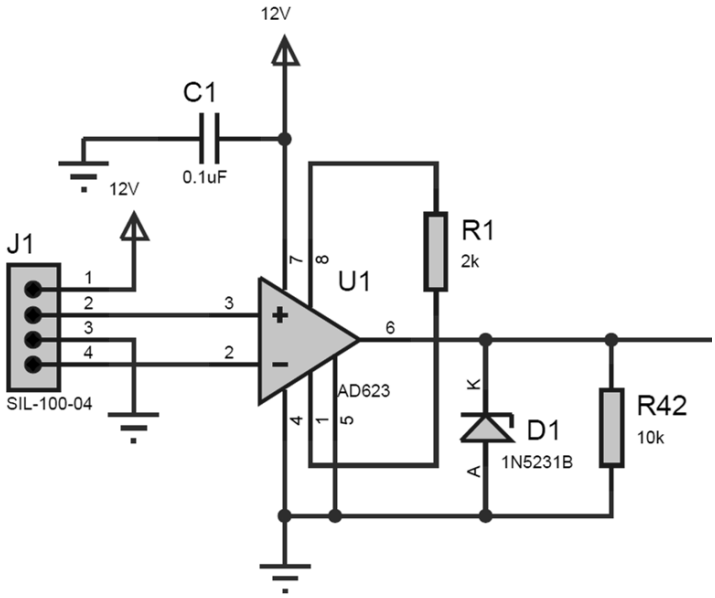


Figura 3.13 Esquema do circuito electrónico de amplificação do sinal diferencial dos transdutores de pressão.

3.2.2 Alimentação dos compressores e electroválvulas

Para fornecer as correntes necessárias ao funcionamento dos compressores e electroválvulas foi necessário o uso de um *driver*. O ULN2803A é um *sink driver* de 8 entradas e 8 saídas, controladas por lógica TTL, capaz de fornecer até 500mA por canal. Possui ainda díodos de supressão nas saídas, para proteger a restante electrónica de transientes de tensão provocados por cargas indutivas (ver capítulo 3.2.7).

A corrente consumida pelos compressores exige um *driver* capaz de fornecer correntes superiores a 350mA. Para esta gama de corrente eléctrica, a generalidade dos fabricantes desenham os seus *drivers* recorrendo a um par de Darlington.

Os *sink drivers*, representados na figura 3.14, têm uma montagem em andar de emissor comum. O transístor Q_1 encontra-se na saturação e o transístor Q_2 encontra-se na zona activa. Usando a aproximação de V_{BE} = 0,7V e $V_{CE\,(SAT)\,(Q1)}$ = 0,2V (Silva, 2003), o $V_{CE\,(SAT)}$ do par de Darlington é dado pela equação (3.2).

$$V_{CE\,(SAT)} = V_{CE\,(SAT)\,(Q1)} + V_{BE\,(Q2)} \qquad (3.2)$$

O $V_{CE\ (SAT)}$ dos *sink driver* é, então, aproximadamente 0,9V.

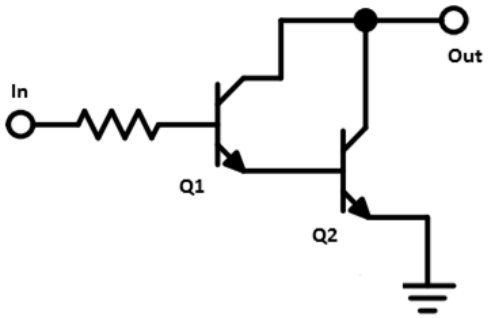


Figura 3.14 Esquemático de um *sink driver* usando um par de Darlington. Adaptado de (Motorola, 1996).

Os *source drivers*, representados na figura 3.15, têm uma montagem em andar de colector comum e os dois transístores encontram-se na zona activa. Para ser usado como um interruptor electrónico, um transístor pnp, em andar de emissor comum, é ligado na base do par de Darlington. O transístor pnp encontra-se na saturação e o $V_{CE\ (SAT)}$ do par de Darlington é dado pela equação (3.3).

$$V_{CE\ (SAT)} = V_{CE\ (SAT)\ (Q1)} + V_{BE\ (Q2)} + V_{BE\ (Q3)} \tag{3.3}$$

O $V_{CE\ (SAT)}$ dos *source drivers* é, então, aproximadamente 1,6V.

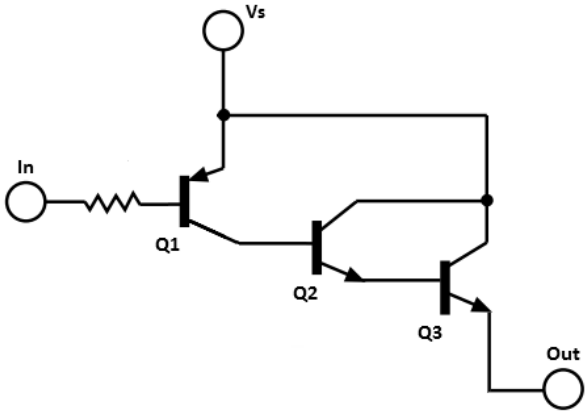


Figura 3.15 Esquemático de um *source driver* usando um par de Darlington. Adaptado de (Allegro MicroSystems, Inc., 2008).

A escolha do uso de um *sink driver* teve que ver com a necessidade de minimizar a queda de tensão à saída do *driver*, quantificada pelo $V_{CE\ (SAT)}$ do par de Darlington.

A tensão de mínima de funcionamento dos compressores e electroválvulas é de 4V. Uma vez que a tensão de alimentação do circuito é de 5V, um $V_{CE\ (SAT)}$ de 1,6V implica que apenas

3,4V estariam disponíveis na saída do *driver*. Para um $V_{CE\ (SAT)}$ de 0,9V a tensão disponível seria de 4,1V, suficiente para alimentar os compressores e as electroválvulas.

Em paralelo com cada saída do *driver* encontra-se também um LED de cor verde, cujo propósito é indicar o estado lógico da saída. O LED aceso indica o estado ligado e vice versa, permitindo assim detectar e/ou diagnosticar eventuais erros de funcionamento do sistema.

A placa possui 3 *drivers* que permitem a ligação de 12 compressores e 12 electroválvulas, num total de 24 canais independentes de alimentação para periféricos.

Os compressores necessitam de até 6 vezes mais corrente que as electroválvulas. Cada *driver* é responsável pela alimentação de 4 compressores e 4 electroválvulas. Esta distribuição diminui e uniformiza a corrente máxima solicitada a cada *driver*, diminuindo assim a temperatura máxima que estes poderiam atingir. Esta distribuição apresenta também vantagens no controlo do sistema de actuação, visto que torna possível controlar simultaneamente 4 almofadas de ar (ver capítulo 3.3.7).

3.2.3 Microcontrolador

O microcontrolador é o componente central da electrónica de controlo. As suas principais funções são:

1) Conversão analógica digital do sinal dos transdutores;
2) Controlo do estado lógico dos compressores e electroválvulas;
3) Comunicação série com o computador.

Na selecção do microcontrolador, os seguintes requisitos mínimos foram satisfeitos:

- 11 saídas digitais para controlo dos microcompressores e electroválvulas;
- Conversor analógico-digital para leitura do sinal dos transdutores;
- Comunicação série assíncrona (UART, do inglês *Universal Asynchronous Receiver Transmitter*);
- 2 *timers* (mínimo) internos programáveis.
- 80 *Bytes* de memória RAM;
- 1 *kByte* de memória de programação.

O microcontrolador escolhido foi o PIC 16F876A (figura 3.16) do fabricante *Microchip*™ devido à facilidade e versatilidade de implementação da família de microcontroladores 16F.

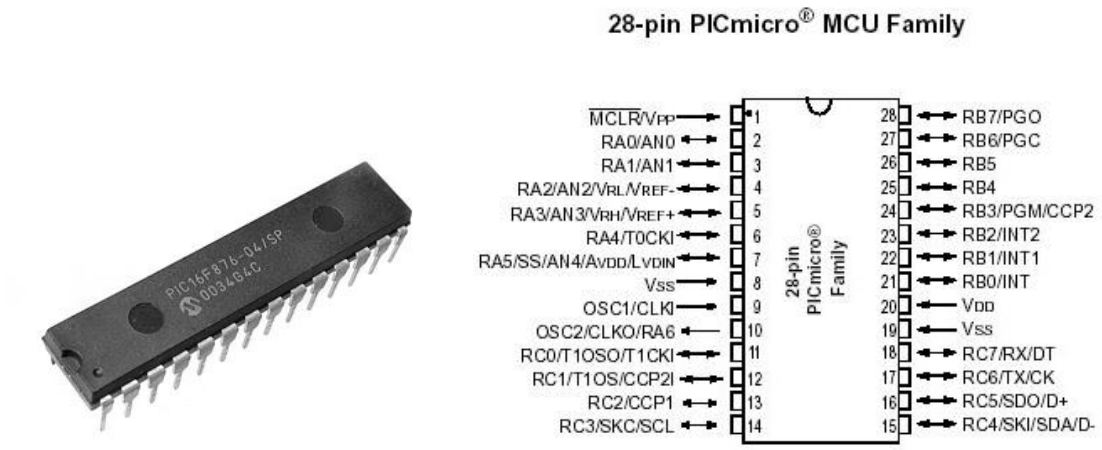


Figura 3.16 Microcontrolador PIC16F876A (Microchip Technology Inc., 2003).

As características do microcontrolador encontram-se resumidas na tabela 3.4:

Tabela 3.4 Características do microcontrolador PIC16F876A.

Característica	Descrição
Tipo de memória	*Flash*
Memória de programação	14 kB
Memória RAM	368 *bytes*
Memória EEPROM	256 *bytes*
Comunicações digitais periféricas	1-A/E/USART, 1-MSSP(SPI/I2C)
Timers	2 x 8-bit, 1 x 16-bit
ADC	5 canais, 10-bit
Alimentação	2V a 5,5V
Saídas/entradas digitais	16

O *clock* do microcontrolador é gerado por um oscilador externo, o SG531P, a uma frequência de 4MHz.

Uma ficha de programação de 6 pinos permite programar o microcontrolador através de um computador (ver capítulo 3.3). O circuito de programação, esquematizado na figura 3.17, possui um interruptor de *reset* que permite reinicializar o microcontrolador sem ser necessário interromper a alimentação do sistema.

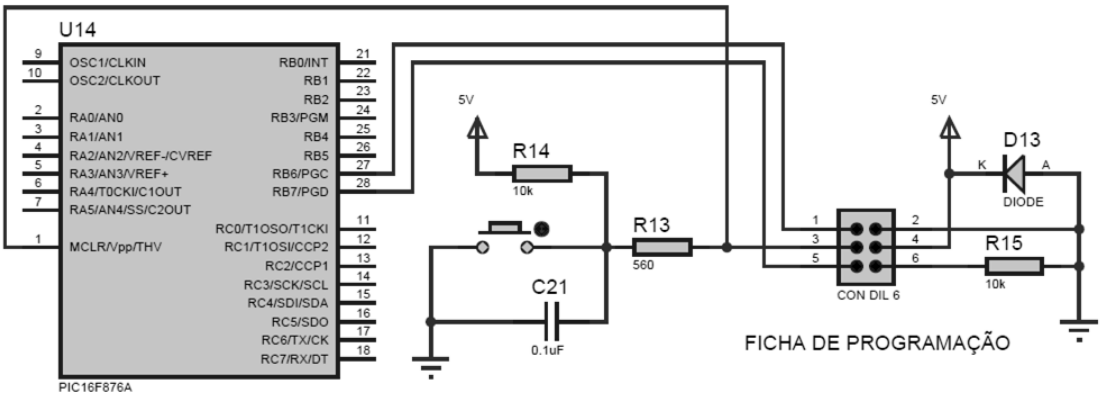


Figura 3.17 Esquema do circuito electrónico da ficha de programação.

A comunicação entre o microcontrolador, o sistema de aquisição e o sistema de actuação é realizada através de um barramento de dados de 8 bits, comum aos dois sistemas.

A utilização de um barramento de dados partilhado teve que ver com a insuficiência do número de saídas digitais do microcontrolador para controlar directamente os 4 *inputs* binários do *multiplexer* e os 24 canais de alimentação das electroválvulas e compressores.

A figura 3.18 ilustra a comunicação entre o microcontrolador e os sistemas periféricos.

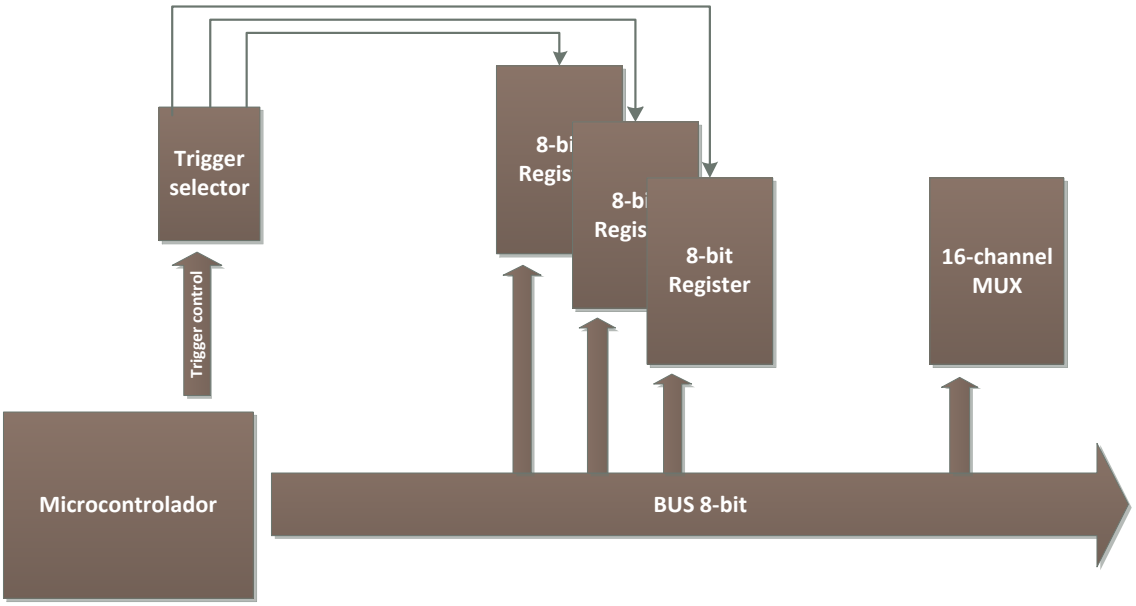


Figura 3.18 Comunicação entre microcontrolador e periféricos utilizando um barramento de 8 bits.

A informação transmitida é controlada pelo microcontrolador, ligando cada bit do barramento de dados a uma saída digital do microcontrolador. Na outra extremidade do barramento de dados encontram-se os sistemas que recebem a informação. Deste modo,

reduziu-se de 28 para 11, o número de saídas digitais necessárias no microcontrolador para controlar os sistemas periféricos.

3.2.4 Sistema de aquisição

O sistema de aquisição, esquematizado na figura 3.19, é responsável pela leitura dos sinais analógicos dos 12 transdutores de pressão que a electrónica do SYPEC suporta. O sinal analógico proveniente de cada transdutor é convertido para digital através da ADC do microcontrolador com uma resolução de 10 bits, o que permite discretizar um total de 1024 diferentes valores. Porém, o microcontrolador não possui entradas analógicas suficientes para os 12 transdutores, pelo que se optou por uma leitura sequencial do sinal dos transdutores. A entrada da ADC foi multiplexada em 12 canais, um para cada transdutor, e o controlo de selecção de canal do *multiplexer* é realizado pelo microcontrolador através do barramento de dados.

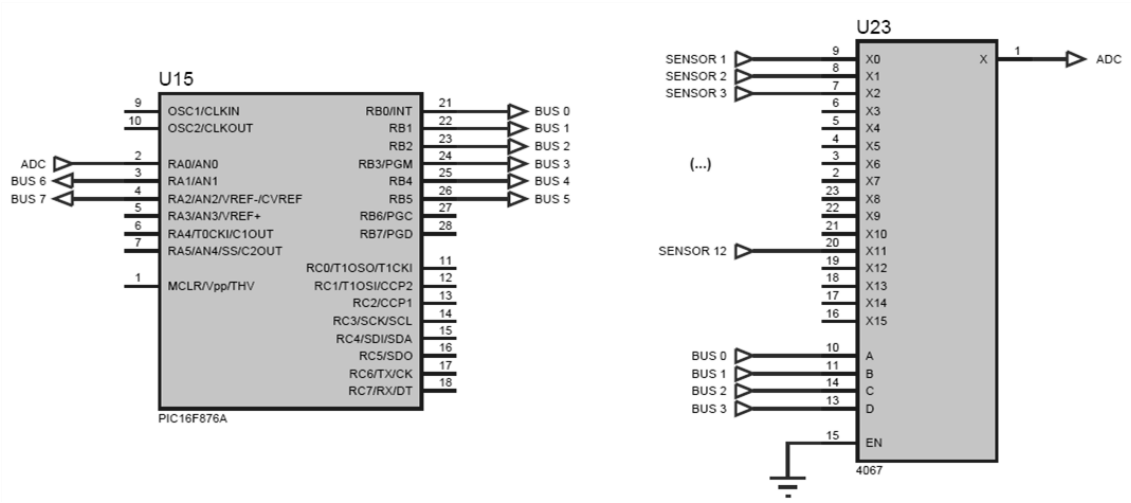
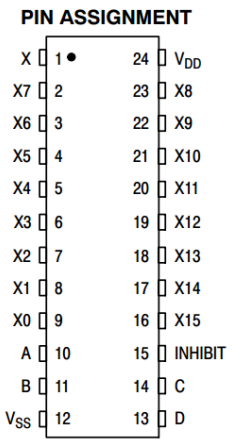


Figura 3.19 Esquema do circuito electrónico do sistema de aquisição.

Foi utilizado o *multiplexer* analógico MC14067B (figura 3.20) que possui 16 canais, controlados digitalmente através de 4 entradas binárias.



TRUTH TABLE

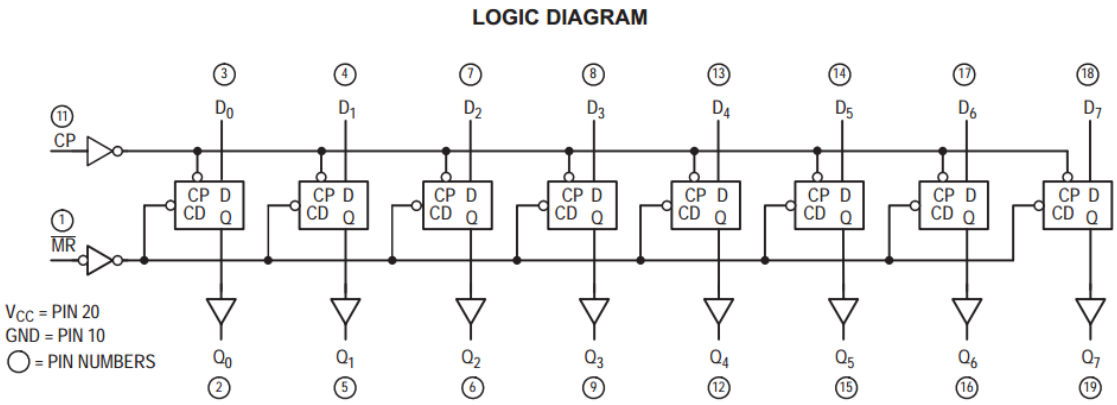
Control Inputs					Selected Channel
A	B	C	D	Inh	
X	X	X	X	1	None
0	0	0	0	0	X0
1	0	0	0	0	X1
0	1	0	0	0	X2
1	1	0	0	0	X3
0	0	1	0	0	X4
1	0	1	0	0	X5
0	1	1	0	0	X6
1	1	1	0	0	X7
0	0	0	1	0	X8
1	0	0	1	0	X9
0	1	0	1	0	X10
1	1	0	1	0	X11
0	0	1	1	0	X12
1	0	1	1	0	X13
0	1	1	1	0	X14
1	1	1	1	0	X15

Figura 3.20 *Pinout* e tabela de verdades para o integrado MC14067b (On Semiconductor, 2011).

3.2.5 Sistema de actuação

O uso de um barramento de dados partilhado com outros sistemas tornou necessária a criação de memória para manter os estados lógicos das saídas de alimentação para os compressores e electroválvulas.

O integrado 74LS273 é um *register* de 8 bits composto por 8 *flipflops type D* em paralelo que possuem um *trigger* e um *master reset* comum. Na figura 3.21 podemos observar a estrutura interna do 74LS273, assim com a sua tabela de verdades.



TRUTH TABLE

$\overline{MR}$	CP	D_x	Q_x
L	X	X	L
H	↑	H	H
H	↑	L	L

H = HIGH Logic Level
L = LOW Logic Level
X = Immaterial

Figura 3.21 Diagrama lógico da estrutura interna do 74LS273 e respectiva tabela de verdades (On Semiconductor, 1999).

Utilizando 3 *registers* de 8 bits criou-se um total de 24 bits de memória. A saída de cada *register*, tal como representado na figura 3.22, liga directamente na entrada digital de cada *driver*.

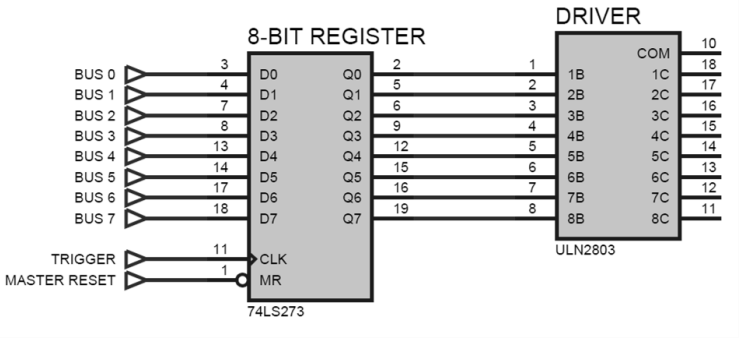


Figura 3.22 Esquemático das ligações entre os *drivers* e *registers* de 8 bits.

Os 3 *registers* partilham a mesma linha de barramento, pelo que o seu endereçamento é efectuado através do seu *trigger*. O microcontrolador, através de um *decoder/demultiplexer*, fornece o *trigger* apenas ao *register* com que pretende comunicar, mantendo inalterados os estados lógicos dos restantes. Os *triggers* dos diferentes *registers* encontram-se ligados a diferentes canais do *decoder/demultiplexer*. Um quarto canal controla simultaneamente os *master resets* dos 3 *registers*. A selecção dos canais do *decoder/demultiplexer* é efectuado pelo microcontrolador. A figura 3.23 esquematiza o circuito do sistema de actuação.

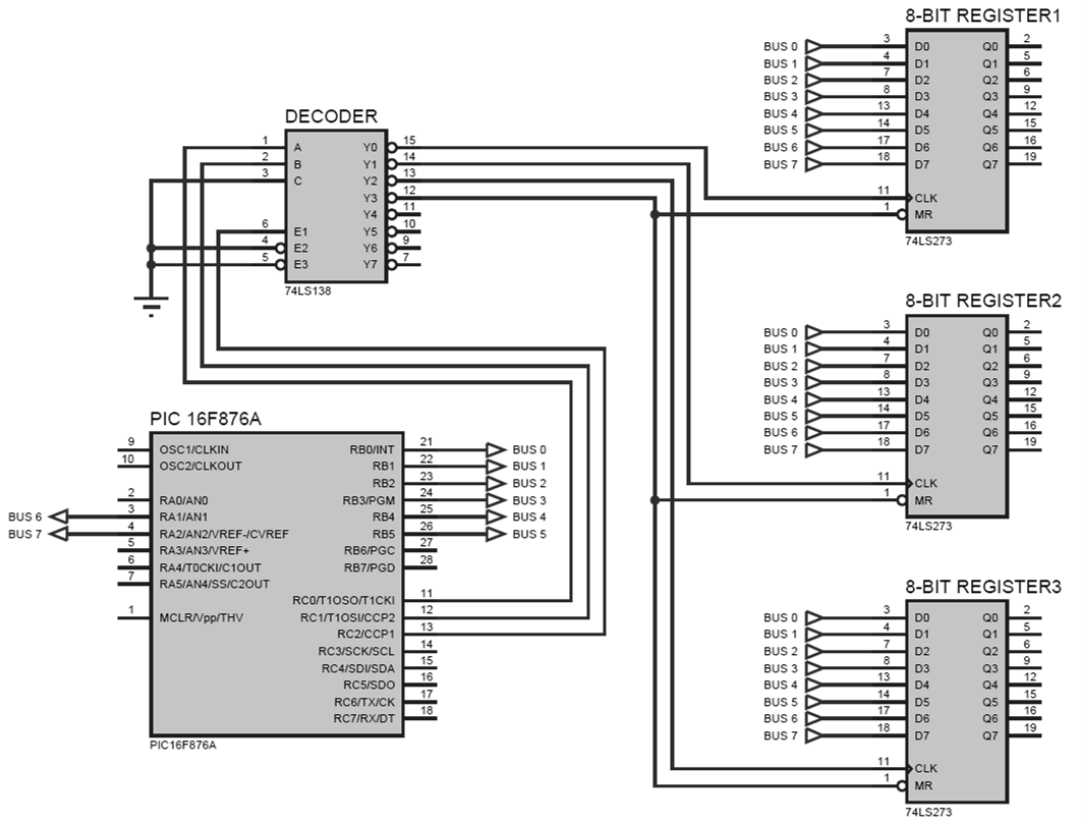
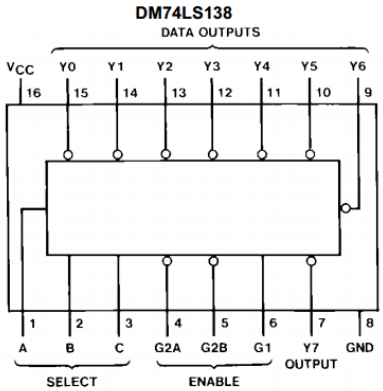


Figura 3.23 Esquema do circuito electrónico do sistema de actuação.

O *decoder/demultiplexer* usado foi o 74LS138 e encontra-se ilustrado na figura 3.24. Este possui 8 saídas, controladas por 3 *inputs* binários e 3 *enable inputs*.

Seleccionando o canal pretendido, utilizando os *inputs A*, *B* e *C*, e colocando o *enable* G1 do 74LS138 no estado lógico *High* seguido do estado *Low*, é fornecido o *trigger* ao *register* no canal seleccionado.



Inputs					Outputs							
Enable		Select										
G1	G2 (Note 1)	C	B	A	YO	Y1	Y2	Y3	Y4	Y5	Y6	Y7
X	H	X	X	X	H	H	H	H	H	H	H	H
L	X	X	X	X	H	H	H	H	H	H	H	H
H	L	L	L	L	L	H	H	H	H	H	H	H
H	L	L	L	H	H	L	H	H	H	H	H	H
H	L	L	H	L	H	H	L	H	H	H	H	H
H	L	L	H	H	H	H	H	L	H	H	H	H
H	L	H	L	L	H	H	H	H	L	H	H	H
H	L	H	L	H	H	H	H	H	H	L	H	H
H	L	H	H	L	H	H	H	H	H	H	L	H
H	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L

Figura 3.24 ***Pinout*** **e tabela de verdades para o integrado 74LS138 (Fairchild Semiconductor™, 2000).**

3.2.6 Interface de comunicação

A comunicação entre a electrónica de controlo e o computador é realizada através de uma porta miniUSB na cadeira.

A saída UART do microcontrolador foi convertida para USB 2.0 usando um integrado do fabricante *Future Technology Devices International* (FTDI), o FT232R. Este integrado possuí uma estrutura interna, ilustrada na figura 3.25, capaz de fazer a gestão automática do protocolo USB, eliminando a necessidade de programação adicional para controlo da comunicação USB. Possui uma gama de taxas de transferência de dados entre os 300 b/s e os 3 Mb/s, *buffers* de envio e recepção FIFO (*First In, First Out*) e é certificado segundo os padrões do USB.

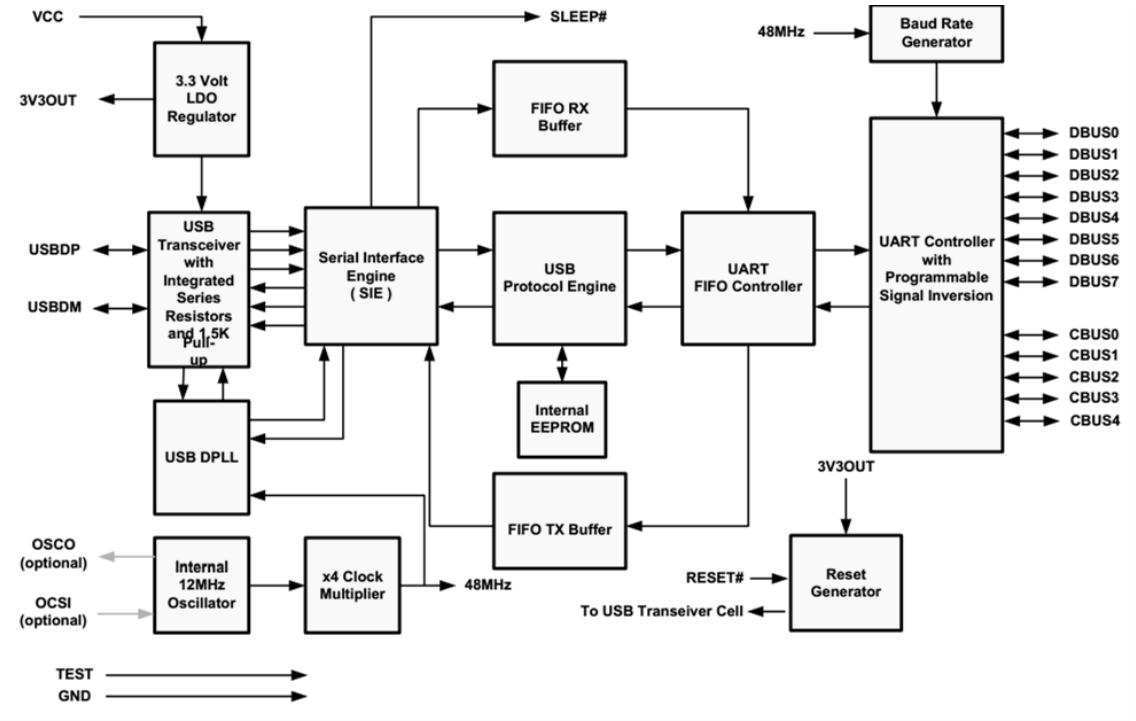


Figura 3.25 Estrutura interna do integrado FT232R (FTDI Ltd., 2010).

Para implementar este integrado no circuito utilizou-se o esquema recomendado pelo fabricante, ilustrado na figura 3.26.

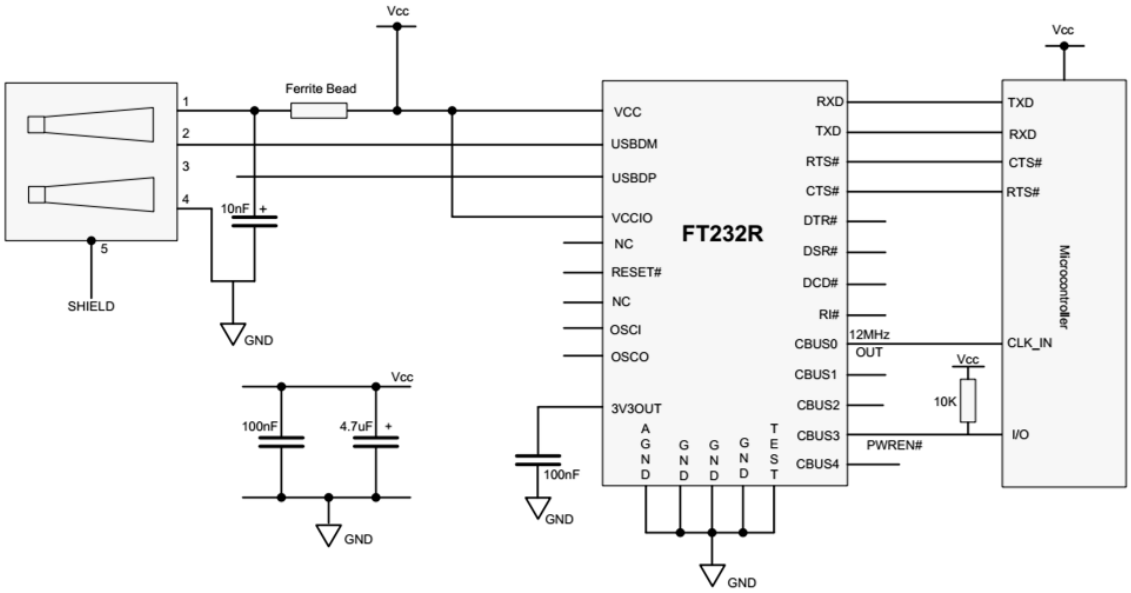


Figura 3.26 Esquemático da implementação do FT232R recomendado pelo fabricante (FTDI Ltd., 2010).

Os dispositivos que comunicam através de uma porta série dividem-se em dois grupos distintos, os *Data Terminal equipment* (DTE) e os *Data Comunications Equipment* (DCE). Os

equipamentos DTE são dispositivos que funcionam como terminais de comunicação, como é o caso dos computadores. Os DCE são dispositivos periféricos que não funcionam como terminais de comunicação, como por exemplo *modems*, impressoras, etc.

Os DCE e os DTE possuem fichas diferentes para que sejam mais facilmente distinguidos. As fichas do tipo A são usadas em equipamentos DTE, enquanto as fichas do tipo B são usadas em equipamentos DCE. Na figura 3.27 encontram-se ilustrados as diferentes fichas disponíveis no *standard* USB.

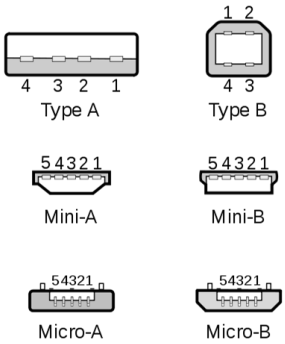


Figura 3.27 Diferentes tipos de fichas disponíveis no *standard* USB (USB Implementers Forum, Inc., 2007).

A electrónica de controlo da cadeira pertence à categoria DCE, sendo assim foi equipado com uma ficha mini-B.

3.2.7 Supressão de picos de tensão

As electroválvulas e os compressores que controlam a saída do ar, das almofadas de ar, representam cargas indutivas no circuito eléctrico onde estão ligados. A relação entre a variação temporal da tensão $v(t)$ nos seus terminais, o coeficiente de auto-indutância L e a variação temporal de corrente $i(t)$ que passa pela carga indutiva é dada pela equação (3.4).

$$v(t) = L\frac{di(t)}{dt} \tag{3.4}$$

Enquanto as electroválvulas e os compressores se encontram ligados ou desligados, podemos considerar a corrente que por eles passa como constante, não havendo assim variações significativas da tensão nos seus terminais.

No instante em que as cargas indutivas ligam ou desligam, há uma variação de corrente num período de tempo quase instantâneo, provocando um pico de tensão de elevada magnitude nos

seus terminais. Este pico de tensão propaga-se por todo o circuito e os seus efeitos podem manifestar-se em interferências nas comunicações, *reboots* não controlados do microcontrolador e podem inclusive sobreaquecer e danificar os componentes electrónicos.

Os picos de tensão ocorrem numa janela de tempo inferior ao tempo de resposta dos condensadores utilizados para estabilizar a tensão no circuito e os díodos de supressão presentes nos *drivers* revelaram-se insuficientes para a supressão efectiva dos picos de tensão.

Foi então necessário recorrer ao uso de díodos supressores de picos de tensão (TVS, do inglês *Transient Voltage Supression*). Estes caracterizam-se por um tempo de resposta inferior a 1.0 ps e por suportarem picos de potência muito elevada (multicomp, 2011) e permitem uma melhor protecção contra picos de tensão e descargas electroestáticas (Lepkowski, 2005) (Lepkowski, 2005). Foram colocados dois díodos TVS na PCB, um SMAJ 5.0 no circuito de 5V e um SMAJ 12.0 no circuito de 12V. Com o uso destes díodos TVS, os picos de tensão provocados pelo ligar/desligar das electroválvulas e dos compressores foram efectivamente suprimidos.

3.2.8 LED´s de informação

Os LED’s constituem uma importante fonte de informação visual sobre o comportamento do sistema. Através deles é possível detectar e/ou diagnosticar eventuais erros ou problemas na electrónica do SYPEC.

O sistema dispõe de um total de 6 LED’s exteriores com funções diferentes. A informação representada por cada LED, quando ligado isoladamente, encontra-se descrita na tabela 3.5.

Tabela 3.5 Descrição da informação representada pelos LED’s de informação quando ligados isoladamente.

LED	Cor	Descrição
5V	verde	Indica se o *harware* está alimentado com a tensão de +5V.
12V	verde	Indica se o *harware* está alimentado com a tensão de +12V.
Run	verde	Indica se o microcontrolador está a executar o programa. O LED alternará entre o estado ligado e desligado com um período de 500ms
COM	verde	Indica a passagem de comunicação (bidireccional) pela porta USB.
Error	vermelho	Indica a ocorrência de um erro na execução do programa.
AUX	verde	Sem função. Disponível para futuras necessidades.

Existem ainda informações especiais que utilizam combinações entre os LED's. Estas informações encontram-se descritas na tabela 3.6.

Tabela 3.6 Descrição da informação representada por combinações entre os LED's de informação.

Informação	LED's	Descrição
Reboot	todos	Quando todos os LED's acendem simultaneamente durante um período de 1s, indica que o microcontrolador reinicializou.
Max pressure	*Error* & AUX	Quando os LED's *Error* e AUX acendem simultaneamente durante um período de 1s, indica que foi atingida a pressão máxima permita pelo sistema. Entra em acção a protecção contra excesso de pressão.

3.2.9 Fonte de alimentação

A PCB é alimentada por uma fonte de tensão regulada que fornece as tensões de +5V e +12V, necessárias para o funcionamento da electrónica.

Foi utilizada uma fonte do fabricante TRACO® POWER modelo TXL 035-0512D (figura 3.28). Esta é uma fonte comutada, cujas características podem ser consultadas na tabela 3.7.

Tabela 3.7 Características técnicas da fonte de alimentação TXL 035-0512D do fabricante TRACO® POWER.

Características	Descrição
AC-*Input voltage Range*	85 – 264V AC 47-63Hz
DC *Output* 1	+5.0V / 4.0A
DC *Output* 2	+12V / 1.5A

A potência disponibilizada pela fonte de alimentação não é suficiente para ligar simultaneamente todos os compressores, pelo que se recomenda um máximo de 10 compressores a trabalhar em simultâneo.

Figura 3.28 Fonte de alimentação TRACO® POWER modelo TXL 035-0512D (Traco Electronic, 2012).

3.2.10 Desenho e montagem da PCB

O circuito electrónico com todos os componentes descritos anteriormente foi desenhado usando o programa *Proteus™ ISIS Professional 7.9 SP1*. A figura 3.29 apresenta o esquemático completo da electrónica de controlo do SYPEC.

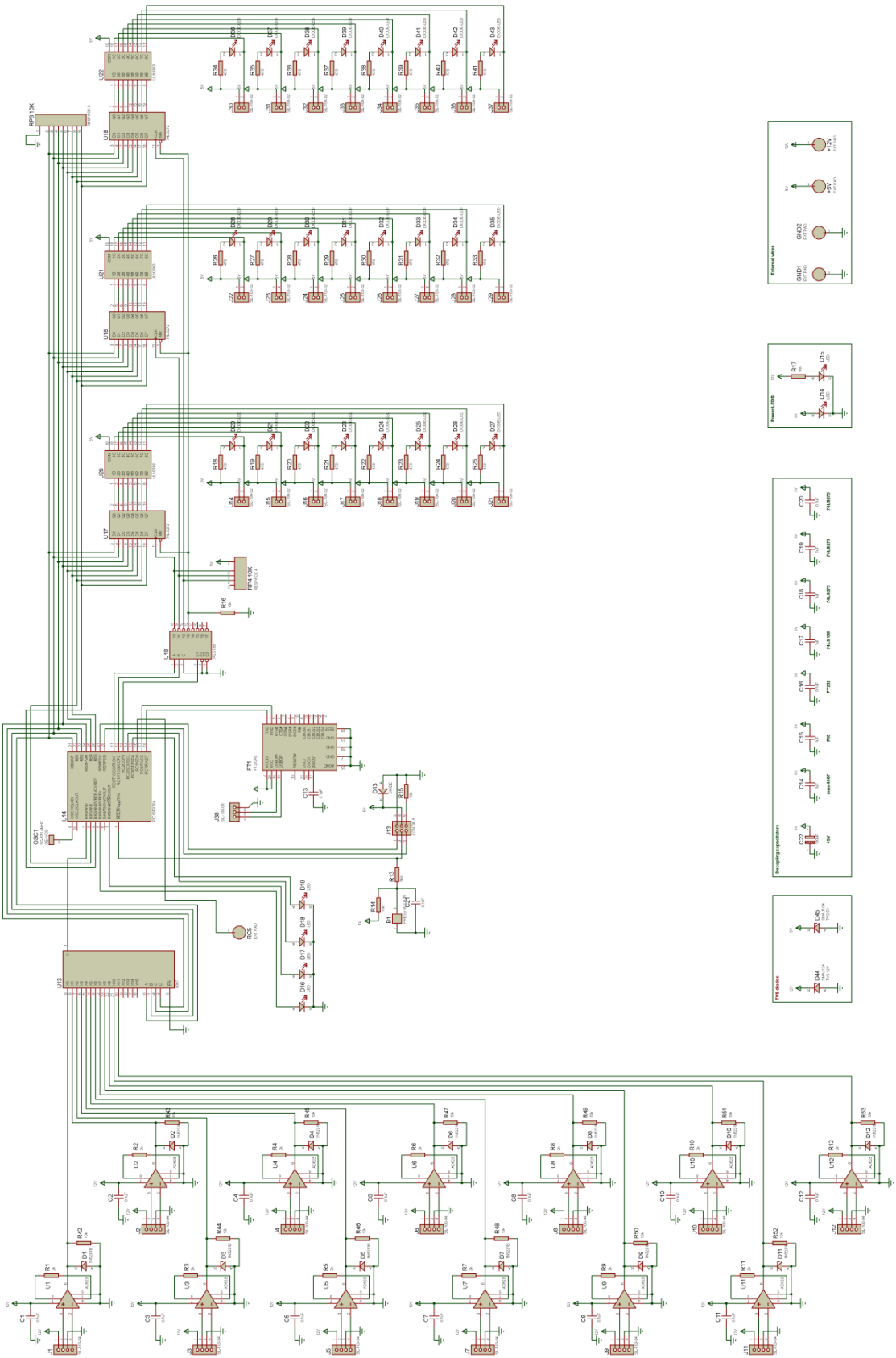


Figura 3.29 Esquemático completo da electrónica de controlo do SYPEC desenhado no *Proteus*™ *ISIS*.

A PCB correspondente ao circuito electrónico anterior foi desenhada utilizando o programa *Proteus™ ARES Professional 7.9 SP1*.

Pretendia-se uma PCB compacta que pudesse ser colocada numa caixa por debaixo da cadeira. De modo a minimizar o espaço ocupado pelos componentes electrónicos, recorreu-se à tecnologia *Surface-Mount*. Os componentes *Surface-Mount* (SMD, do inglês *Surface-Mount Device*) são mais pequenos que os seus homónimos em *Dual In-line Package* (DIP) e permitem usar os dois lados da PBC para a colocação de componentes.

Sendo este projecto uma cadeira protótipo para testes, necessita de robustez acrescida nos componentes mais solicitados e sujeitos a avarias. Os *drivers*, devido à potência que lhes poderá ser requerida, estão sujeitos a um maior aquecimento e, por conseguinte, um maior desgaste. Por esta razão, foram utilizados encapsulamentos DIP montados em *sockets* para facilitar a substituição em caso de avaria. Foram também colocados dissipadores passivos para ajudar o arrefecimento destes componentes. O oscilador foi também montado num *socket*, usando encapsulamento DIP, para permitir o aumento do *clock* do microcontrolador caso seja necessário aumentar a velocidade de processamento.

Junto das alimentações dos circuitos integrados foram colocados condensadores de desacoplamento de 1µF.

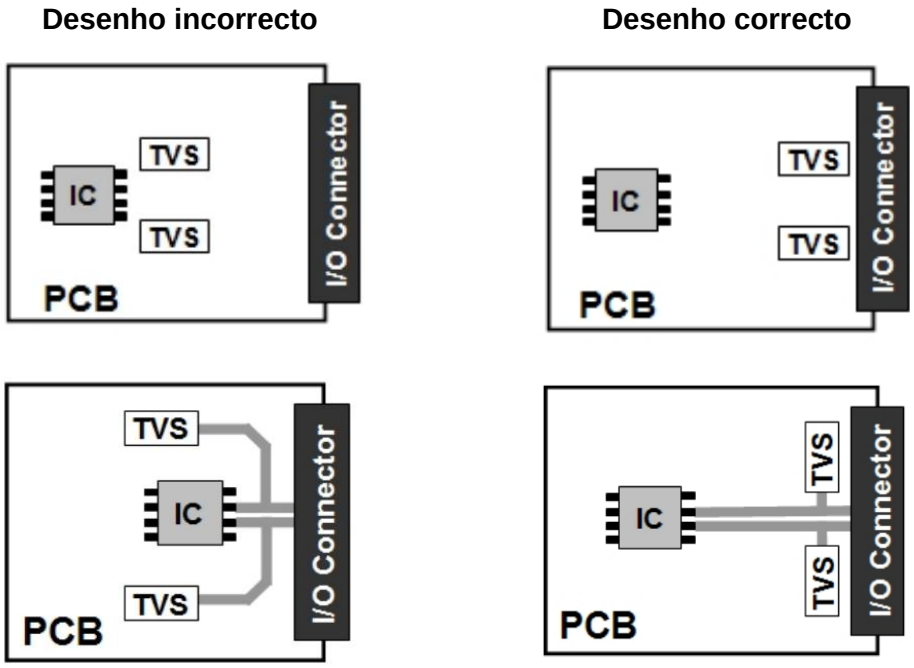


Figura 3.30 Exemplo de colocação correcta e incorrecta dos díodos TVS numa PCB. Adaptado de (Lepkowski, 2005).

A colocação dos díodos TVS na PCB é um dos factores mais condicionantes no seu desempenho. Os díodos TVS devem ser colocados o mais próximo possível da fonte de ruído, tal como ilustrado na figura 3.30. O comprimento das pistas que ligam os díodos TVS à fonte de ruído deverá ser menor do que o comprimento das pistas que ligam a fonte de ruído à restante electrónica, uma vez que os picos de corrente resultantes dos picos de tensão seguem sempre o percurso de menor impedância (Lepkowski, 2005).

O encapsulamento dos díodos TVS é também um factor importante no seu desempenho. A indutância aumenta a tensão de corte do díodo TVS e quanto menor for o seu encapsulamento, menor a sua indutância (Lepkowski, 2005). Por esta razão, foi usado um encapsulamento SMD.

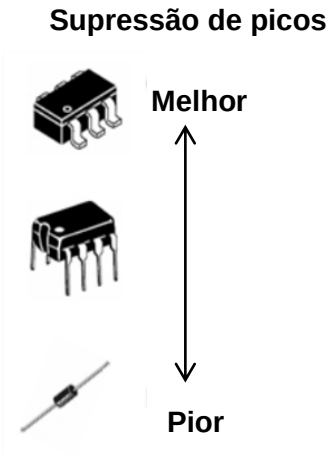


Figura 3.31 Supressão de picos vs encapsulamento. Díodos TVS SMD oferecem uma supressão de picos de tensão mais eficaz do que o seu homónimo em *through-hole*. Adaptado de (Lepkowski, 2005).

No desenho das pistas teve-se em atenção o sobreposicionamento das pistas entre as duas faces da PCB de modo a diminuir as capacitâncias parasitas.

A figura 3.32 representa o resultado final do desenho do circuito impresso e da respectiva PCB.

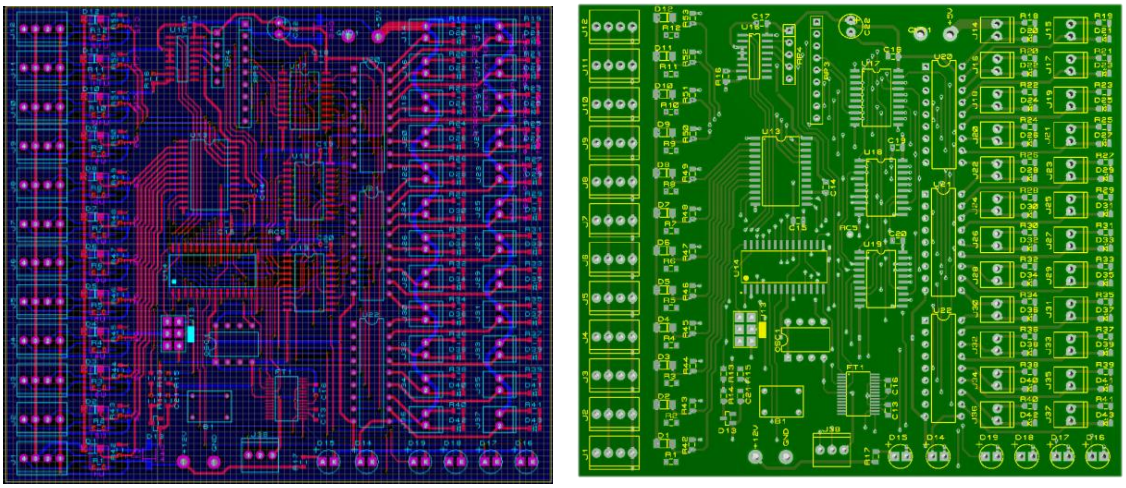


Figura 3.32 Desenho do circuito impresso e respectiva PCB (vista de topo). À esquerda o ambiente de desenvolvimento do Proteus™ ARES e, à direita, a simulação do aspecto final da PCB.

Os componentes electrónicos foram montados na PCB finalizando a construção da electrónica de controlo do SYPEC.

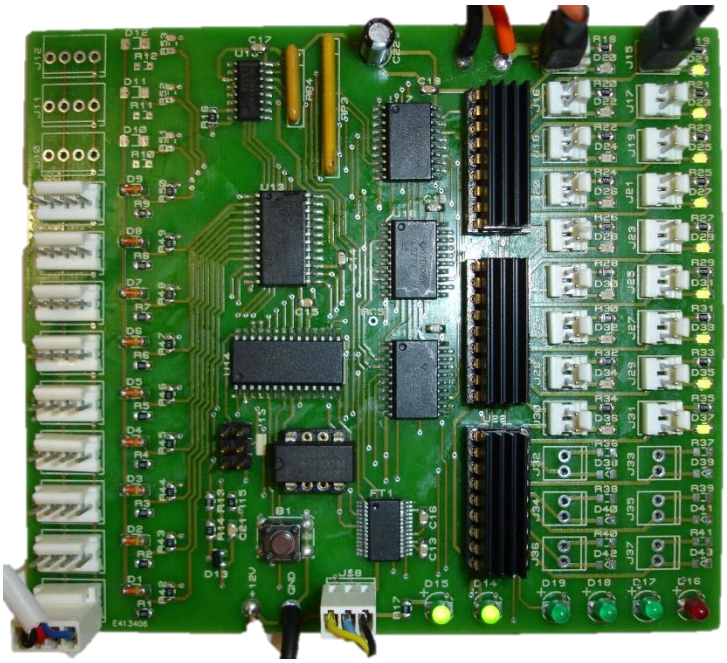


Figura 3.33 PCB após montagem de todos os componentes electrónicos.

3.3 Programação de *Firmware*

Neste capítulo iremos abordar os pormenores da programação do *firmware* do microcontrolador. Serão apresentadas, sob a forma de fluxogramas, as diversas rotinas efectuadas pelo microcontrolador e será descrito o protocolo de comunicação que permite a troca de informação entre dispositivos.

O *firmware* do microcontrolador foi desenvolvido usando o ambiente de desenvolvimento e programação *MPLAB IDE v8.83* com recurso à linguagem C. O compilador usado foi o *HI-TECH C compiler v9.70*.

A programação do microcontrolador foi feita usando o programador da *Microchip*, o *MPLAB ICD 2 in-Circuit Debugger/Programmer*. A ligação entre computador, o *debugger* e o microcontrolador encontra-se representada na figura 3.34.

Figura 3.34 Ligação entre computador e microcontrolador mediada pelo MPLAB ICD 2 (Microchip Technology Inc., 2003).

A figura 3.35 resume o funcionamento do *firmware* e será aprofundada ao longo deste capítulo.

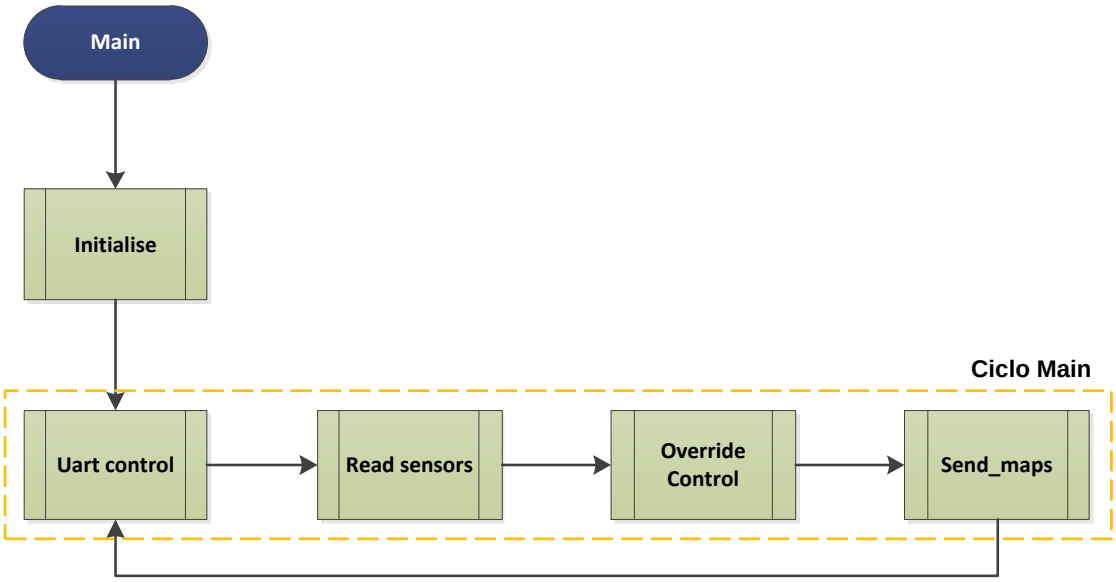


Figura 3.35 Esquema do fluxo de execução das rotinas do *firmware*.

3.3.1 Rotina *Initialise*

Esta rotina é a primeira a ser executada sempre que o microcontrolador inicia. As seguintes tarefas são executadas:

- Configuração dos portos *Input/Output* (I/O);
- Configuração do *watchdog*;
- Configuração do *timer 0* e *timer 1*;
- Configuração da ADC;
- Configuração da UART;
- Configuração dos *interrupts*;
- Inicialização das variáveis globais;
- Inactivação dos compressores;
- Activação das electroválvulas;
- Activação do modo Manual.

3.3.2 Rotina UART *Control*

A rotina *UART control*, ilustrada na figura 3.36, tem como função a gestão da comunicação UART do microcontrolador. A variável global *UART_status* pode ser alterada durante a execução de várias rotinas para definir os diferentes estados da comunicação UART descritos na tabela 3.8.

Tabela 3.8 Descrição dos diferentes estados da comunicação UART representados pela variável global *UART_status.*

Estado	Descrição
Ready	Não existe nenhuma comunicação a decorrer nem nenhum comando por processar.
Command	Foi recebido um novo comando.
RX in	A porta série está a receber instruções.
Buffer Full	O *buffer* de dados está cheio.

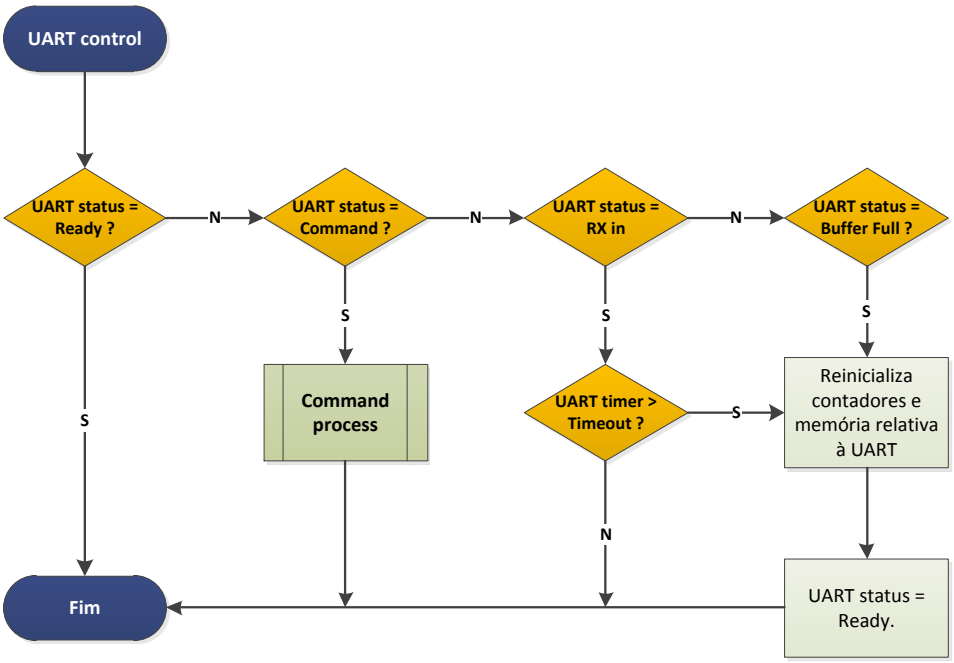


Figura 3.36 Esquema do fluxo de execução da rotina *UART control*.

3.3.3 Rotina *Command Process*

A rotina *Command Process*, ilustrada na figura 3.37, processa as mensagens recebidas pela porta série, identificando e executando o comando recebido.

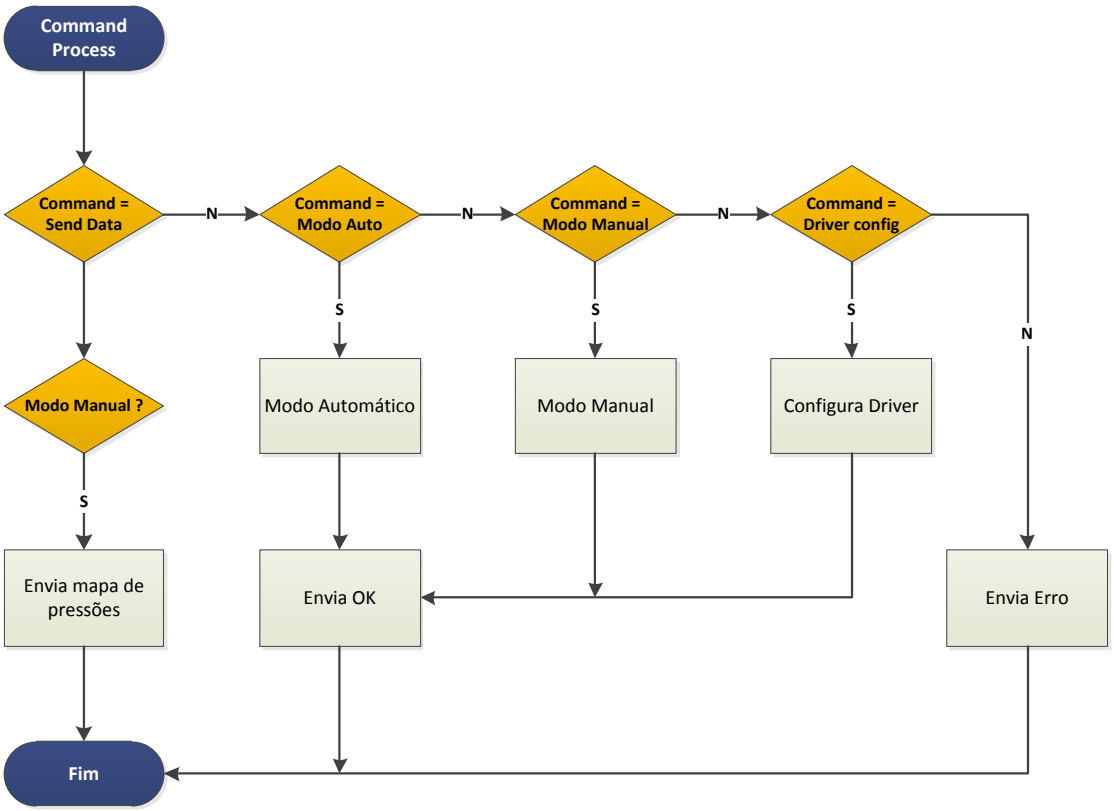


Figura 3.37 Esquema do fluxo de execução da rotina *Command Process*.

3.3.4 Rotina *Read sensors*

Esta rotina, ilustrada na figura 3.38, é responsável pela leitura, conversão e registo do valor dos transdutores de pressão. A sua execução é controlada por um *timer* para que a leitura dos transdutores seja feita em intervalos regulares de 5ms, reservando assim tempo de execução para os restantes processos do microcontrolador (cada leitura completa demora 2,56 ms).

Em cada leitura, o valor de pressão de cada transdutor é somado aos seus valores anteriores, permitindo fazer uma média da pressão das últimas *n* leituras (ver figura 3.41). Os valores de pressão são registados em variáveis inteiras positivas de 2 *bytes* (16 bits). Tendo a ADC uma resolução de 10 bits, o número máximo de leituras que é possível armazenar numa variável inteira positiva de 2 *bytes* é de 64 leituras.

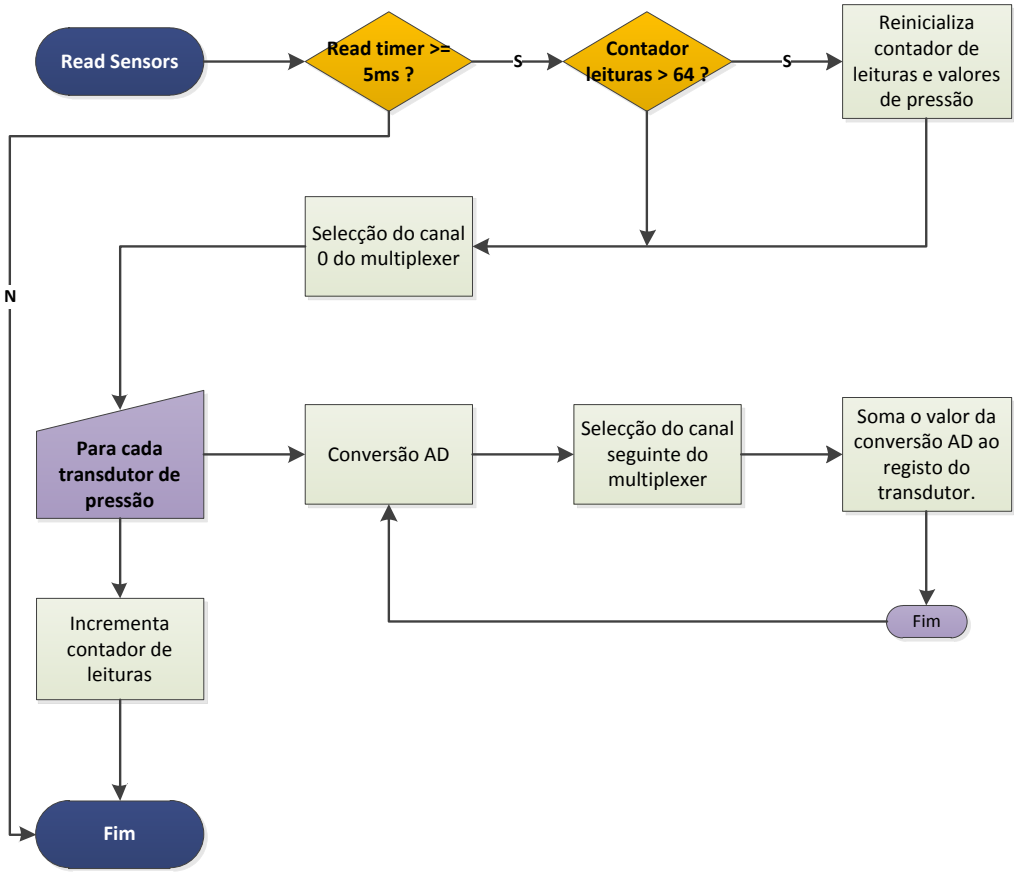


Figura 3.38 Esquema do fluxo de execução da rotina *Read Sensors*.

3.3.5 Rotina *Override control*

Esta rotina, ilustrada na figura 3.39, monitoriza a pressão de cada bolsa e faz o alivio automático do excesso de pressão quando este excede o valor máximo permitido, que se encontra guardado na memória EEPROM e pode ser alterado por um comando específico da porta série (ver capítulo 3.3.7).

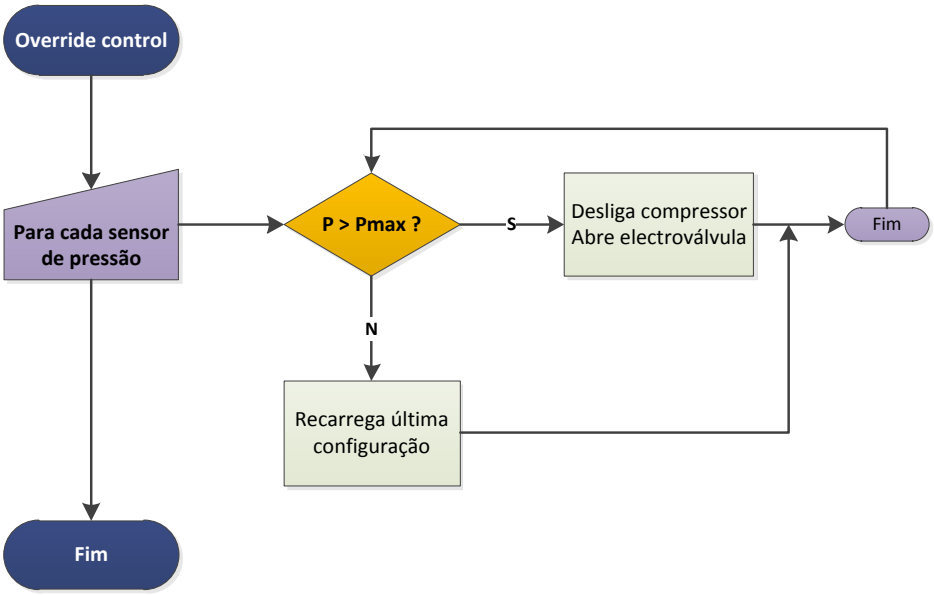


Figura 3.39 Esquema do fluxo de execução da rotina *Override Control*.

3.3.6 Rotina *Send Maps*

A rotina *Send Maps*, ilustrada na figura 3.40, envia para a porta série, com uma frequência de amostragem constante, os mapas de pressão dos transdutores sempre que o *firmware* esteja a operar em modo Automático.

A frequência de amostragem está dependente do valor de *treshold n*, que está guardado na memória EEPROM e pode ser alterado por um comando específico da porta série (ver capítulo 3.3.7). A tabela 3.9 mostra a relação entre a taxa de amostragem e o valor de *n*.

Tabela 3.9 Relação entre a frequência de amostragem do modo automático e o número de *n* leituras dos transdutores efectuadas.

Valor de *n*	Frequência de amostragem (Hz)
1	57,4
2	44,4
4	30,2
8	18,4
16	10,3
32	5,46
64	2,82

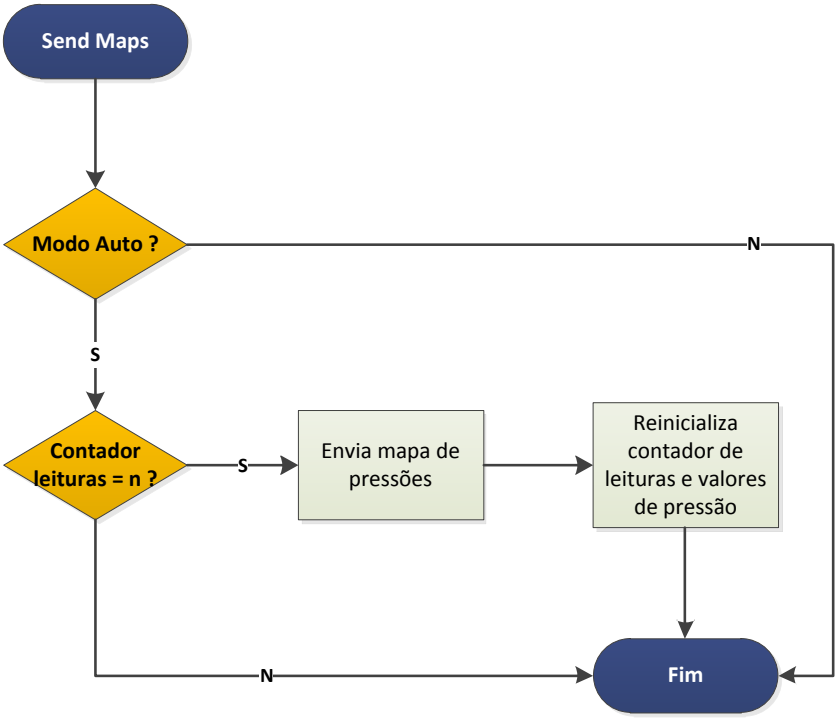


Figura 3.40 Esquema do fluxo de execução da rotina *Send Maps*.

Os valores de pressão, enviados nos mapas de pressão, correspondem assim à média das *n* leituras dos transdutores efectuadas durante o intervalo de amostragem, tal como representado na figura 3.41.

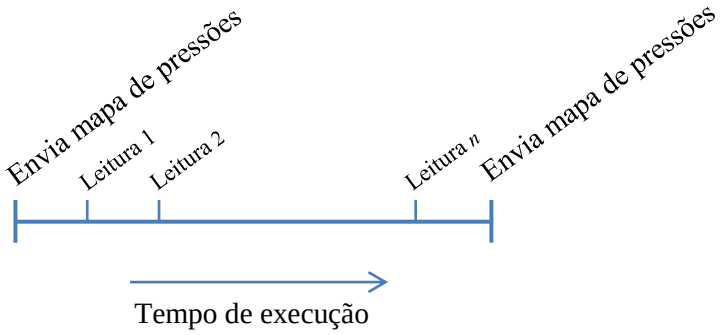


Figura 3.41 Esquema das *n* leituras dos transdutores efectuadas durante o período de amostragem.

3.3.7 Protocolo de comunicação

O protocolo de comunicação define os comandos disponibilizados pelo *firmware* para interagir com os dispositivos de controlo. A comunicação é feita através de uma ficha mini-USB e as especificações da comunicação série podem ser consultadas na tabela 3.10:

Tabela 3.10 Especificações da comunicação série.

Parâmetro	Descrição
Baud Rate	19,2 kBd
Data bits	8
Stop bits	1
Paridade	não
Handshaking	não
Comunicação	Série (*Full Duplex*)

O *Baud Rate* real que o microcontrolador consegue gerar está dependente do resultado da divisão entre o *clock* externo e um divisor inteiro positivo, o que limita os valores que são possíveis de obter. Existe assim uma diferença entre os valores do *Baud Rate* real gerado pelo microcontrolador e os valores padronizados da comunicação série e a sua relação encontra-se descrita na tabela 3.11, considerando um *clock* externo de 4MHz.

Tabela 3.11 Relação entre o *Baud Rate* real gerado pelo microcontrolador e os valores padronizados da comunicação série para um *clock* de 4MHz. Adaptado de (Microchip Technology Inc., 2003)

Baud Rate (kBd)		Erro (%)
Padrão	**Real**	
9,6	9,615	0,16
19,2	19,231	0,16
28,8	27,789	3,55
33,6	35,714	6,29
57,6	62,500	8,51

Uma vez que a taxa de comunicação representa um papel secundário na *performance* do sistema, seleccionou-se o *Baud Rate* mais elevado dentro dos que possuem menor erro associado, i.e. 19,2 kBd.

As comunicações são do tipo *Pergunta* → *Resposta*, o que significa que é o dispositivo de controlo o responsável por iniciar a comunicação. Em condições normais, cada pergunta é sempre seguida de uma resposta que pode ser usada para certificar que o comando foi bem interpretado. Existem dois regimes de envio de dados – Manual e Automático. No regime manual os mapas de pressão são enviados uma única vez como resposta a um comando específico. No regime Automático, os mapas de pressão são enviados continuamente para a porta série, com uma frequência de amostragem de acordo com a tabela 3.9.

Os comandos do protocolo de comunicações estão divididos em dois grupos distintos: operacionais e de configuração, explicitadas na tabela 3.12 e 3.13, respectivamente.

Tabela 3.12 Lista dos comandos operacionais do protocolo de comunicações.

Comando	*String*	Resposta	Descrição
Mapa de pressões	FFh 01h	FFh ##h XX_nh F0h	Envia os valores de pressão medidos pelos transdutores. ## - número de amostras; XX_n – acumulado da pressão do transdutor n (2 *bytes* por transdutor).
Modo automático	FFh 02h	F0h	Coloca o sistema em modo de envio automático.
Modo manual	FFh 03h	F0h	Coloca o sistema em modo de envio manual.
Configurar *driver* 1	FFh 04h 00h ##h	F0h	Configura os estados lógicos do *driver* 1. ## - *byte* de configuração do *driver*
Configurar *driver* 2	FFh 04h 01h ##h	F0h	Configura os estados lógicos do *driver* 2. ## - *byte* de configuração do *driver*
Configurar *driver* 3	FFh 04h 02h ##h	F0h	Configura os estados lógicos do *driver* 3. ## - *byte* de configuração do *driver*

Tabela 3.13 Lista dos comandos de configuração do protocolo de comunicações.

Comando	*String*	Resposta	Descrição
Frequência de amostragem	FFh 11h ##h	F0h	Seleciona a frequência de amostragem. ## - código (ver tabela 3.14).
Pressão máxima	FFh 12h MSBh LSBh	F0h	Define o valor de pressão máxima permitido pelo sistema (0 a 1023) x 6,5/1024 psi.
Ler configuração	FFh 10h	FFh ##h MSBh LSBh	Devolve os valores de frequencia de amostragem e pressão máxima em vigor no sistema.

Tabela 3.14 Relação entre o código de configuração e a taxa de amostragem do sistema.

Código (Tabela 3.13)	Frequência de amostragem (Hz)
1	57,4
2	44,4
3	30,2
4	18,4
5	10,3
6	5,46
7	2,82

A cada *driver* estão ligados 4 compressores e 4 electroválvulas. Usando lógica booleana, codificaram-se os estados lógicos de cada *driver* num único *byte*, de acordo com a figura 3.42.

Figura 3.42 Esquema da organização do byte de configuração do *driver* 1, onde cada bit representa o estado lógico de um compressor ou de uma electroválvula.

O valor 1 (um) representa o estado lógico ligado e o valor 0 (zero) o estado lógico desligado. Num exemplo prático, para definir um estado onde os compressores 1 a 4 estariam desligados e as electroválvulas 1 a 4 ligadas, teria de se configurar o *driver 1* com o *byte* AAh (10101010b em binário).

3.4 Programação de *software*

Para testar o protótipo e dotar de uma ferramenta de trabalho simplificada, os futuros trabalhos de estudo e desenvolvimento de algoritmos de detecção e correcção postural, foi desenvolvida uma aplicação em *MATLAB*®. Esta aplicação permite monitorizar os mapas de pressão em tempo real e o controlo manual dos actuadores da cadeira. A aplicação foi estruturada para facilitar a futura integração de tais algoritmos e para ser capaz de processamento em tempo real.

Para correr a aplicação é necessário ter instalado no computador o *MATLAB Runtime Component* versão 7.14 ou superior. Foi utilizado um computador com um processador *Intel® Core™2Duo* a 2.00GHz, 3.0 GB de RAM e placa gráfica *on-board* com o sistema operativo *Windows® 7 Ultimate SP1* 32-bits.

3.4.1 Arquitectura do sistema

A arquitectura de um sistema, ou o modo como uma aplicação é estruturada e programada, depende fortemente dos seus objectivos. Assim, para ir de encontro aos objectivos anteriormente mencionados, optou-se por uma estrutura de programação orientada a eventos. Este paradigma de programação permite que o controlo do fluxo de execução do programa seja controlado por eventos externos.

A estrutura do programa centra-se na gestão da comunicação série e na execução das rotinas de processamento no intervalo de tempo entre sucessivas comunicações. Para tal, utilizou-se o modo de envio automático do protótipo que envia para a porta série, com uma frequência constante (ver tabela 3.9), os mapas de pressão da cadeira. Considera-se assim, a informação de cada conjunto de *bytes* enviados contendo os mapas de pressão como um pacote de dados.

Cada conjunto de pacotes de dados recebido pela porta série gera um evento que activa sequencialmente diversas rotinas, evitando compassos de espera entre ciclos *Pergunta* → *Resposta* e eliminando a necessidade de monitorizar continuamente a porta série. A figura 3.43 ilustra a gestão do tempo de processamento da aplicação.

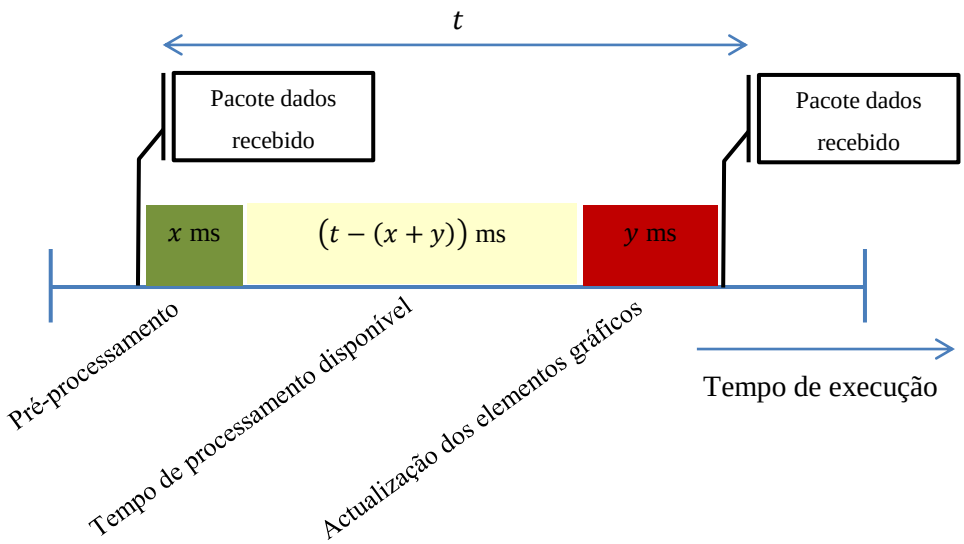


Figura 3.43 Gestão do tempo de processamento. O evento pacote dados recebidos activa a execução das rotinas de processamento.

O tempo *t* representado na figura 3.43 depende da frequência de amostragem com o qual o protótipo foi configurado e do tamanho do conjunto de pacotes de dados necessários para gerar um evento. Os vários pacotes de dados podem ser armazenados no *buffer* da porta série e posteriormente processados de uma só vez. O tempo de pré-processamento não aumenta significativamente e o tempo de actualização dos elementos gráficos permanece constante. Consegue-se assim, um aumento do tempo de processamento disponível à custa de um aumento da latência da aplicação. Deste modo, é possível processar a informação com uma frequência mais baixa, mas mantendo o registo temporal dos mapas de pressão com a frequência de amostragem do protótipo. Esta característica pretende contribuir para a flexibilidade e dinamização da aplicação, de modo a fornecer mais opções no estudo e desenvolvimento dos algoritmos de correcção postural e poderá ser particularmente útil no estudo do regime de transição (ver capítulo 5.1).

3.4.2 Rotina pré-processamento

A rotina Pré-processamento é responsável pelas seguintes tarefas:

- Verificação da integridade dos dados recebidos;
- Ajuste e calibração dos transdutores;
- Registo dos valores de pressão.

A figura 3.44 representa o seu fluxo de execução.

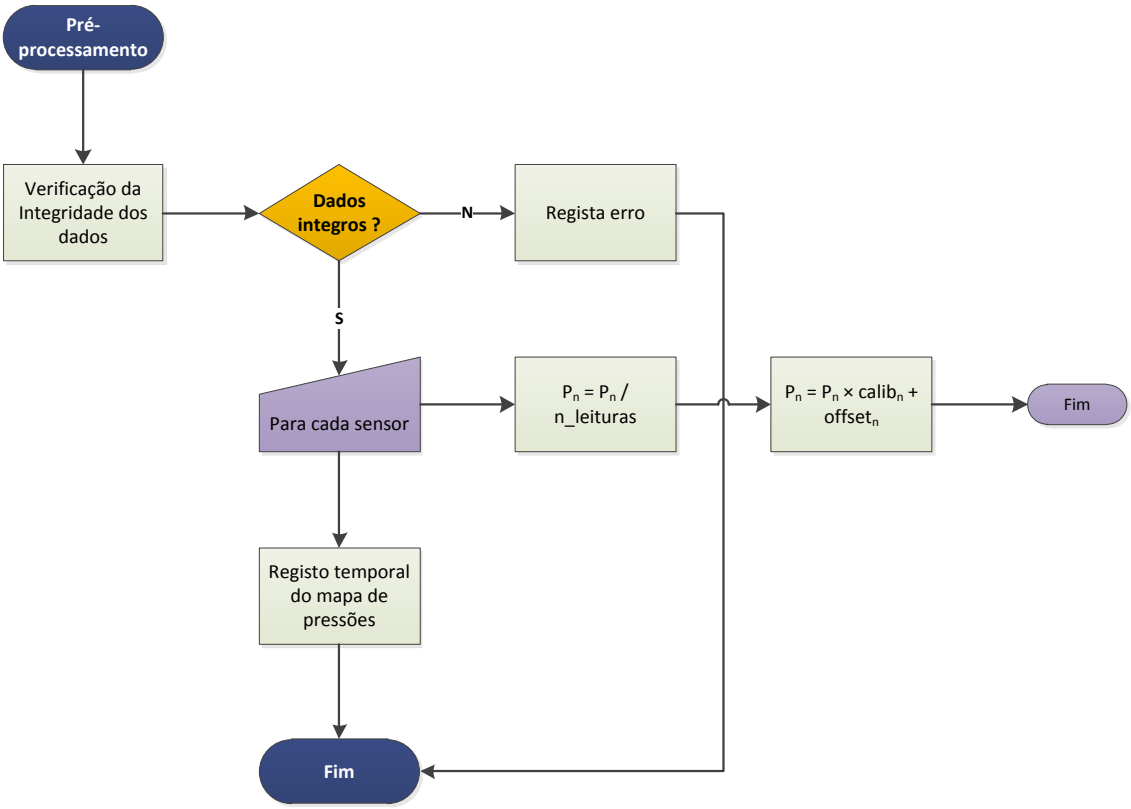
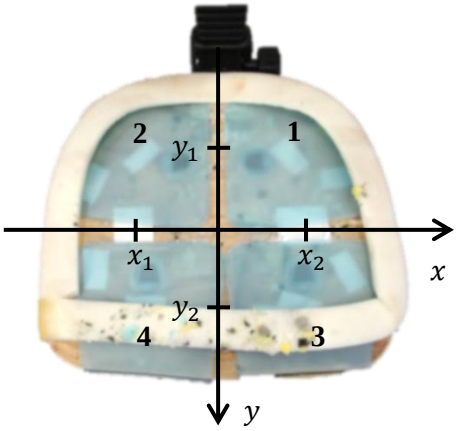


Figura 3.44 Esquema do fluxo de execução da rotina Pré-processamento.

3.4.3 Rotina Processamento

Para efeitos de testes do protótipo e como demonstração das capacidades e funcionalidades do mesmo, calcularam-se os centros de pressão, com base nos mapas de pressão, para o assento e para as costas da cadeira. O centro de pressão do assento foi calculado através das equações (3.5) e (3.6), de acordo com a figura 3.45.

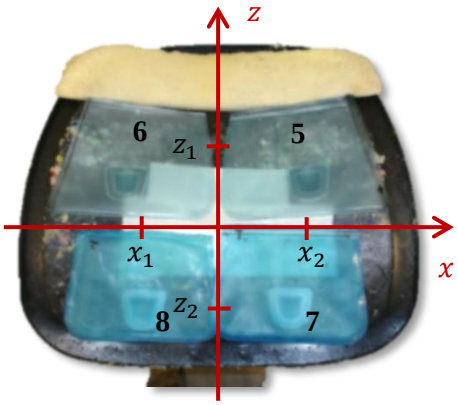


$$x = \frac{(P_2 + P_4) \times x_1 + (P_1 + P_3) \times x_2}{\sum_{i=1}^{4} P_i} \tag{3.5}$$

$$y = \frac{(P_1 + P_2) \times y_1 + (P_3 + P_4) \times y_2}{\sum_{i=1}^{4} P_i} \tag{3.6}$$

Figura 3.45 Cálculo do centro de pressão para o assento da cadeira.

De forma análoga, o centro de pressão das costas da cadeira foi calculado através das equações (3.7) e (3.8), de acordo com a figura 3.46.



$$x = \frac{(P_6 + P_8) \times x_1 + (P_5 + P_7) \times x_2}{\sum_{i=5}^{8} P_i} \tag{3.7}$$

$$z = \frac{(P_5 + P_6) \times z_1 + (P_7 + P_8) \times z_2}{\sum_{i=5}^{8} P_i} \tag{3.8}$$

Figura 3.46 Cálculo do centro de pressão para as costas da cadeira.

Será também nesta rotina que os futuros algoritmos de classificação e correcção serão executados.

3.4.4 Gestão de erros de comunicação

A integridade dos dados recebidos depende não só de interferências na comunicação, que podem alterar o valor dos bits transmitidos, mas também do sincronismo entre envio e recepção das mensagens protocoladas. A comunicação é efectuada em distâncias muito curtas, aproximadamente 2 metros e num ambiente favorável às comunicações por cabo, ou seja, não está sujeita a fontes de ruído potencialmente perturbadoras. Focou-se assim a atenção em monitorizar erros de sincronismo, sejam eles por falha da aplicação ou do *firmware*. Apesar

deste tipo de erro não ser frequente, achou-se importante proteger o sistema, para que, em caso de erro tente solucionar o problema sem intervenção externa.

A rotina de pré-processamento (ver capítulo 3.4.2) verifica a integridade de cada pacote de dados recebidos e regista, no caso de existir, o tipo de erro e o número de ocorrências. Existem 2 tipos de erros, associados à comunicação série, que o sistema monitoriza: erros de sincronismo e erros de *timeout*. Os erros de sincronismo ocorrem geralmente quando a mensagem recebida não cumpre os requisitos do protocolo, ou quando a resposta de um determinado comando não é a esperada. Os erros de *timeout* ocorrem quando não há qualquer resposta do *firmware* a um determinado comando, numa janela de tempo de 500 ms.

Os erros de sincronismo, numa primeira abordagem são resolvidos limpando o *buffer* da porta série, para acertar o passo com a comunicação seguinte. Na aquisição em que ocorreu este erro, os valores dos mapas de pressão são registados com o valor zero. Nos casos em que este método não resolve o problema, os erros consecutivos vão-se acumulando, sendo detectados por um evento controlado por um *timer* interno da aplicação, que ao detectar mais de três erros consecutivos (sincronismo e/ou *timeout*) reinicia a porta série da aplicação.

Capítulo 4

Interface Gráfica

Este projecto foi executado com o objectivo de desenvolver uma plataforma de estudo e desenvolvimento de algoritmos de detecção e correcção postural. Desenvolveu-se assim uma interface gráfica, simples e intuitiva, que permitisse o controlo total do protótipo desenvolvido e aquisição do registo temporal dos mapas de pressão.

A interface gráfica encontra-se estruturada em painéis que agrupam os elementos gráficos em diferentes temas:

- Comunicação série;
- Ferramentas;
- Mapas de pressão;
- Centros de pressão;
- Evolução temporal dos mapas de pressão.

A figura 4.1 ilustra a interface gráfica durante a utilização do sistema SYPEC.

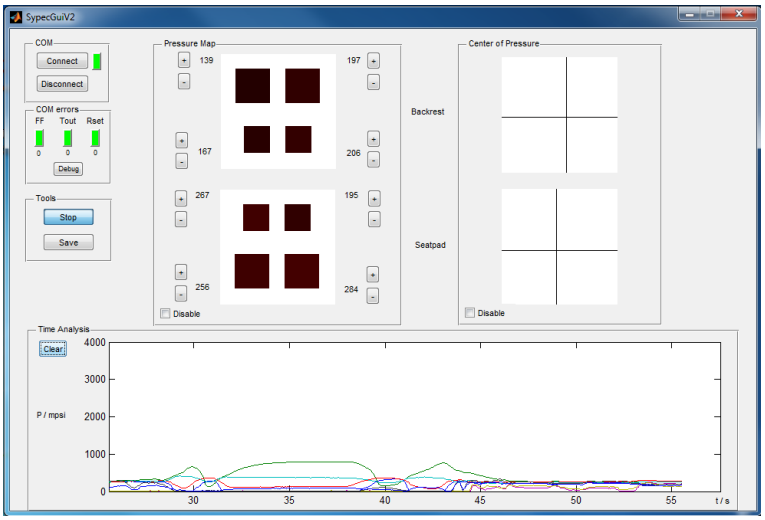


Figura 4.1 Interface gráfica da aplicação de controlo do SYPEC.

4.1 Comunicação Série

O programa permite ligar e desligar a aplicação da porta série, de modo a libertá-la para que outros programas possam conectar-se ao protótipo, e.g. um terminal para enviar manualmente os comandos de configuração (ver capítulo 3.3.7).

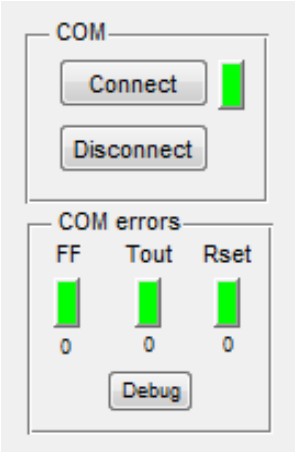


Figura 4.2 Painéis COM e COM *errors* da interface gráfica do SYPEC.

No painel COM (figura 4.2) o botão *Connect* inicia a ligação ao protótipo. À sua direita, um LED dá a indicação visual do resultado da ligação. Se for bem sucedida o LED muda para a cor verde, caso contrário muda para a cor vermelho. O botão *Disconnect* desliga o programa do protótipo e liberta a porta série do computador.

O painel COM *errors* fornece a indicação visual da ocorrência de erros na comunicação (ver capítulo 3.4.4), através de LED´s mudam de verde para vermelho quando um erro é detectado.

Um contador por baixo de cada LED indica o número de ocorrências de determinado erro. Pressionando cada um dos LED´s, o respectivo contador é reiniciado e o LED altera a sua cor de vermelho para verde. Na figura 4.2, o LED FF representa erros de sincronismo, o LED Tout representa erros de timeout e o LED Rset indica que houve reinicialização da porta série.

4.2 Ferramentas

Para iniciar a aquisição de dados do protótipo, é necessário pressionar o botão *start/stop* do painel *tools* (figura 4.3). Pressionando novamente o mesmo botão a aquisição de dados é temporariamente interrompida, até que o botão seja pressionado novamente.

O botão *Save* exporta o registo temporal dos mapas de pressão adquiridos para um ficheiro do tipo .xlxs, organizado em colunas, onde a primeira diz respeito ao tempo de aquisição e as seguintes aos transdutores 1 a 8, respectivamente.

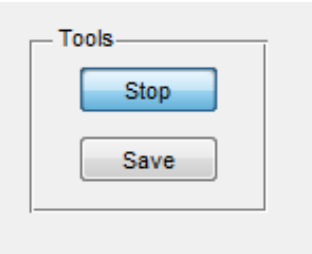


Figura 4.3 Painel *Tools* da interface gráfica do SYPEC.

4.3 Mapa de pressões

O painel *Pressure Map*, representado na figura 4.4, permite visualizar os mapas de pressão em 2D. Duas imagens representam a distribuição das almofadas de ar nas costas e assento da cadeira. A pressão medida em cada uma delas é representada através de codificação por cor, de acordo com a figura 4.5, e por representação numérica em unidades mpsi. Os botões “+” e “-“ permitem insuflar ou desinsuflar cada uma das almofadas manualmente. O botão *disable* inibe a actualização deste painel para evitar a indução de comportamentos por sugestão caso seja necessário.

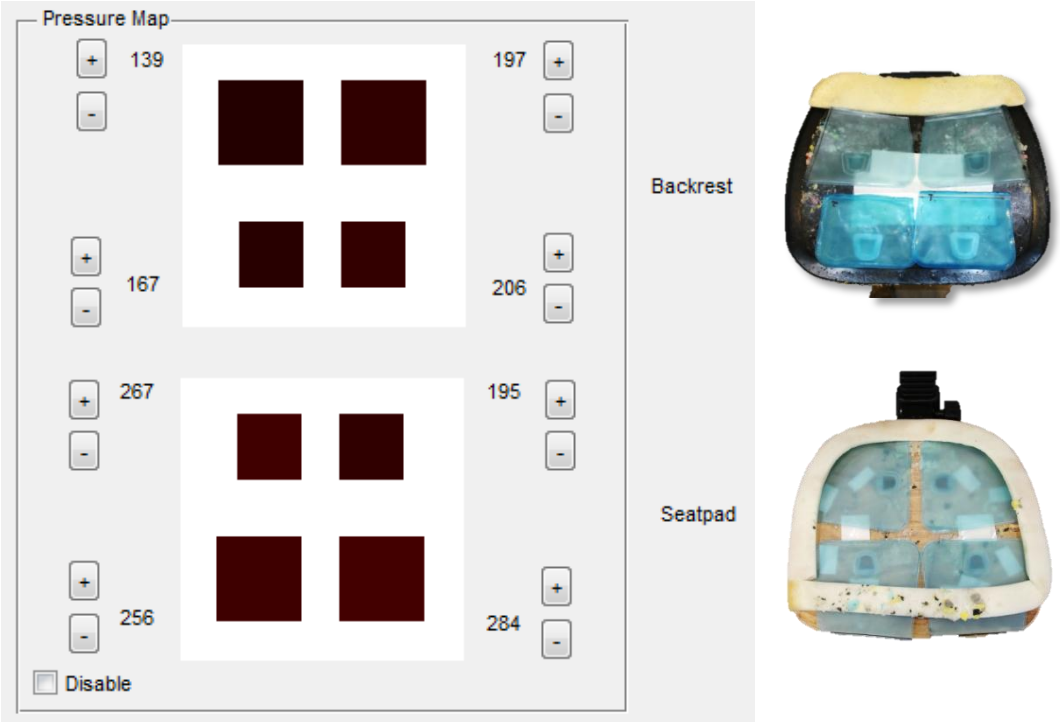


Figura 4.4 Painel *Pressure Map* da interface gráfica do SYPEC.

Figura 4.5 Mapa de cores para a representação do valor de pressão nas almofadas de ar.

4.4 Centros de Pressão

O painel *Center of Pressure* permite visualizar os centros de pressão em 2D. Duas imagens representam a posição do centro de pressão nas costas e assento da cadeira de acordo com a figura 4.6. O botão *disable* inibe a actualização deste painel para evitar a indução de comportamentos por sugestão caso seja necessário.

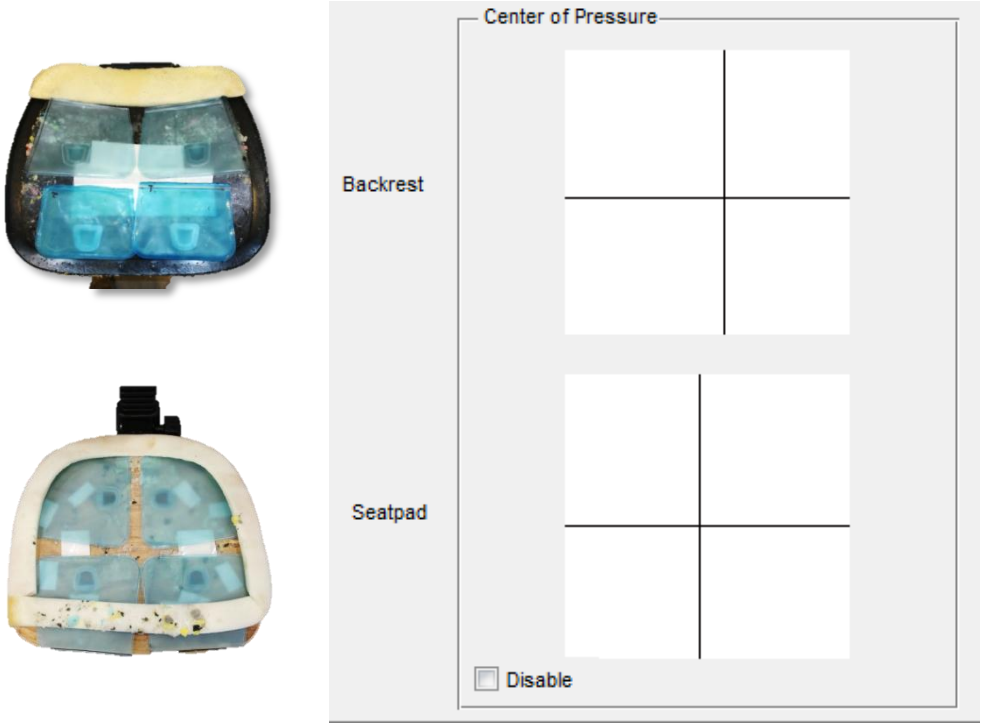


Figura 4.6 Painel *Center of Pressure* da interface gráfica do SYPEC.

4.5 Evolução temporal dos mapas de pressão

O painel *Time Analysis* permite visualizar a evolução temporal dos mapas de pressão. O eixo OX representa o tempo, em segundos, e o eixo OY o valor da pressão, em unidades mpsi. Cada linha do gráfico corresponde à pressão de uma almofada de ar, cujo código de cores encontra-se descrito na tabela 4.7. O botão *clear* permite reiniciar o registo temporal, apagando o registo anterior e recomeçando a partir do tempo $t = 0\ s$.

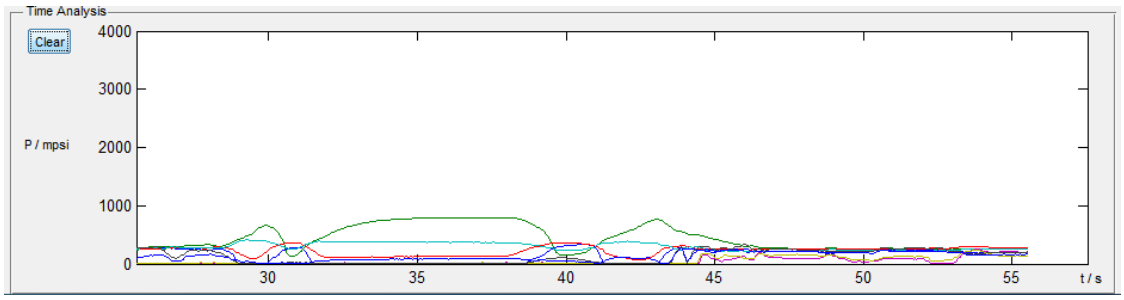


Figura 4.7 Painel *Time Analysis* da interface gráfica do SYPEC.

Tabela 4.1 Código de cores do painel *Time Analysis*.

Almofada	Cor
BL	Azul
BR	Verde
FL	Vermelho
FR	Azul ciano
UL	Magenta
UR	Amarelo
LL	Preto
LR	Cor-de-rosa

Capítulo 5

Resultados e Discussão

Para testar o funcionamento e performance do protótipo foram efectuados dois testes. No primeiro teste (capítulo 5.1) foi avaliada a capacidade do protótipo produzir mapas de pressões distintos para diferentes posições. No segundo teste (capítulo 5.2) foi avaliada a capacidade do protótipo alterar a pressão das almofadas e, por conseguinte, a conformação da cadeira.

5.1 Avaliação dos mapas de pressão

Este teste pretendeu avaliar qualitativamente a capacidade do protótipo produzir mapas de pressões distintos, para diferentes posições, para que possam ser usados, com sucesso, nos algoritmos de classificação postural a serem desenvolvidos por futuros trabalhos.

Para este teste recorreu-se a uma lista de posturas utilizadas e definidas em trabalhos anteriores (Tan, et al., 2001; Mutlu, et al., 2007; Zheng & Morrell, 2010). Essas posturas estão descritas na tabela 5.1 e ilustradas na figura 5.1.

Tabela 5.1 Lista de posturas utilizadas na avaliação dos mapas de pressão.

	Postura
1	Direito
2	Curvado
3	Inclinado para a frente
4	Inclinado para trás
5	Inclinado para a esquerda
6	Inclinado para a direita
7	Perna esquerda cruzada sobre a direita
8	Perna direita cruzada sobre a esquerda
9	Perna esquerda cruzada sobre a direita e inclinado para a direita
10	Perna direita cruzada sobre a esquerda e inclinado para a esquerda

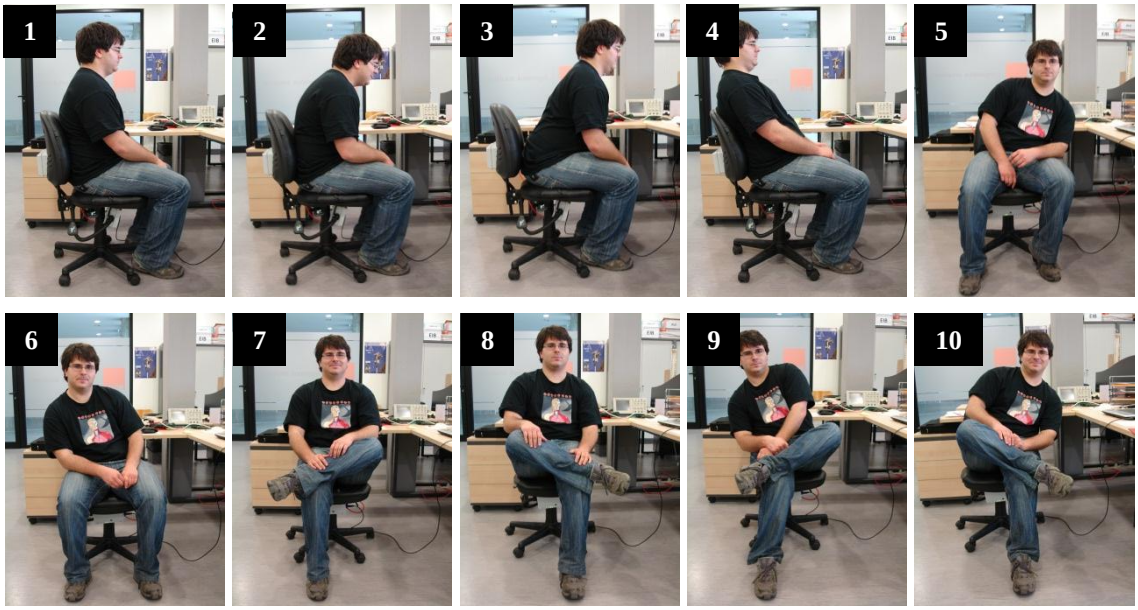


Figura 5.1 Ilustração das posturas 1 a 10 utilizadas na avaliação dos mapas de pressão, descritas na tabela 5.1.

Ao sujeito foi solicitado que retirasse todo a material que tivesse nos bolsos que percorresse as 10 posições sequencialmente, pela ordem descrita na tabela 5.1, durante 10 segundos por posição. Considerou-se que os 10 segundos seriam tempo suficiente para que os valores de pressão estabilizassem após a mudança de postura. Definiu-se uma frequência de amostragem de 18,4 Hz por ser a que obtém melhor relação frequência de amostragem / performance da aplicação e procedeu-se à recolha dos mapas de pressão. Os resultados encontram-se representados nas figuras 5.2 a 5.5.

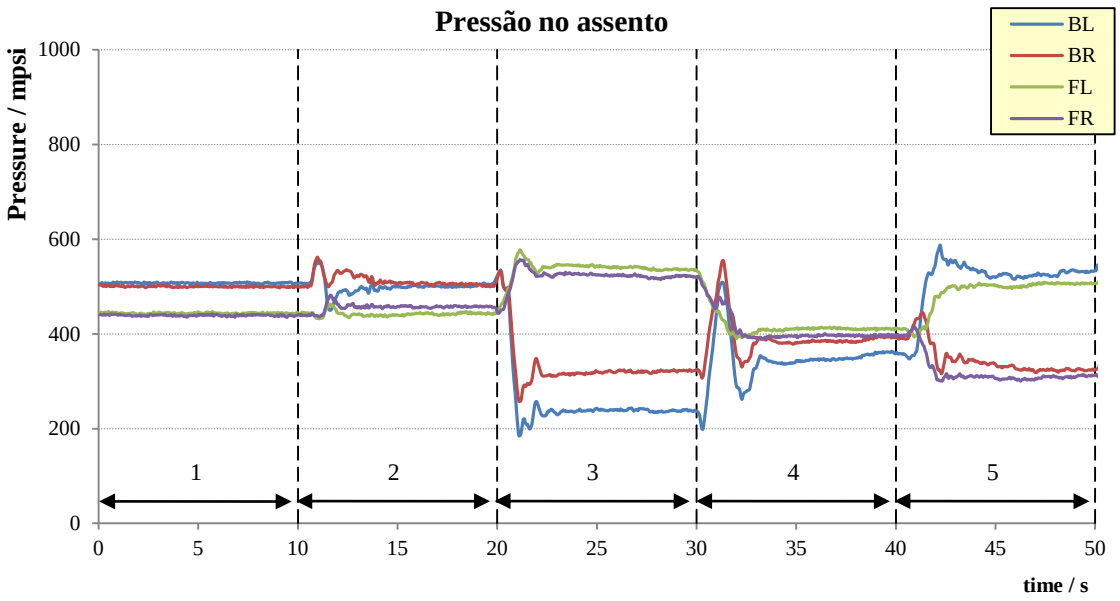


Figura 5.2 Resultados obtidos no teste de avaliação dos mapas de pressão para as almofadas do assento da cadeira para as posições 1 a 5 da tabela 5.1.

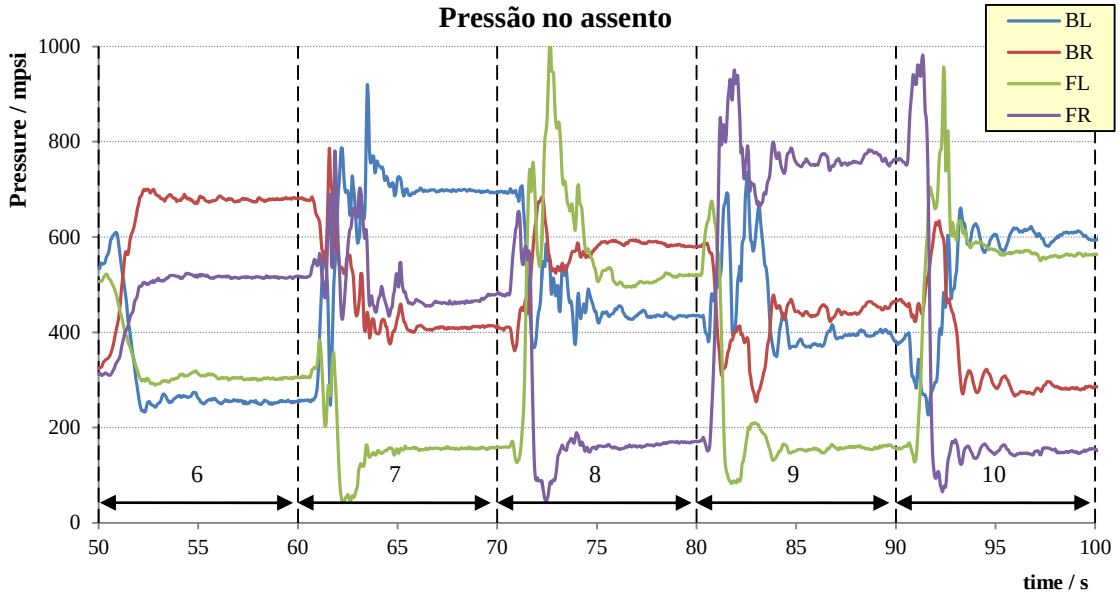


Figura 5.3 Resultados obtidos no teste de avaliação dos mapas de pressão para as almofadas do assento da cadeira para as posições 6 a 10 da tabela 5.1.

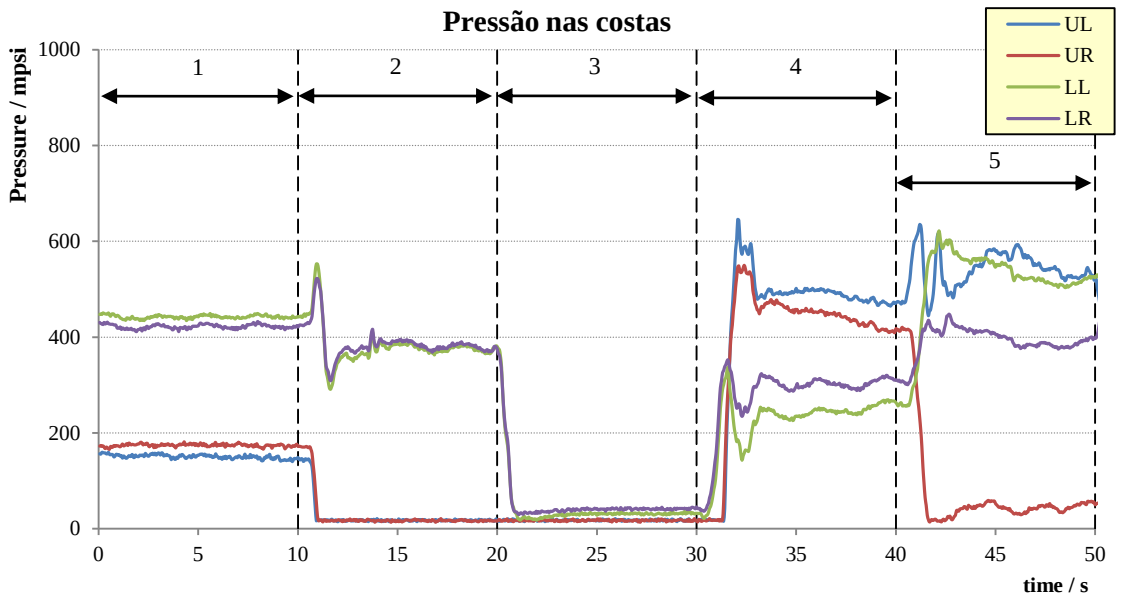


Figura 5.4 Resultados obtidos no teste de avaliação dos mapas de pressão para as almofadas das costas da cadeira para as posições 1 a 5 da tabela 5.1.

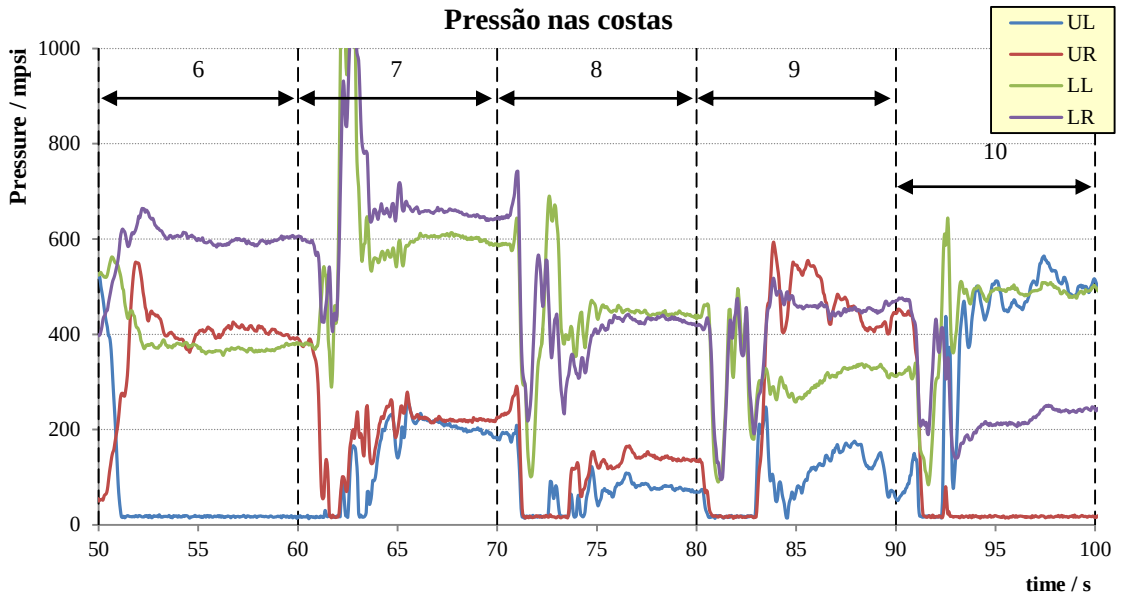


Figura 5.5 Resultados obtidos no teste de avaliação dos mapas de pressão para as almofadas das costas da cadeira para as posições 5 a 10 da tabela 5.1.

Da análise das figuras 5.2 a 5.5 verificou-se que o sinal dos transdutores encontra-se dividido em duas zonas, zona de transição e zona estável, aquando da adopção de uma diferente postura. A zona de transição é caracterizada por bruscas variações da pressão que acontecem na transição de uma postura para outra. À medida que o utilizador estabiliza o corpo numa nova postura, as oscilações vão diminuindo até atingirem valores estáveis, i.e. Zona estável. Este

comportamento foi também observado por Kamiya et al. (2008) e Yamada et al. (2009) em estudos da mesma área. A figura 5.4 ilustra a diferença entre as duas zonas.

Figura 5.6 Diferença entre zona de transição e zona estável. Pormenor da evolução da pressão da almofada BL durante a transição da posição 6 para posição 7 da tabela 5.1.

Para avaliar a qualidade dos resultados obtidos no uso de algoritmos de classificação, calcularam-se, de acordo com as equações (3.5), (3.6), (3.7) e (3.8), a média dos centros de pressão da zona estável de cada posição, para o assento e para as costas da cadeira. Estes foram posteriormente agrupados de modo a definir um *cluster* de centros de pressão para cada posição. O gráfico da figura 5.5 representa a localização espacial de cada um destes *clusters*, no plano do assento e das costas simultaneamente. Os 2 planos foram rebatidos para facilitar a interpretação visual a duas dimensões, ou seja, o eixo OY está partilhado com o eixo OZ. Os pontos assinalados por círculos correspondem aos centros de pressão do assento e os pontos assinalados com asteriscos correspondem aos centros de pressão das costas da cadeira. A cada posição testada corresponde uma cor, de acordo com a legenda do gráfico da figura 5.5 e um número de acordo com a tabela 5.1.

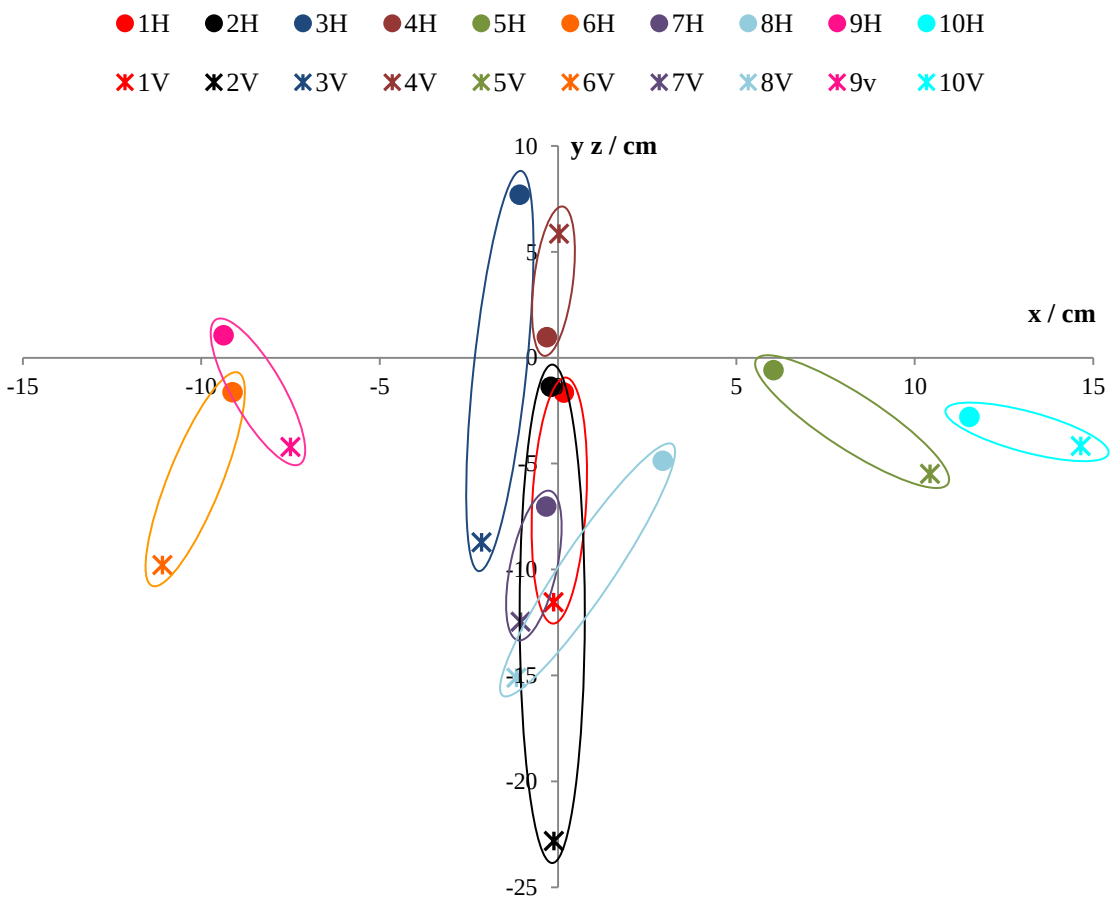


Figura 5.7 Resultados do agrupamento, em *clusters*, dos centros de pressão para cada posição da tabela 5.1. A legenda da figura relaciona o número da posição, de acordo com a tabela 5.1, com a uma cor. As letras H e V, fazem referência ao plano horizontal e vertical, respectivamente.

Na figura 5.5 observou-se que algumas posições (e.g. posição 5, 6, 9 e 10) geraram *clusters* diferenciáveis na localização espacial, enquanto outras posições (e. g. Posição 1, 2, 7, 8) geraram *clusters* com localização espacial semelhante, mas com características diferentes, ou seja, fazendo apenas a análise dos centros de pressão de cada posição já se obteve um grau de separação das posições que se prevê ser suficiente para que os algoritmos de classificação possam distingui-los. A conjunção deste método com outras técnicas de análise de dados aumentará o grau de diferenciação das posições, o que significa que o protótipo foi capaz de gerar mapas de pressão com qualidade suficiente para serem utilizados em algoritmos de classificação.

5.2 Alteração da conformação da cadeira

Para testar qualitativamente a capacidade de alteração da conformação da cadeira foi pedido a um sujeito que se sentasse direito, (posição 1 da tabela 5.1) e que não ajustasse a sua postura durante o período do teste. Esvaziaram-se todas as almofadas de ar e posteriormente insuflou-se cada uma individualmente, até atingirem o valor máximo de pressão permitida pelo protótipo (capítulo 3.3.5). Os testes às diferentes almofadas de ar produziram resultados muito semelhantes entre elas, pelo que escolheram-se os resultados de apenas uma almofada de ar para ilustrar os resultados deste teste. Os resultados obtidos quando se testou a almofada de ar BR, ilustrados na figura 5.8 foram divididos em 3 zonas, numeradas de 1 a 3.

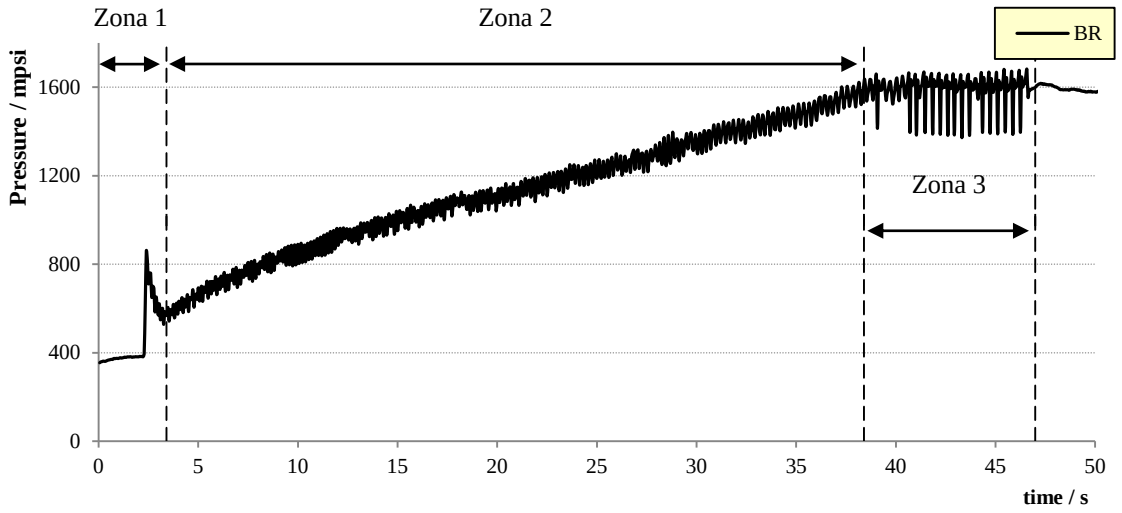


Figura 5.8 Registo temporal da evolução da pressão da almofada de ar BR durante o teste à capacidade de alteração da conformação da cadeira.

A primeira zona representa o início do enchimento da almofada quando esta se encontrava vazia e é caracterizada por um pico de pressão coincidente com o ligar do compressor. Este pico de pressão deve-se à posição da junção do tubo de ligação com a almofada de ar. Quando as almofadas se encontram vazias e comprimidas pelo utilizador sentado na cadeira, a face superior, das almofadas, tapa a entrada de ar vinda do tubo de ligação (figura 5.9), impedindo que o ar bombeado pelo compressor entre. Assim, a pressão no tubo de ligação vai aumentando até vencer a resistência criada pelo estrangulamento na entrada do tubo. Assim que o ar começa a circular para o interior da almofada, a pressão diminui e passa a representar efectivamente a pressão no interior da almofada, ao invés da pressão no interior do tubo de ligação.

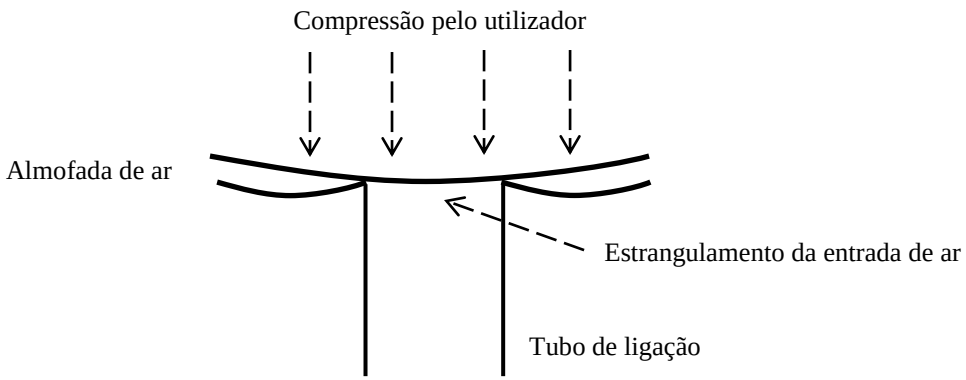


Figura 5.9 Esquema do estrangulamento da entrada de ar das almofadas de ar.

As almofadas operam com uma quantidade mínima de ar para a medição da pressão o que impede que a entrada do tubo de ligação fique tapada durante o normal funcionamento do protótipo, não constituindo assim um factor limitante no seu funcionamento.

Este comportamento deriva da adaptação de um produto, desenhado para outros fins, para a construção das almofadas de ar (capítulo 3.1.1), representando não uma falha do protótipo desenvolvido mas sim uma característica indesejável que deverá ser tomada em conta aquando do desenvolvimento de uma solução à medida e personalizável das almofadas de ar.

A segunda zona do gráfico da figura 5.8 representa a fase aproximadamente linear do aumento da pressão das almofadas. No sinal de pressão observou-se uma componente de ruído, na forma de onda triangular, que deriva dos ciclos de compressão efectuados pelo compressor durante o seu funcionamento.

A zona 3 do gráfico da figura 5.8 representa o funcionamento da protecção contra excesso de pressão (ver capítulo 3.3.5). Observou-se que, quando a pressão atingiu o valor máximo permitido, o valor médio da pressão estabilizou. A abertura das electroválvulas para compensar o excesso de pressão é caracterizada por um pico negativo da pressão, causado pelo efeito de Venturi. No gráfico da figura 5.8 observaram-se vários picos negativos na zona 3, correspondentes ao alívio contínuo da pressão, visto o compressor ainda estar ligado.

Os efeitos na posição do sujeito, causados pelo enchimento da almofada de ar BR, encontram-se representados na figura 5.10. A imagem da esquerda representa o início do teste, onde todas as bolsas se encontravam vazias e a imagem da direita representa o momento em que a almofada atingiu o valor máximo de pressão permitido pelo protótipo.

Figura 5.10 Comparação da posição do sujeito no início (imagem à esquerda) e no final (imagem à direita) do teste de alteração da conformação da cadeira.

Comparando as duas imagens, observou-se que a posição do sujeito foi alterada devido à alteração da conformação da cadeira. Na posição final, o sujeito ficou mais inclinado para a esquerda quando comparado com a imagem inicial, o que é coerente com o enchimento da almofada BR.

Capítulo 6

Conclusão e Perspectivas Futuras

O protótipo desenvolvido nesta dissertação conseguiu, com sucesso, cumprir os objectivos inicialmente estabelecidos e os requisitos técnicos necessários ao projecto SYPEC.

O sistema sensorial do protótipo foi capaz de produzir mapas de pressão distinguíveis para as diferentes posições.

O protótipo foi capaz de alterar a conformação e rigidez das costas e do assento, provocando desconforto intencional em zonas controladas. Verificou-se que a alteração da conformação pode induzir mudanças na postura da posição sentado do utilizador.

A aplicação de aquisição de dados permitiu recolher os dados relativos à evolução temporal dos mapas de pressão e permitiu o controlo manual da conformação e rigidez do assento e costas da cadeira.

Tendo em conta os resultados dos testes realizados, considerou-se o protótipo adequado para servir de plataforma de estudo e desenvolvimento de algoritmos de classificação e correcção postural para o projecto SYPEC.

O desenvolvimento deste protótipo foi efectuado sem o conhecimento das necessidades específicas dos algoritmos a serem desenvolvidos. Tentou-se tornar o protótipo tão flexível quanto possível para que se possa adaptar às exigências de futuros trabalhos. Ainda assim, poderá ser necessário efectuar alterações às especificações deste protótipo para complementar tais lacunas não conhecidas / previstas. Recomenda-se que na construção de um segundo protótipo se estude e melhore o desenho das almofadas de ar, de modo a corrigir as características indesejadas observadas no capítulo 5.2. Poderá ser também revista a geometria das almofadas de ar, de modo a encontrar desenhos que melhorem a sua ergonomia. As electroválvulas utilizadas, deverão passar para *normally-closed*, uma vez que este é o estado onde permanecem mais tempo, poupando assim no consumo energético.

Referências

Allegro MicroSystems, Inc., 2008. *2981 thru 2984, 8-Channel Source Driver.* [Online] Available at: http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/allegromicrosystems/2981.pdf [Acedido em Abril 2012].

Analog Devices, 2008. *AD623 - Single-Supply, Rail to Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier, Rev. D.* [Online] Available at: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD623.pdf [Acedido em Abril 2012].

Andreoni, G., Santambrogio, G. C., Rabuffetti, M. & Pedotti, A., 2002. Method for the analysis of posture and interface pressure of car drivers.. *Applied Ergonomics,* 33(6), pp. 511-522.

Black, K. M., McClure, P. & Polansky, M., 1996. The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture.. *Spine (Phila Pa 1976),* 12(1), pp. 65-70.

Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L. & Hodges, P. W., 2009. Is 'ideal' sitting posture real? Measurement of spinal curves in four sitting postures.. *Man Ther.*

Fairchild Semiconductor™, 2000. *DM74LS138 - DM74LS129, Decoder / Demultiplexer.* [Online] Available at: http://www.datasheetcatalog.org/datasheets/90/232315_DS.pdf [Acedido em Abril 2012].

FTDI Ltd., 2010. *FT232R USB UART IC.* [Online] Available at: http://www.ftdichip.com/Support/Documents/DataSheets/ICs/DS_FT232R.pdf [Acedido em Abril 2012].

Hartvigsen, J., Leboeyf-Yde, C., Lings, S. & Corder , E., 2000. Is sitting-while-at-work associated with low back pain? A systematic, critical literature review.. *Scand J Public,* 28(3), pp. 230-239.

Kamiya, K., Kudo, M., Nonaka, H. & Toyama, J., 2008. *Sitting Posture Analysis By Pressure Sensors.* Tampa, FL, USA, ICPR'08, pp. 1-4.

Lepkowski, J., 2005. *Application Hints for Transient Voltage Suppression Diode Circuits. AND8230/D,* s.l.: ON Semiconductor.

Lucena, R., Quaresma, C., Jesus, A. & Vieira, P., 2012. *INTELLIGENT CHAIR SENSOR-ACTUATOR - A Novel Sensor Type for Seated Posture Detection and Correction.* Vilamoura, Portugal, International Conference on Biomedical Electronics and Devices (BIODEVICES 2012), pp. 333 - 336.

Markhsous, M. et al., 2003. Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes.. *Spine (Phila Pa 1976),* 28(11), pp. 1113-1121.

Microchip Technology Inc., 2003. *PIC16F87XA Data Sheet.* [Online] Available at: http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf [Acedido em Abril 2012].

Mota, S. & Picard, R. W., 2003. *Automated Posture Analysis For Detecting Learner's Interest Level.*. Madison, Winconsin, USA, IEEE, pp. 49-49.

Motorola, 1996. *ULN2803, Octal High Voltage, High Current Darlington Transistor Arrays, Rev 1.* [Online] Available at: http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/ULN2803-D.PDF [Acedido em Abril 2012].

multicomp, 2011 v1.1. *SMAJ Series Transient Voltage Suppressor,* s.l.: s.n.

Mutlu, B., Krause, A., Forlizzi, J. & Guestrin, C., 2007. *Robust, Low-cost, Non-intrusive Sensing and Recognition of Seated Postures.*. New York, NY, USA, ACM.

On Semiconductor, 1999. *SN74LS273, Octal D Flip-Flop With Clear, Rev 6.* [Online] Available at: http://www.datasheetcatalog.org/datasheets/120/375554_DS.pdf [Acedido em Abril 2012].

On Semiconductor, 2005. *Circuit Configuration Options for TVS Diodes. AND8231/D,* s.l.: ON Semiconductor.

ON Semiconductor, 2005. *PCB Design Guidelines that Maximize the Performance of TVS Diodes. AND8232/D,* s.l.: ON Semiconductor.

On Semiconductor, 2011. *MC14067B, Analog Multiplexers / Demultiplexers, Rev 7.* [Online] Available at: http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/MC14067B-D.PDF [Acedido em Abril 2012].

Pynt, J., Higgs, J. & Mackey, M., 2001. Seeking the optimal posture of the seated lumbar spine.. *Physiother Theory Pract.,* 17(1), pp. 5-21.

Silva, M. M., 2003. In: *Circuitos Com Transistores Bipolares e Mos.* 2ª ed. s.l.:Fundação Calouste Gulbenkian, pp. 8-11.

Silva, M. M., 2006. In: *Introdução aos Circuitos Electricos e Electrónicos.* 3ª ed. s.l.:Fundação Calouste Gulbenkian, p. 221.

Slivovsky, L. A. & Tan, H. Z., 2000. *A real-time sitting posture tracking system.*. s.l., ASME, pp. 1049-1056.

Tan, H. Z., Lu, I. & Pentland, A., 1997. *The chair as novel haptic user interface.*. Banff, Alberta, Canada, s.n., pp. 56-57.

Tan, H. Z., Slivovsky, L. A. & Pentland, A., 2001. A sensing chair using pressure distribution sensors. *Transactions on Mechatronics,* 6(3), pp. 261-268.

Tekscan, 1997. *Tekscan Body Pressure Measurement System User's Manual.* South Boston, MA, USA: Tekscan Inc.

Traco Electronic, 2012. *Traco Power, TXL Series.* [Online] Available at: http://www.tracopower.com/products/txl.pdf [Acedido em Abril 2012].

USB Implementers Forum, Inc., 2007. *Universal Serial Bus, Micro-USB Cables and Connectors Specification, Rev 1.01.* [Online] Available at: http://193.219.66.80/datasheets/usb_20/Micro-USB_final/Micro-USB_1_01.pdf [Acedido em Abril 2012].

Yamada, M., Kamiya, K. & Kudo, M., 2009. Soft authentication and behavior analysis using a chair with sensors attached: hipprint authentication.. *Pattern Analysis & Applications,* 12(3), pp. 251-260.

Zheng, Y. J. & Morrell, J. B., 2010. *A Vibrotactile Feedback Approach to Posture Guidance.* Waltham, MA, USA, IEEE, pp. 351-358.

Zhu, M., Martinez, A. M. & Tan, H. Z., 2003. *Template-Based Recognitions of Static Sitting Postures.* Madison, Wisconsin, USA, IEEE.

Anexo A

Artigo publicado na *International Conference on Biomedical Electronics and Devices* (BIODEVICES 2012) em Fevereiro de 2012.

INTELLIGENT CHAIR SENSOR-ACTUATOR
A novel sensor type for seated posture detection and correction

Rui Lucena[1], Cláudia Quaresma[2,3], Adelaide Jesus[1] and Pedro Vieira[1]
[1]*Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa*
[2]*CEFITEC, Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa*
Quinta da Torre P-2829-516, Caparica, Portugal
[3]*Departamento de Saúde, Instituto Politécnico de Beja, P-7800-111, Beja, Portugal*
rui.lucena@ngns-is.com, {q.claudia, ajesus, pmv}@fct.unl.pt

Keywords: sensing chair, pressure-distribution sensors, haptic feedback, posture guidance, sitting position.

Abstract: In order to build an intelligent chair capable of posture guidance and correction we propose a new sensor/actuator pressure cell capable of measuring applied pressure and conformation change, which will allow posture evaluation, guidance and correction. We developed and applied the pressure cells to the seat pad of an office chair to test if both the cells and their placement were suitable for pressure map reconstruction. When tested for 10 different postures, the results showed distinguishable pressure maps for each posture, making the pressure cells suitable for pressure map reconstruction and posture evaluation. This paper also presents a briefly description of our vision and goals for the intelligent chair project.

1 INTRODUCTION

The evolution of the society significantly reduced the demands for physical activity. Changes in transportation, communications, workplace and entertainment introduced into our population sedentary behaviours. While some of these behaviours can be avoided, some activities force us to spend long periods of time in a sitting position. The consequences of slouching and poor posture are well documented and can lead to a number of detrimental health issues like anatomical characteristics changes of the spine, problems with intervertebral discs and joints, back and neck pain, headaches, fatigue and others (John Schubbe, 2004).

The long term goal of this project is to build an intelligent chair that effectively corrects and prevents bad posture adoption in order to minimize the health issues previously described.

Our main hypothesis is that by increasing discomfort when a poor posture is adopted, the user will be encouraged to change his position. The conformation changes in the chair will be made through the use of pressure cells that we developed, which are also responsible for evaluating the posture through their integrated pressure sensor.

The second hypothesis is that slight changes in the chair conformation over long periods of time, may help to evenly distribute the applied pressure on contact zones, reducing fatigue and discomfort. This could help preventing the adoption of incorrect postures over long periods of time due to the need of pressure relief on compressed tissues.

In this paper, we introduce the pressure cell concept and its results in differentiating 10 different postures using only a seat pad with 4 pressure cells. We also present a global vision of our approach to an intelligent chair for postural guidance and correction.

2 RELATED WORK

Over the years, several research groups have studied postural sensing and classification systems and applied them in several different areas, such as irregular behavior detection, emotional evaluation and biometric authentication. Others have used haptic feedback responses to control human-computer interactions. However, few have applied them to posture guidance and correction and no studies were found in pressure relief patterns in seated position. In this section we describe the most relevant papers on posture detection and correction in seated position.

Tan et al (2001) described the use of a chair as a haptic interface for human-computer interactions. This work used two Tekscan® sensor sheets, with 42-by-48 sensing units to monitor the pressure distribution in both the seat pad and the backrest. The use of pattern recognition technics to develop a static posture classification algorithm, such as Principal Component Analyses (PCA), achieved an overall classification accuracy of 96% and 79% for familiar and unfamiliar users, respectively.

Other researchers used the same sensing system configuration to test other classification algorithms. Mota and Picard (2003) used Neural Networks to classify 9 static postures in real time, achieving an overall accuracy of 87.6%. In addition, Hidden Markov Models were used to associate seated postures with affective states. The algorithm achieved an overall performance of 82.3% with postures sequences coming from known subjects and 76.5% from unknown subjects. Zhu et al. (2003) tested several classification algorithms to find which one suits best static posture classification. Between k-Nearest Neighbor, PCA, Linear Discriminant Analysis and Sliced Inverse Regression (SIR), the authors found PCA and SIR comparable in performance and both outperformed the other methods tested.

As suggested by Tan et al (1997, pp.57) “a low-cost and low-resolution pressure sensing system will then be developed to facilitate the widespread use of smart chairs”. Mutlu et al (2007) adopted a near optimal sensor placement approach to drastically reduce the number of pressure sensors used. The algorithm down-sampled the sensor data from the high resolution sensor sheets used in previous researches (Tan et al 2001; Mota and Picard 2003; Zhu et al 2003) and determined the near optimal placement of 19 one-and-a-half-inch-square FSR (Force Sensitive Resistors) sensors. The system achieved 78% accuracy with 19 sensors, and 87% using data from 31 sensors.

More recently, Zheng and Morrell (2010) developed a system with only 7 FSR and 6 vibrotactile actuators, specifically designed to posture guidance through haptic feedback. With a classification algorithm based on the mean squared error between the pressure measurements and the reference pressure for each static posture, an overall accuracy of 86.4% was achieved when distinguishing among 10 postures. This study has also successfully shown the effectiveness of haptic feedback for coaching motor behavior in the form of seated posture.

3 CHAIR DEVELOPMENT

3.1 Pressure Cells

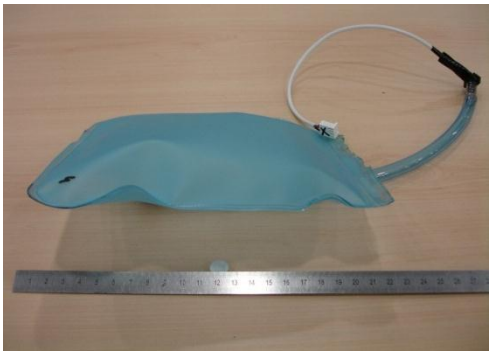


Figure 1: An inflated pressure cell with a gauge pressure sensor attached.

The objectives of this project required an interface that could measure the applied pressure and also change the chair´s conformation. Taking in consideration a low cost and commercial available solution, we developed the pressure cells. This pressure cells can sense pressure and serve as actuators, by inflation and deflation, for posture guidance and correction.

As seen in figure 1, a pressure cell is composed of a large sealed thermoplastic polyurethane pocket with 20x19cm of dimensions with a rubber pipe attached. On the other end of the rubber pipe there is a piezoelectric gauge pressure sensor to measure the internal pressure of the cell. All cells have an equal residual air volume for a baseline pressure measurement. The gauge pressure sensors used were the Honeywell 24PC series rated to 15PSI. In order to compensate the inherent linear differences and offsets between the sensors, calibration curves were taken and corrected in software data processing, so the sensors better match themselves.

3.2 Cells Placement

The use of a low resolution sensor matrix requires a strategically sensor placement in order to achieve good performance results. Two main strategies were identified on previous literature. A pure mathematical and statistical approach (Mutlu et al. 2007) and an anatomical approach (Zheng and Morrell, 2010) which considered the ischial tuberosities, the thigh region behind the knee, the lumbar region of the spine and the shoulder blades as the most important and distinguishable areas of the body for detecting postures.

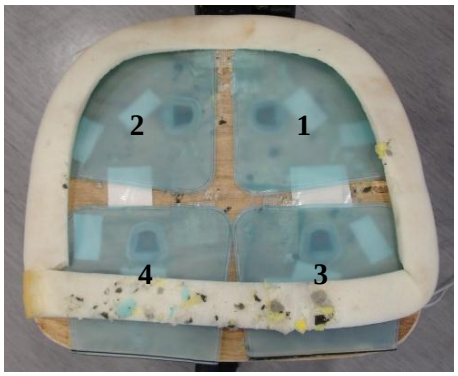


Figure 2: Seat pad stripped of padding foam, showing the individual pressure cells placement. 1. Back Left (BL), 2. Back right (BR), 3. Front left (FL), 4. Front right (FR).

We concur with the anatomical approach since those are the areas where most pressure is applied in the seated position. It is also the approach that uses the least number of sensors, which is helpful in reducing the overall cost of the chair. Therefore, the seat pad was divided into 2-by-2 similar areas, one area to each ischial tuberosities, and one area to each thigh region behind the knee. The cells were placed beneath the chair's padding foam to maintain the anatomical cut of the seat pad. The seat pad division is illustrated in figure 2.

To ensure that the interesting areas are always on top of the respective pressure cell, we developed large cells that cover almost the entire seat pad. This also brings an extra advantage of minimizing the gaps between cells, which could prove uncomfortable for the users.

The backrest is planned to follow the same criteria as the seat pad.

4 EVALUATION AND RESULTS

To evaluate our pressure cells performance and their placement [Back Left (BL); Back right (BR), Front left (FL), Front right (FR)] on the seat pad we resort to a posture list used in previous related papers (Tan et al. 2001; Mutlu et al. 2007; Zheng and Morrell. 2010). Those positions are:

1. Upright;
2. Slouching;
3. Leaning forward;
4. Leaning back;
5. Leaning left;
6. Leaning right;
7. Left leg crossed over right;
8. Right leg crossed over left;
9. Left leg crossed over right and leaning right;
10. Right leg crossed over left and leaning left.

The user started in position 1. and successively changed to the next position with an interval of approximately 5 seconds. The data was acquired in real time with a sampling rate of 20Hz and the results are displayed in Figure 3.

The best scenario to characterize a posture is to have a unique pressure distribution to each posture. Our system was able to produce a different pressure distribution for each of the 10 postures evaluated, using only 4 sensible areas in the seat pad, thus allowing an easy characterization of each posture.

Also, we noticed that every time the user changed is position the output of the pressure cells was divided into two zones: a "transient zone" and a "stable zone", showed in figure 4.

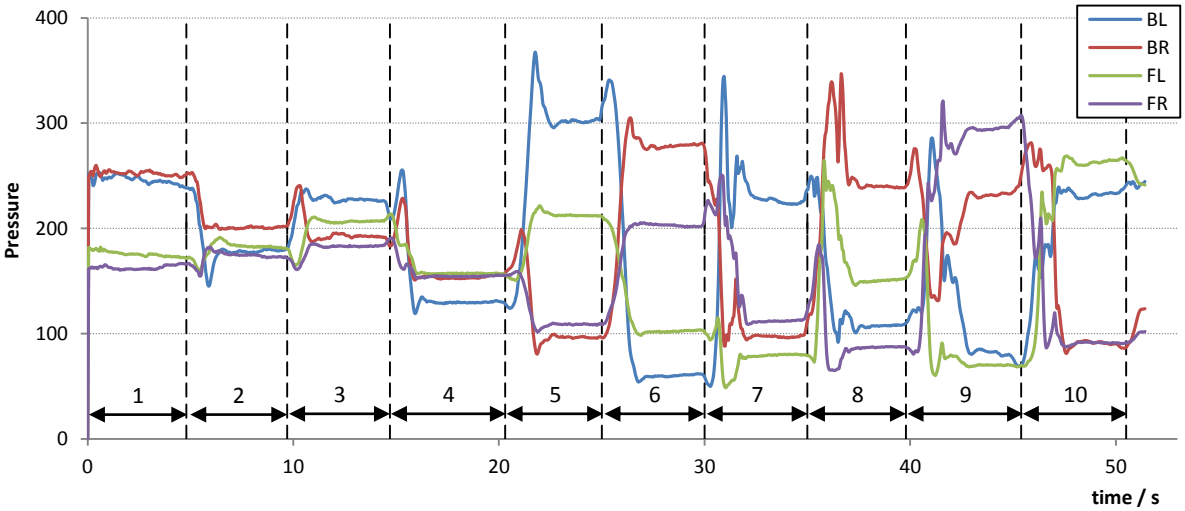


Figure 3: Real time pressure measurements from each cell for the 10 reference postures previously described.

On changing posture from leaning right to left leg crossed over right, the pressure on the back left cell (BL) rapidly increased as expected. Also, the user spent 2 to 3 seconds in the "transient zone" before reaching the "stable zone". This could be relevant to a real time monitoring system so that classification algorithms won't get confused in the "transient zone", or even to develop algorithms that based on the "transient zone" are able to predict what will the user's posture be.

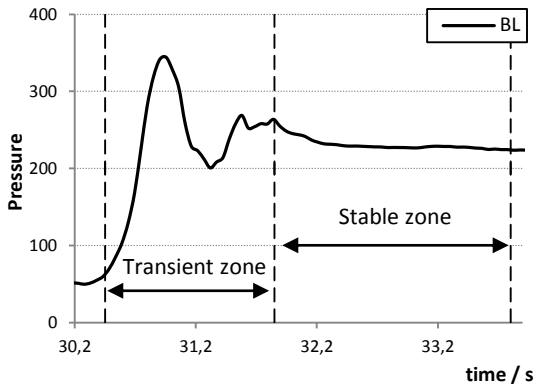


Figure 4: Pressure cell measurement from the back left cell during posture change from position 6. to position 7.

5 CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

As a first step for our intelligente chair approach our pressure cells were able to produce distinguishable pressure maps for each of the 10 posture tested. We therefore conclude that the pressure cells conjugated with the cell placement of this study are suitable for our intelligent chair project as a pressure mapping system.

The next step is to control the air pressure and volume inside the pressure cells, allowing for changes in the chair conformation and stiffness.

In other applications, hydrogel pads have been widely used to reduce discomfort in compressed areas. In a later stage of this project, we plan to use hydrogel, instead of air, to fill the pressure cells in an attempt to further increase the chair´s overall comfort.

Upon conclusion of the chair fabrication, algorithms will be developed for posture evaluation and correction. A temporal analysis of a person sitting behaviour will be needed, in order to study an effective pressure relief pattern. At this point, clinical studies should be made in order to evaluate the correction models applied and the benefits to the target population.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors wish to thank Eng. Pedro Duque of NGNS-is company for consultation on electronics development and for helping with the pressure cell fabrication and implementation on the chair.

This project is supported by FEDER at the light of QREN – Quadro de Referência Estratégico Nacional, Portugal 2007/2013 and PORLisboa – Programa Operacional Regional de Lisboa.

REFERENCES

John Schubbe, 2004. *Good Posture Helps Reduce Back Pain.* [WWW] spine-health. Available from: <http://www.spine-health.com/wellness/ergonomics/good-posture-helps-reduce-back-pain> [Accessed 24 June 2011].

Tan, H. Z., Lu, I., Pentland, A., 1997. The Chair as a Novel Haptic User Interface. In: PUI'97, *Proceedings of the Workshop on Perceptual User Interfaces.* Banff, Alberta, Canada, 19-21 October 1997.

Tan, H. Z., Slivovsky, L. A., Pentland, A., 2001. A Sensing Chair Using Pressure Distribution Sensors. *IEEE /ASME Transactions on Mechatronics*, 6(3), pp. 261 – 268.

Mota, S., Picard, R. W., 2003. Automated Posture Analysis for Detecting Learner's Interest Level. In: CVPRW '03, *Conference on, Computer Vision and Pattern Recognition Workshop*. Madison, Wisconsin, USA, 16-22 June 2003, IEEE

Zhu, M. Martinez, A. M., Tan, H. Z., 2003. Template-based Recognition of Static Sitting Postures. In: CVPRW '03, *Conference on, Computer Vision and Pattern Recognition Workshop*. Madison, Wisconsin, USA, 16-22 June 2003, IEEE

Mutlu, B. et al., 2007. Robust, Low-cost, Non-intrusive Sensing and Recognition of Seated Postures. In: UIST '07, *Proceedings of the 20th annual ACM symposium on User interface software and technology.* Newport, RI, USA, 07-10 October 2007, New York: ACM.

Zheng, Y. J., Morrell, J.B., 2010. A vibrotactile feedback approach to posture guidance. In: IEEE, *Haptics Symposium, 2010.* Waltham, MA, USA, 25-26 March 2010, IEEE.

Anexo B

Póster apresentado na *International Conference on Biomedical Electronics and Devices* (BIODEVICES 2012) em Fevereiro de 2012.

INTELLIGENT CHAIR SENSOR / ACTUATOR

A novel sensor type for seated posture detection and correction

Rui Lucena[1], Cláudia Quaresma[2,3], Adelaide Jesus[1] and Pedro Vieira[1]

[1]Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa
[2]CEFITEC, Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa
Quinta da Torre P-2829-516, Caparica, Portugal
[3]Departamento de Saúde, Instituto Politécnico de Beja, P-7800-111, Beja, Portugal
rui.lucena@ngns-is.com, {q.claudia, ajesus, pmv}@fct.unl.pt

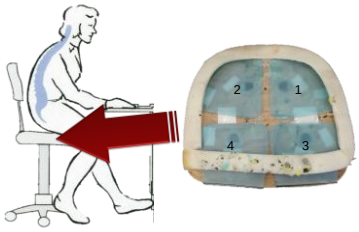


Figure 1: Seat pad stripped of padding foam, showing the pressure cells placement.

1. Back Left (BL);
2. Back right (BR);
3. Front left (FL);
4. Front right (FR).

Abstract

In order to build an intelligent chair capable of posture guidance and correction we propose a new sensor/actuator pressure cell, capable of measuring applied pressure and changing conformation. The pressure cells developed were applied to the seat pad of an office chair to test their suitability for pressure map reconstruction. When tested for 10 different postures, the results showed distinguishable pressure maps for each posture, making the pressure cells suitable for pressure map reconstruction and posture evaluation.

The Problem

The evolution of the society forces us to spend long periods of time in a sitting position. The consequences of slouching and poor posture can lead to a number of detrimental health issues like anatomical characteristics changes of the spine, problems with intervertebral discs and joints, back and neck pain, headaches, fatigue and others.

Pressure Cells

Composed of a large sealed polyurethane pocket attached to a piezoelectric gauge pressure sensor and to an air flow tube, it can serve as a pressure sensor and a chair actuator.

Pressure Mapping

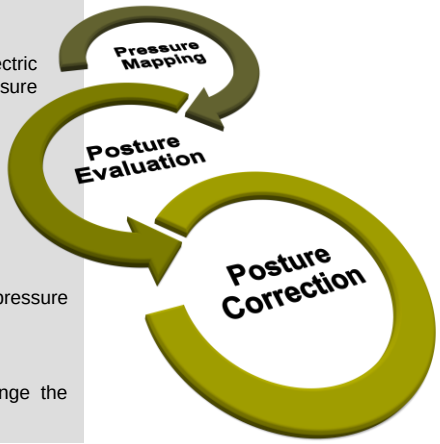
A matrix of pressure cells, anatomically placed on the seat pad (Zheng and Morrell, 2010), generates a pressure map for the current user posture.

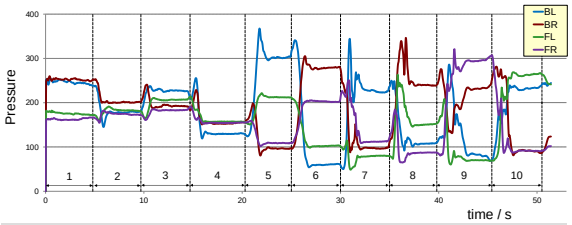
Posture Evaluation

Classification algorithms will evaluate the user's posture by analyzing the pressure maps in real time.

Posture Correction

Whenever a poor posture is detected, a correction algorithm will change the chair's conformation, so that the user is forced into a correct posture.





Graphic 1: Real time pressure measurements for 10 different postures.

1. Upright;
2. Slouching;
3. Leaning forward;
4. Leaning back;
5. Leaning left;
6. Leaning right;
7. Left leg crossed over right;
8. Right leg crossed over left;
9. Left leg crossed over right and leaning right;
10. Right leg crossed over left and leaning left.

Conclusions

As a first step for our intelligent chair approach, our pressure cells were able to produce distinguishable pressure maps for each of the 10 postures tested (Zheng and Morrell, 2010).

We therefore conclude that the pressure cells, conjugated with the cell placement of this study, are suitable for our intelligent chair project as a pressure mapping system for posture evaluation.

References

Zheng, Y. J., Morrell, J.B., 2010. A vibrotactile feedback approach to posture guidance. In: IEEE, *Haptics Symposium, 2010*. Waltham, MA, USA, 25-26 March 2010, IEEE.

NGNS ingenious solutions
FCT FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
PoR LISBOA
QREN QUADRO DE REFERÊNCIA ESTRATÉGICO NACIONAL
UNIÃO EUROPEIA Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional