

• U • C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Desenvolvimento e concepção de um sistema de medida para a avaliação do equilíbrio humano

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Energia e Ambiente

Autor

Luís André Gonçalves Ferreira

Orientadores

Maria Augusta Neto

Carlos José de Oliveira Pereira e Jorge Alcobia

Júri

Presidente	Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra Professora Doutora Maria Augusta Neto Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra Professor Doutor Carlos José de O. Pereira e Jorge Alcobia
Vogais	Professor Adjunto do Instituto Politécnico de Coimbra Professor Doutor José Maria Osório de Sousa Cirne Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra Professor Doutor Rui Jorge Dias Costa Professor Adjunto da Universidade de Aveiro

Coimbra, Fevereiro de 2012

Aos meus pais.

Agradecimentos

A realização deste trabalho só se tornou possível com a colaboração e apoio de várias pessoas, tornando-o numa experiência enriquecedora. Deste modo quero expressar os meus sinceros agradecimentos a todos os que, de alguma forma, empenharam esforços na sua execução.

Antes de mais, o meu agradecimento aos orientadores, que proporcionaram todo o acompanhamento do trabalho desenvolvido. À Professora Doutora Augusta Neto por aceitar e apoiar incondicionalmente o desafio do trabalho proposto e a dedicação e disponibilidade ao longo do mesmo. Ao Professor Doutor Carlos Alcobia, pela presença constante e definição de linhas orientadoras, que me ampararam ao longo do percurso. Agradeço a motivação e o incansável empenho, e deixo uma palavra de amizade pelos momentos partilhados.

Ao Professor Doutor Rui Costa, pela sua perspicácia e dedicação à área da saúde, o que proporciona a ambição de projectos inovadores. Agradeço a oportunidade da inserção no meio clínico.

À Clínica Peróneo, pela oportunidade de melhorar e testar o dispositivo. Agradeço a inserção no ambiente clínico e toda a disponibilidade dos funcionários e o auxílio e colaboração dos fisioterapeutas, nomeadamente ao terapeuta Flávio Melo. Agradeço a disponibilidade demonstrada pelos utentes na utilização do dispositivo.

Ao Laboratório de Tecnologia Oficinal do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, nomeadamente ao Sr. José Cruz que permitiu desenvolvimentos imprescindíveis no procedimento construtivo do protótipo.

À Controlar, empresa da área de automação industrial, pela colaboração e acompanhamento neste trabalho.

Ao colega de curso e sobretudo amigo, Pedro Mendes, por toda a contribuição ao longo do trabalho e momentos de convívio. Destaco também todo o percurso de auxílio mútuo ao longo da vida académica.

A todos os amigos que me acompanharam no percurso académico e que fizeram dele uma viagem fantástica. Aos que sempre me apoiaram e contribuíram para o alcance de mais um objectivo. A todos os professores que fizeram parte deste mesmo percurso pelo conhecimento.

A todos os familiares cujo apoio e confiança foram determinantes.

Aos meus pais, por todos os ensinamentos e princípios transmitidos e pela oportunidade e confiança em mim. Obrigado! Ao meu irmão por toda a amizade.

À Andreia, pela dedicação, companheirismo e por acreditar em mim. Uma palavra de gratidão pelo apoio fundamental.

Resumo

Actualmente na área da saúde assiste-se a uma mudança de paradigma onde se procura aumentar a qualidade de vida dos idosos e incapacitados, tendo como objectivo a prevenção da perda de capacidades das pessoas, bem como a redução dos encargos com a saúde.

A presente dissertação descreve o desenvolvimento e concepção de um sistema automático de aquisição de dados que permite a avaliação do equilíbrio humano. A concepção utiliza ferramentas CAD para a construção do modelo geométrico bem como o cálculo automático de estruturas através do método de elementos finitos para a optimização estrutural. O sistema utiliza uma aplicação informática e vários transdutores eléctricos que permitem efectuar a aquisição de dados e fornecer a informação em tempo real.

O sistema desenvolvido possibilita a avaliação da distribuição da massa corporal, permitindo, avaliar a condição de equilíbrio e de transferência de carga do tipo ântero-posterior e sagital, relativamente ao corpo humano, nas posições de sentado e de pé.

Palavras-chave: Equilíbrio, Avaliação do equilíbrio, Postura humana, Dispositivo médico, Instrumentação, Cálculo estrutural, Biomecânica, Reabilitação física.

Abstract

Today in health we are witnessing a paradigm shift where it seeks to increase the quality of life of elderly and disabled, with the objective of preventing the loss of people's capabilities, as well as reducing the burden of ill health.

This thesis describes the development and design of an automatic data acquisition that allows the assessment of human balance. The design uses CAD tools to build the geometric model and automatic calculation of structures using the finite elements method for structural optimization. The system uses a computer application and various electrical transducers which enable the acquisition of data and provide information in real time.

The developed system makes it possible to assess the distribution of body mass, allowing evaluating the condition of balance and charge-transfer in the positions of sitting and standing.

Keywords Balance, Balance evaluation, Human posture, Medical device, Instrumentation, Structural calculation, Biomechanics, Physical rehabilitation.

Índice

Índice de figuras	xi
Índice de tabelas	xiii
Simbologia.....	xv
Siglas	xvi
1. Introdução.....	17
2. Fundamentos do controlo postural	21
2.1. Equilíbrio humano	21
2.2. Controlo postural	22
2.2.1. Centro de massa, centro de gravidade e centro de pressão.....	23
2.3. Conceito de força	24
2.3.1. Plataforma de forças	25
3. Metodologia de concepção do dispositivo	27
3.1. Identificação da necessidade.....	27
3.2. Dimensões antropométricas da população portuguesa	27
3.3. Legislação – normas e certificação	30
3.4. Idealização do sistema e análise de especificações.....	30
3.5. Validação do conceito do DM	31
3.6. Definição do modelo final do DM.....	32
4. Projecto e desenvolvimento da construção mecânica.....	35
4.1. Requisitos pretendidos	35
4.1.1. Requisitos da PFI.....	35
4.1.2. Requisitos da PFS.....	35
4.1.3. Requisitos da cadeira	35
4.1.4. Requisitos da PA	36
4.1.5. Requisitos estruturais do DM	36
4.2. Selecção do material	37
4.3. Descrição do desenho de componentes.....	38
4.3.1. Cadeira.....	38
4.3.2. Plataforma de forças superior	40
4.3.3. Plataforma de forças inferior	41
4.3.4. Plataforma de montagem	42
4.4. Análise estrutural	43
4.4.1. Análise do componente cadeira.....	43
4.5. Processos de fabrico e montagem.....	47
5. Aquisição de dados, instrumentação e desenvolvimento de <i>software</i>	49
5.1. Requisitos pretendidos	49
5.1.1. Requisitos das células de carga	49
5.1.2. Sistema de aquisição de dados	49
5.1.3. Requisitos do desenvolvimento da aplicação informática.....	49
5.2. Selecção de componentes	51

5.2.1. Células de carga.....	51
5.2.2. Sistema de aquisição de dados	51
5.3. Detalhe do sistema de aquisição de dados	52
5.4. Detalhe do <i>software</i> desenvolvido.....	53
5.5. Processo de assemblagem do sistema de aquisição de dados.....	58
6. Análise de custos	59
7. Conclusões.....	61
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63
ANEXO A. Ficha técnica das células de carga	65
ANEXO B. Ficha técnica das placas de aquisição	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fotografia na posição sentada sentada. Adaptado de Arezes et al. (2006).	29
Figura 2. Fotografia na posição sentado de costas. Adaptado de Arezes et al. (2006).	29
Figura 3. Aplicação das células de carga na cadeira do protótipo.....	31
Figura 4. Base da cadeira com todas as células de carga localizadas e antes da ligação ao sistema de aquisição de dados.	31
Figura 5. Protótipo do DM desenvolvido.	32
Figura 6. Pormenor do sistema de aquisição de dados utilizado para os testes de validação do conceito.	32
Figura 7. Modelo final da estrutura do DM.....	33
Figura 8. Menu inicial da interface do utilizador.	33
Figura 9. Estrutura da cadeira.....	39
Figura 10. Cadeira com PFS.....	39
Figura 11. Cadeira com PFS e apoios laterais.....	39
Figura 12. PFS, vista de cima (a) e de baixo (b).	40
Figura 13. Planificação da localização das células de carga na PFS.....	41
Figura 14. PFI.....	41
Figura 15. Planificação da localização das células de carga na PFI.....	42
Figura 16. PA.....	42
Figura 17. Condições de fronteira e forças aplicadas ao modelo.....	43
Figura 18. Malha da cadeira em elementos viga.....	44
Figura 19. Detalhe da malha criada para a estrutura da cadeira.....	44
Figura 20. Resultados dos valores de tensões de von Mises, aplicando a força na direcção perpendicular à PFS.....	46
Figura 21. Resultados dos valores de deformação, aplicando a força na direcção perpendicular à PFS.....	46
Figura 22. Resultados dos valores de coeficiente de segurança, aplicando a força na direcção perpendicular à PFS.....	47
Figura 23. <i>Planar load cell</i> 200 kg. Adaptado de Vetek (2012).	51
Figura 24. Placa de aquisição NI 9219. Adaptado de NI (2012).....	51
Figura 25. <i>Slot USB Chassis</i> NI cDAQ-9174. Adaptado de NI (2012).....	51
Figura 26. <i>DAQ Assistant Express VI</i>	52
Figura 27. Parâmetros definidos na utilização das células de carga.....	52
Figura 28. <i>Event Structure</i> para a escolha do exercício por parte do utilizador.....	54

Figura 29. Funcionalidades comuns às interfaces. Indicadores do peso total do utilizador (a), do tempo de exercício (b) e botão "sair" (c).	54
Figura 30. Interface do exercício de transferência de carga assento-pés.....	56
Figura 31. Interface do exercício de equilíbrio sagital na posição sentada e de pé.....	57
Figura 32. Interface do exercício de equilíbrio ântero-posterior na posição de pé.	57

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Dimensões antropométricas da população portuguesa.	29
Tabela 2. Características do aço AISI 1020.	38
Tabela 3. Dimensões e ângulos adoptados na construção da estrutura da cadeira.	40
Tabela 4. Resultados obtidos do cálculo automático de estruturas à estrutura da cadeira. .	45
Tabela 5. Análise de custos de material.	59

SIMBOLOGIA

\bar{X} – Média de amostra

a – aceleração [m/s^2]

A_0 – Área inicial da secção [m^2]

E – Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young

F – Forças aplicada [N]

l – Comprimento de medida [m]

l_0 – Comprimento de medida inicial [m]

m – massa [kg]

s – Desvio padrão de amostra

ε – Deformação [mm]

ρ – Massa volúmica [kg/m^3]

σ – Tensão [Pa]

σ_{ced} – Tensão de cedência [Pa]

σ_{rup} – Tensão de ruptura [Pa]

SIGLAS

A/D – Analógico/Digital

AISI – American Iron and Steel Institute

CAD – *Computer Aided Design* (Projecto Assistido por Computador)

CAE – *Computer Aided Engineering* (Engenharia Assistida por Computador)

CE – Marcação de conformidade do espaço económico europeu

DM – Dispositivo Médico

INFRAMED – Autoridade Nacional do Medicamento e dos Produtos da Saúde

MEF – Método dos Elementos Finitos

PA – Plataforma de Assemblagem

PFI – Plataforma de Forças Inferior

PFS – Plataforma de Forças Superior

UE – União Europeia

1. INTRODUÇÃO

A evolução ao longo de milhões de anos transformou o ser humano num ser totalmente bípede. Esta característica distingue-o de todos os outros mamíferos, no entanto é um constante desafio a manutenção do equilíbrio de todo o corpo com uma base de sustentação tão reduzida como é a que delimita os seus pés. Após a aquisição do conhecimento do controlo sobre esta característica, o ser humano usa-a instintivamente, sem preocupação, no seu quotidiano. Ainda assim, o controlo postural envolve inúmeros sistemas que actuam continuamente em situações de instabilidade, de modo a retomar de imediato a posição de equilíbrio.

O desenvolvimento das áreas de estudo da saúde tem permitido conhecer cada vez mais o comportamento do corpo humano sendo a área das tecnologias uma enorme aliada, pois permite a concepção de equipamentos e ferramentas que possibilitam ultrapassar várias fronteiras.

A fisioterapia aposta efectivamente neste desenvolvimento para proporcionar a melhoria das condições de vida que o ser humano ambiciona, com o intuito de aumentar o seu conforto. Actualmente pretende-se que durante o processo de envelhecimento as características funcionais do corpo humano sejam mantidas tanto quanto possível. Também em situação de doenças motoras o objectivo é que a regressão ou estabilização da patologia seja atingida. Assiste-se, assim, a uma mudança de paradigma em que existe uma crescente necessidade do aumento de qualidade de vida dos idosos e incapacitados, que não é de interesse apenas dos próprios, mas também das instituições governamentais que com a prevenção da perda de características durante o processo de envelhecimento podem conseguir a redução dos custos com a saúde. É possível conseguir a manutenção da qualidade de vida através de treino adequado e adopção de hábitos saudáveis no quotidiano humano.

O presente projecto emerge da necessidade de quantificar e avaliar o equilíbrio em treino da população idosa e/ou incapacitada no que diz respeito aos membros inferiores.

O objectivo da dissertação consiste no desenvolvimento de um sistema de medição constituído por uma cadeira e uma plataforma, que devem permitir quantificar a distribuição da massa corporal nos membros inferiores e avaliar a transferência de carga

que cada indivíduo consegue atingir. Este sistema deverá integrar um *software* específico que permita apresentar e analisar os dados medidos. Esta informação é de extrema importância para os utilizadores do equipamento no sentido da reeducação postural e da motivação no procedimento físico que devem adoptar no quotidiano. Em paralelo, esta informação funciona como suporte para o profissional de saúde que acompanha os exercícios, permitindo a verificação do comportamento postural, sendo o equipamento uma ferramenta adicional para o plano de avaliação ou recuperação do utilizador. Atendendo às características apresentadas pelo equipamento, este é denominado de um dispositivo médico (DM). Ao nível dos resultados, o DM deve permitir obter a avaliação do comportamento postural dos seus utilizadores, bem como a avaliação da sua destreza física. Pretende-se, ainda, que este equipamento permita quantificar as evoluções físicas a curto e médio prazo, bem como apresentar um custo final de concepção reduzido.

A dissertação está estruturada em sete capítulos e dois anexos. Após o capítulo introdutório onde é elaborado o enquadramento e motivação do tema, são definidos os principais objectivos e a estrutura da dissertação, surge o segundo capítulo que é dedicado aos fundamentos do controlo postural. Neste capítulo é definido o equilíbrio humano e analisado o modo como ocorre o controlo postural, e quais os mecanismos que auxiliam esse controlo. É efectuada uma abordagem ao conceito de força de vários pontos de vista, e encerra-se o capítulo com uma abordagem ao equipamento de plataforma de forças que serviu de inspiração para o desenvolvimento do DM. O terceiro capítulo é composto pela descrição da metodologia que foi seguida. Deste modo, o capítulo inicia com o levantamento de informação e a idealização do DM, com referência à legislação em vigor no espaço económico europeu. Relata, ainda, a fase de validação do conceito elaborado na Clínica Peróneo, situada em Arazede (concelho de Montemor-o-Velho), que permitiu a definição de especificações para o DM e confirmar o impacto positivo que um instrumento destes representa do ponto de vista dos utilizadores e dos profissionais de saúde. O terceiro capítulo termina com a apresentação do DM projectado e efectua, deste modo, a ligação com os dois capítulos seguintes. Assim, no quarto capítulo é abordada a componente da construção mecânica do DM, onde são definidos os requisitos específicos, e utilizando a ferramenta de CAD *Solidworks* se elaborou a modelação de todos os componentes estruturais do DM. Os elementos estruturais do DM foram sujeitos a testes numéricos utilizando o método dos elementos finitos (MEF) nos quais se calcularam os valores de

tensão e deslocamento. Posteriormente, esta informação permitiu verificar o valor de coeficiente de segurança atingido. No quinto capítulo é apresentado o sistema de aquisição de dados ao nível do *hardware* seleccionado e da aplicação informática desenvolvida em ambiente *LabVIEW*. O sexto capítulo é dedicado à análise de custos do DM projectado. Por fim, no sétimo e último capítulo são indicadas as principais ilações de todo o procedimento adoptado e apresentadas as conclusões retiradas. Os anexos A e B apresentam dados técnicos relativos ao *hardware* utilizado no desenvolvimento do DM.

2. FUNDAMENTOS DO CONTROLO POSTURAL

A manutenção do equilíbrio e da orientação postural para um indivíduo na posição de pé, ou seja na denominada posição ortostática, é essencial para a execução de actividades do quotidiano do ser humano e para a prática de todas as actividades físicas. Todas as actividades do ser humano requerem uma postura de equilíbrio, o que só é possível devido a uma interacção do ser humano com o ambiente que o rodeia, em que são recolhidas várias informações através de receptores visuais, vestibulares e somatossensorial. Para além destes receptores que constituem os mecanismos de recepção, interagem ainda os mecanismos de conexão e reacção.

2.1. Equilíbrio humano

O equilíbrio postural do corpo humano ocorre quando o centro de gravidade está projectado na base de apoio (Ozkaya e Margareta, 1998). Sousa (2010) recorrendo a várias fontes, conclui que o equilíbrio em bipedismo é naturalmente instável, mas no entanto, é determinante para a execução segura dos movimentos. O equilíbrio em posição vertical é conseguido quando o centro de gravidade é posicionado sobre a base de sustentação.

Existem vários factores que afectam o grau de equilíbrio de um corpo. Okuno e Fratin (2003) destacam quatro como principais: altura do centro de gravidade em relação ao solo, uma vez que quanto mais baixo o centro de gravidade, mais estável o corpo será; tamanho da base de sustentação de modo que quanto maior esta for, maior será a estabilidade; localização da linha vertical que passa pelo centro de gravidade em relação à área da base de sustentação, quanto mais no centro da base estiver maior será a estabilidade; e ainda o peso do corpo, uma vez que será tanto mais estável quanto maior o peso do corpo.

O equilíbrio de um corpo depende da existência ou não de um momento que actue sobre o seu centro de gravidade. Após o corpo e o centro de gravidade serem sujeitos a um deslocamento, Okuno e Fratin (2003), apresentam uma classificação para o equilíbrio. Assim, o equilíbrio pode ser: estável, se o corpo e o centro de gravidade tendem a retomar à sua posição original; instável, se não tenderem a voltar à posição original mas

se assumirem uma nova posição; e ainda neutro ou indiferente se o deslocamento a que foram sujeitos tem sempre um momento de valor zero em relação ao ponto de apoio e o corpo permanecerá na posição em que foi colocado.

2.2. Controlo postural

A postura humana é a posição que o corpo adopta no espaço e representa a relação das suas partes com o centro de gravidade.

Embora pareça que o controlo postural é uma tarefa banal e enata, Urquiza (2005) refere que na verdade, este é um grande desafio para o corpo humano.

Segundo Sousa (2010), o controlo postural pode ser definido como a habilidade para manter o equilíbrio em relação à acção da força gravítica através da manutenção ou retorno do centro de massa na sua base de suporte. Na posição ortostática existe um equilíbrio instável dado que a força gravítica tem de ser equilibrada constantemente através da energia muscular. A posição do centro de massa e a configuração geométrica dos segmentos corporais são controladas com rigor relativamente à superfície de apoio e direcção da força gravítica. Sem o nível apropriado de controlo postural, uma tarefa normal como a marcha torna-se de difícil realização (Sousa, 2010).

Deste modo, Sousa (2010) refere que o controlo postural não pode ser considerado apenas como um sistema ou um conjunto de reflexos de equilíbrio. Mas, para além disso, o controlo postural constitui uma tarefa motora complexa derivada da interacção de múltiplos processos sensoriais e motores, cujos principais objectivos do controlo postural são a orientação postural e o equilíbrio postural. A orientação postural envolve o controlo activo do alinhamento e a posição corporal em relação à força da gravidade, base de suporte, ambiente visual e referências internas. A orientação espacial no controlo postural tem por base a interpretação de informação convergente sensorial proveniente dos sistemas somatossensoriais, visuais e vestibulares. Adicionalmente, o equilíbrio postural envolve a coordenação de estratégias sensoriais e motoras para estabilização do centro de massa durante desequilíbrios internos e externos na estabilidade postural, o que só ocorre para situações limite do desequilíbrio.

O sistema do controlo postural não é simples, pois integra vários mecanismos que lhe estão constantemente a fornecer informações e a proporcionar as devidas respostas da parte dos vários agentes envolvidos. Os mecanismos que actuam sobre o controlo

postural são três: de recepção, composto pelo sistema vestibular, visual e somatossensorial; de conexão, composto pelo sistema nervoso; e de reacção, composto pelo sistema músculo-esquelético (Sousa, 2010).

2.2.1. Centro de massa, centro de gravidade e centro de pressão

O centro de massa é o ponto equivalente ao total da massa corporal no sistema global de referência e representa a média ponderada do centro de massa de cada segmento corporal num espaço tridimensional. O centro de massa pode então ser definido como sendo a região do corpo em torno da qual a massa está igualmente distribuída em todas as direcções (Sousa, 2010).

O centro de gravidade é um ponto de equilíbrio de forças, isto é, o local de aplicação do vector força resultante actuante no corpo.

Okuno e Fratin (2003) afirmam que para um corpo estar em equilíbrio, é necessário que uma linha vertical imaginária que passa pelo centro de gravidade deva interceptar a área delimitada pelos pontos de apoio. No caso do corpo humano, que numa postura vertical tem dois pontos de apoio no solo, os pés, esta área é definida pelo contorno dos pés. Quanto maior for essa área maior será a estabilidade do corpo. Assim, e inversamente, quanto menor for a área, menor será a estabilidade. O centro de gravidade pode estar localizado fora do corpo e em situações de estar abaixo do apoio, coloca o corpo numa grande estabilidade (Okuno e Fratin, 2003).

Para as figuras geométricas e simétricas (como corpos rectangulares, triangulares, cónicos ou outras formas), o centro de massa localizam-se no centro geométrico dos corpos. No corpo humano, tanto o centro de massa como o centro de gravidade estão localizados num determinado local que pode variar (Urquiza, 2005).

O centro de pressão é o ponto de localização do vector de força de reacção vertical no solo, representando, uma média ponderada das pressões sobre a superfície de apoio que está em contacto com o solo. Se um pé está no solo, o somatório do centro de pressão está dentro da área delimitada por este, já se os dois pés estão em contacto com o solo, o somatório do centro de pressão situa-se entre os dois pés. (Sousa, 2010).

2.3. Conceito de força

Do ponto de vista físico, segundo Silva (2004), a força define-se como uma acção mecânica que se exerce sobre um corpo ou parte dele. A força pode ser caracterizada como uma grandeza vectorial pela sua intensidade, direcção e sentido.

Isaac Newton, através de estudos experimentais fundou a Mecânica, a que hoje se chama de Mecânica Clássica, que se baseia em três princípios, as denominadas três leis de Newton (Okuno e Fratin, 2003):

1ª Lei de Newton ou princípio da inércia: uma partícula material não submetida a forças tem um movimento de aceleração nula, ou seja, rectilíneo e uniforme;

2ª Lei de Newton: uma partícula material sujeita a uma ou mais forças tem, em cada instante, uma aceleração proporcional à resultante destas forças. Ou seja, $F = m a$ (1), em que, F [N] é a resultante das forças aplicadas à partícula, a [m/s²] é a aceleração da partícula e m [kg] é a massa da partícula;

3ª Lei de Newton ou princípio da igualdade da acção e reacção: as acções mútuas que duas partículas materiais, P_1 e P_2 , exercem uma sobre a outra são sempre representadas por duas forças iguais e directamente opostas (acção e reacção), aplicadas respectivamente em P_1 e em P_2 .

O peso de um corpo é a força com que a Terra o atrai, isto é, a força gravitacional sofrida pelo corpo devido à atracção gravitacional a que está sujeito. A força peso é então definida por: F [N] = P [N] = $m g$ (2), em que m [kg] é a massa do corpo, e g [m/s²] é a aceleração da gravidade, que tem o valor de $9,80 \pm 0,05$ m/s² na superfície da Terra, e diminui quando se afasta desta.

No entanto, e devido ao tema que se pretende abordar, é importante referir também o tipo de força que é possível efectuar com o corpo humano, que é a força muscular. Okuno e Fratin (2003) referem que na verdade são os cerca de seiscentos músculos do corpo humano que são responsáveis por todos os movimentos deste corpo, desde as subtis modificações na expressão facial, ao movimento da língua durante a fala, à circulação do sangue pelos vasos do corpo e até ao batimento cardíaco. O músculo, que permite então a existência destas forças, consiste num elevado número de fibras, cujas células são capazes de se contraírem, quando estimuladas por impulsos nervosos que vêm do cérebro. O músculo é normalmente ligado a dois ossos diferentes por meio de tendões. A força máxima que um músculo consegue exercer depende da secção transversal do

músculo e é inerente à estrutura dos filamentos musculares. Esta força apresenta no máximo valores que por unidade de área variam de 30 a 40 N/cm², em qualquer ser animal ou humano, independentemente do seu porte (Okuno e Fratin 2003).

Ao longo deste trabalho o conceito de força aplica-se também no contexto da resistência dos materiais, em que se define como a carga aplicada a um componente, como refere Silva e Gomes (2010). Esta força pode ser de dois tipos: com amplitude variável ou constante ao longo do tempo, ou seja, a força dinâmica ou estática, respectivamente. Quando uma força localizada é aplicada a um material, esta produz uma distribuição de tensão mecânica e deformação no material. Relativamente a um componente, as forças podem ser internas ou externas, sendo as forças externas na sua maioria do tipo de tracção, compressão, de corte, ou de flexão.

2.3.1. Plataforma de forças

O corpo humano está constantemente a exercer uma força no solo, frequentemente através do uso dos pés como apoios. A plataforma de forças é um dos instrumentos utilizados, em algumas áreas, com o intuito de obter dados relativos à estabilidade postural e ao equilíbrio, bem como a distribuição de forças que o corpo humano faz na sua base de sustentação.

A plataforma de forças extensométrica é constituída basicamente por uma placa apoiada em pontos definidos e o seu princípio de funcionamento baseia-se no facto da força exercida sobre a placa ser transmitida a dispositivos capazes de gerar um nível de tensão eléctrica correspondente à força sobre eles aplicada (Urquiza, 2005; Valido e Silva, 1997).

3. METODOLOGIA DE CONCEPÇÃO DO DISPOSITIVO

3.1. Identificação da necessidade

Como foi abordado no capítulo 2, o treino e a manutenção do equilíbrio é de extrema importância para a actividade humana. Ciente deste facto, a fisioterapia actua no sentido de promover esta capacidade. No entanto, os exercícios que pretendem melhorar e treinar o equilíbrio humano não são quantificados, estando sujeitos apenas a uma avaliação qualitativa por parte do profissional de saúde, e cujo objectivo final consiste sobretudo em treinar fisicamente o corpo humano. Deste modo, pretendeu-se desenvolver um dispositivo dotado de um sistema automático de aquisição de dados que permita a realização de vários exercícios físicos, nos quais seja possível ao utilizador ter acesso em tempo real a valores quantitativos acerca dos exercícios efectuados. Pretende-se ainda que a informação fornecida não tenha apenas a função de reeducar posicionalmente o utilizador mas também de o motivar para o procedimento físico que o mesmo deve adoptar no seu quotidiano, bem como, incentivar a sua consciencialização ao nível do seu controlo postural. Simultaneamente, pretende-se que essa informação seja um suporte para o profissional de saúde que o acompanha, de modo a verificar o comportamento do utilizador durante os exercícios, estando portanto na posse de uma ferramenta adicional para o plano de avaliação ou recuperação dos diversos utentes.

3.2. Dimensões antropométricas da população portuguesa

Após a identificação da necessidade, e dos objectivos que se pretendiam atingir, procedeu-se ao levantamento da informação necessária para o início do desenvolvimento do protótipo.

O projecto de um dispositivo que permita manter uma pessoa na posição sentada e na posição de pé deve estar perfeitamente adaptado às dimensões antropométricas da população alvo, nomeadamente na posição sentada. Relativamente à posição sentada, apesar de no mercado existir uma enorme diversidade destes produtos,

definidos como: “assento ou banco com costas e, por vezes, com braços”, pelo dicionário da língua portuguesa da Infopédia, vulgarmente definido com o termo de cadeira, a pesquisa efectuada demonstra que na população portuguesa, não existem normas que fundamentem as dimensões actualmente disponíveis no mercado. Deste modo, para obter a informação necessária, utilizou-se o estudo de dimensões antropométricas realizado para a população portuguesa elaborado por Arezes et al. (2006). De realçar que o referido estudo, foi concebido maioritariamente com medições efectuadas na indústria, o que se justifica, segundo Arezes et al. (2006), pela elevada representatividade deste sector na totalidade da população activa. Tal como referido anteriormente a população alvo do DM será a população idosa, frequentemente com doenças crónicas com a capacidade de mobilidade dos seus membros inferiores afectada. Segundo esta perspectiva, as dimensões recolhidas no estudo de Arezes et al. (2006) podem estar ligeiramente desajustadas, contudo, este desfazamento poderá ser colmatado com ajustes nas dimensões do DM a desenvolver. Ciente da opção tomada, a definição das dimensões necessárias para o projecto do equipamento tiveram em consideração as seguintes dimensões:

- **Altura do poplíteo:** distância vertical entre o solo e a concavidade anterior do joelho (número 15 na Figura 1).
- **Distância coxa-poplíteo:** distância horizontal entre a concavidade anterior do joelho e o externo das nádegas (número 17 na Figura 1).
- **Distância ombro-assento:** distância vertical entre o plano do assento e o acrómio (número 21 na Figura 2).
- **Distância cotovelo-assento:** distância vertical entre o plano do assento e o ponto mais baixo do osso na dobra do cotovelo, formando este um ângulo recto com o antebraço na horizontal (número 22 na Figura 2).
- **Largura das ancas, sentado:** largura do corpo medida na zona mais larga das ancas (número 24 na Figura 2).

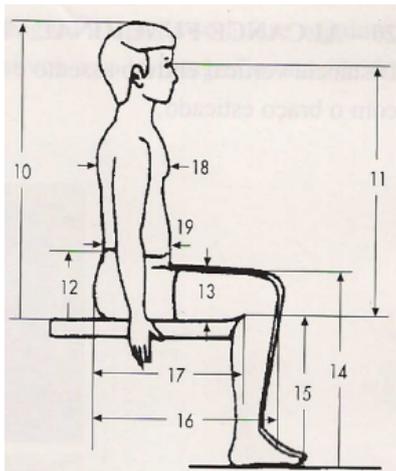


Figura 1. Fotografia na posição sentada sentada. Adaptado de Arezes et al. (2006).

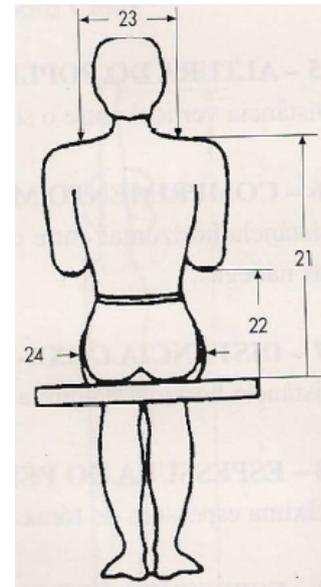


Figura 2. Fotografia na posição sentado de costas. Adaptado de Arezes et al. (2006).

Na Tabela 1 são apresentadas as dimensões que foram consideradas no desenvolvimento do DM.

Tabela 1. Dimensões antropométricas da população portuguesa.

Dimensões [mm]	Homens		Mulheres	
	Média \bar{X}	Desvio Padrão s	Média \bar{X}	Desvio Padrão s
Altura do poplíteo	400	26	365	23
Distância coxa-poplíteo	485	32	470	30
Distância ombro-assento	630	33	595	34
Distância cotovelo-assento	255	30	250	28
Largura das ancas, sentado	380	24	400	27

3.3. Legislação – normas e certificação

A legislação no interior do espaço económico da União Europeia (UE) define que é necessária a marcação de conformidade (CE) para a comercialização de dispositivos médicos neste espaço económico (Legislação da EU, 2012). Esta marcação garante a livre circulação dos produtos no mercado único europeu, materializa a conformidade de um produto às exigências comunitárias que competem ao fabricante desse produto e ainda indica aos consumidores que o produto está conforme com todas as disposições comunitárias que prevêm a sua aposição (Legislação da UE, 2012).

O equipamento desenvolvido está enquadrado na Directiva 93/42/CEE (recentemente actualizada na Directiva 2007/47/CEE), relativa aos DM, uma vez que os define da seguinte forma: qualquer instrumento, aparelho, equipamento, *software*, material ou outro artigo, utilizado isoladamente ou em combinação, incluindo o *software* destinado pelo seu fabricante a ser utilizado especificamente para fins de diagnóstico e/ou terapêuticos e que seja necessário para o bom funcionamento do dispositivo médico, destinado pelo fabricante a ser utilizado em seres humanos para efeitos de diagnóstico, prevenção, controlo, tratamento ou atenuação de uma doença ou deficiência.

A nível nacional é o INFRAMED (Autoridade Nacional do Medicamento e dos Produtos da Saúde) que tem a responsabilidade de assegurar que os DM que circulam no mercado português estão de acordo com a legislação que os abrange. Esta entidade actua a nível europeu nos procedimentos de certificação (INFRAMED, 2011).

3.4. Idealização do sistema e análise de especificações

Após o levantamento das características básicas do DM a desenvolver, as especificações do projecto ficaram a cargo dos profissionais da área da saúde que actuam no tratamento dos utentes com patologias para as quais se pretende implementar a utilização deste DM. Posteriormente foi elaborado um levantamento das características de sistemas utilizados no âmbito da fisioterapia e reabilitação física, tais como auxiliares de marcha, em que se analisaram as dimensões utilizadas.

Esta etapa permitiu a definição de diversos requisitos específicos para o projecto do DM, que se encontram, nos subcapítulos 4.1 e 5.1, conforme o seu enquadramento na componente de idealização e projecto do DM ou na componente de

aquisição de dados, respectivamente. Resumidamente, o equipamento deve consistir em duas plataformas que tenham a capacidade de medir as forças que um determinado indivíduo atinge e que identifique em que zona este valor atinge máximos e mínimos. Esta medição deve acontecer em tempo real e deve informar o utilizador do DM qual a distribuição de peso que este está a efectuar. Pretendem-se fazer análises de equilíbrio ao corpo humano, dos tipos ântero-posteriores e sagitais.

3.5. Validação do conceito do DM

Após a idealização do equipamento e antes de se efectuar o desenvolvimento estrutural, efectuou-se a validação do conceito, isto é, foi utilizada uma cadeira comercial que se adaptou ao sistema de aquisição de dados e, posteriormente, o conjunto foi utilizado em ensaios, representando as situações nas quais se pretende utilizar o DM. A construção do protótipo está ilustrada na Figura 3 e na Figura 4. Esta fase foi de extrema importância porque permitiu perceber os pontos a ter em conta no desenvolvimento do DM. Utilizando este protótipo, representado na Figura 5 e na Figura 6 foi efectuada a validação do conceito na Clínica Peróneo. Pretendia-se observar qual a reacção dos pacientes à utilização deste dispositivo e verificar até que ponto o DM respondia às expectativas dos profissionais de saúde. Deste processo foi retirada a máxima informação possível, constituindo então o ponto de partida para a fase seguinte. Nesse contexto, pretendia-se desenvolver um DM que respondesse a todos os requisitos de projecto e instrumentação e simultaneamente garantir os requisitos de sustentabilidade económica.

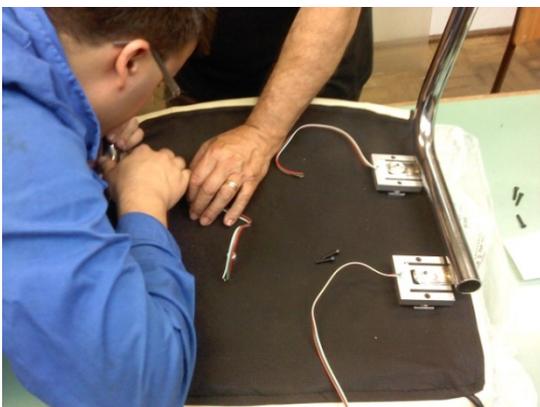


Figura 3. Aplicação das células de carga na cadeira do protótipo.



Figura 4. Base da cadeira com todas as células de carga localizadas e antes da ligação ao sistema de aquisição de dados.



Figura 5. Protótipo do DM desenvolvido.

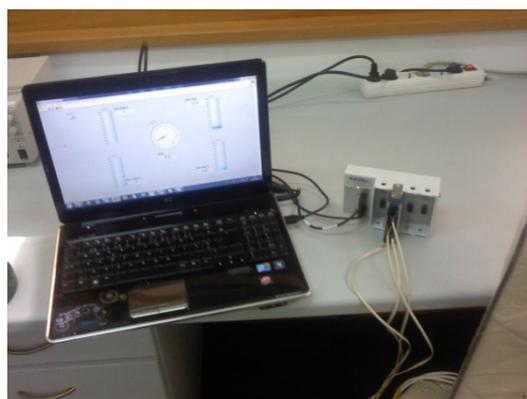


Figura 6. Pormenor do sistema de aquisição de dados utilizado para os testes de validação do conceito.

O projecto deste dispositivo passou por várias fases tendo em conta a sua optimização a vários níveis. Devido à diversidade de conhecimentos que envolve, o detalhe do seu desenvolvimento é efectuado em separado nos capítulos 4 e 5. A descrição apresentada assenta, apenas, sobre as etapas que envolveram o desenvolvimento da solução que foi considerada a mais correcta para o DM. Porém, anteriormente tinham sido efectuados testes de modo a permitir optar pela solução que mais se adaptava ao DM pretendido.

3.6. Definição do modelo final do DM

A solução final, sustentada pelos testes efectuados durante a prova de conceito, compreende a componente estrutural e a componente de instrumentação, as quais respondem aos objectivos definidos para o DM a conceber. Para além dos aspectos inerentes às referidas componentes, houve aspectos que também foram tidos em consideração, tais como: a ergonomia, devido à procura da postura correcta durante a execução dos exercícios; a funcionalidade, na procura dos resultados servirem as ambições dos utilizadores e profissionais de saúde; o funcionamento, em termos de simplicidade para quem o utilize bem como a inexistência de falhas, nomeadamente na aplicação informática; e o custo, pois a vertente económica apresenta sempre importância em projectos dos quais se pretendem que resulte um produto comercial.

A parte estrutural do DM é constituída por quatro componentes, representados na Figura 7, e designados por cadeira, plataforma de forças superior (PFS), plataforma de forças inferior (PFI) e plataforma de assemblagem (PA).

A aplicação informática é constituída por um menu inicial, representado na Figura 8, que permite aceder a cinco menus diferentes, representando cada um deles um tipo de exercício.



Figura 7. Modelo final da estrutura do DM

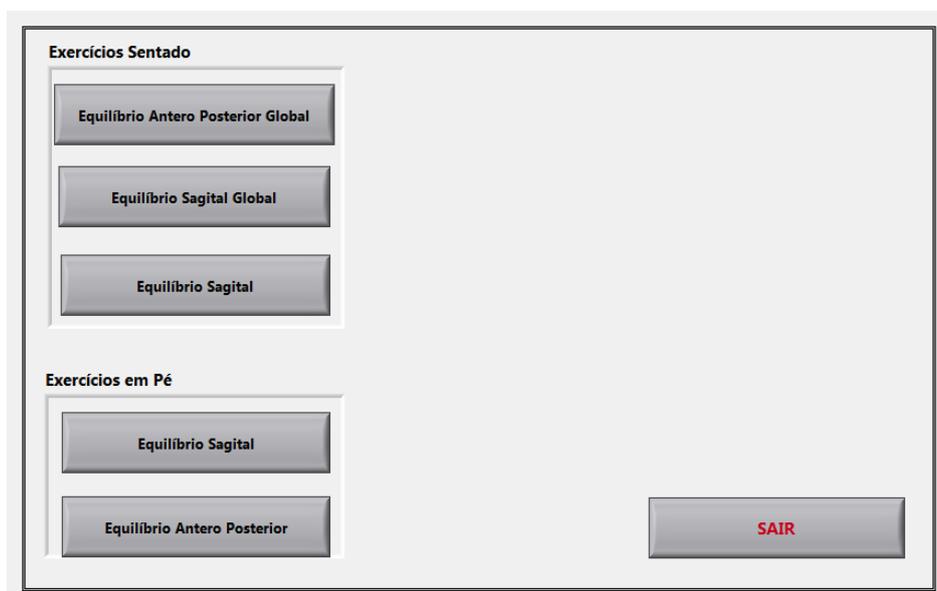


Figura 8. Menu inicial da interface do utilizador.

A associação destas duas componentes resulta, então, numa solução integrada que correspondeu de forma positiva a todos os objectivos propostos, e que foi designado por *Balance Chair*.

4. PROJECTO E DESENVOLVIMENTO DA CONSTRUÇÃO MECÂNICA

Este capítulo relata a descrição do procedimento construtivo, nomeadamente o modo como é que estruturalmente se atingiram os objectivos definidos inicialmente.

4.1. Requisitos pretendidos

4.1.1. Requisitos da PFI

A PFI deve ser capaz de suportar um indivíduo adulto de pé sobre a mesma, pretendendo-se que em condições de projecto esta suporte uma carga de 1600 N distribuídos ou aplicados em quatro pontos distintos (onde se localizam as células de carga), sem que a plataforma apresente deformação permanente. Pretende-se ainda que a plataforma apresente a maior estabilidade possível, para não colocar em risco de queda os seus utilizadores e que seja afectada o mínimo possível por mudanças de local de funcionamento, pois a movimentação da mesma pode provocar uma descalibração das células de carga. A medição das forças deve ser feita através de quatro células de carga, as quais devem ter a capacidade de absorver toda a carga considerada para as condições de projecto. Pretende-se que as células de carga sejam capazes de avaliar o valor do esforço na direcção perpendicular à plataforma de forças, já que o valor das forças horizontais não tem grande utilidade para o tipo de medição pretendida.

4.1.2. Requisitos da PFS

Pretende-se que a PFS seja instalada no assento da cadeira, para se adquirirem os dados nas posições sentada e de pé, bem como, os requisitos anteriormente referidos para a PFI, alterando-se apenas a posição do indivíduo, que em vez de estar na posição de pé estará na posição sentada.

4.1.3. Requisitos da cadeira

A cadeira deverá consistir numa estrutura capaz de suportar o peso de um indivíduo adulto sentado sobre a mesma. Para as condições de projecto esta deve ser capaz

de suportar uma carga de 1600 N distribuídos ou aplicados em quatro pontos distintos (onde se localizam as células de carga), sem que a cadeira apresente uma deformação permanente. Deverá ter encosto bem como a possibilidade de retirar os apoios laterais dos braços sempre que necessário. Pretende-se que este componente esteja munido de um sistema manual de regulação da altura, de modo a melhorar as condições dimensionais a que cada indivíduo estará sujeito.

4.1.4. Requisitos da PA

Pretende-se que a PA seja o elemento de assemblagem da PFI com a cadeira. Esta deve apresentar o mesmo valor de altura do que a PFI, de forma a colmatar o desnível a que os utilizadores podem ficar sujeitos. Deve ser constituída em material de baixa densidade, pois caso não o seja, acarretará dificuldades ao nível da mobilidade e do transporte.

4.1.5. Requisitos estruturais do DM

A aplicação e o ambiente envolvente do DM requerem uma abordagem a algumas propriedades do material. Do ponto de vista estrutural, pretende-se que apresente elevada resistência mecânica e elevada dureza. Sendo a resistência mecânica do material da estrutura necessária para assegurar a capacidade de carga permanente e a dureza importante para o equipamento resistir ao desgaste a que estará sujeito, devido à sua utilização. Do ponto de vista teórico, e antes da pesquisa de mercado para a selecção do material, foi imposto como requisito de projecto o valor dois, como sendo o valor mínimo do coeficiente de segurança, isto é, da razão entre a tensão de cedência do material e o valor máximo da tensão a que este será sujeito. A justificação deste valor provém do facto de quando o DM está em condições de serviço, ser necessário garantir bastante rigor nos resultados estruturais e uma vez que o desenho apresenta aproximações, o valor imposto privilegia o lado da segurança. Também o valor de deslocamento em qualquer ponto da estrutura foi imposto como requisito apresentar um valor máximo de 10 mm, de modo a evitar que a estrutura evidencie pouca estabilidade em condições de serviço.

Com os valores impostos, para o coeficiente de segurança e o deslocamento máximo da estrutura do DM, foi possível efectuar a selecção do material a utilizar, ou seja,

definiu-se qual o aço que garante as características pretendidas, e que melhor se adequará às necessidades.

No que diz respeito às plataformas a utilização de um aço pode ser substituída por outro material que apresente características, nomeadamente, uma densidade inferior, tendo sido para esta situação analisadas outras hipóteses.

4.2. Selecção do material

Como forma de responder aos requisitos estruturais do componente cadeira, o material foi um aço carbono comum de construção, de modo a garantir uma elevada resistência mecânica e baixo custo.

Aço carbono é uma denominação proveniente da classificação quanto à composição química, e aço de construção é uma denominação proveniente da classificação quanto à aplicação. Soares (2009) define o aço de construção como um aço usado na construção de peças a utilizar individualmente ou a fazer parte de máquinas. O aço carbono comum, segundo Norton (2004), é designado pela sigla AISI (American Iron and Steel Institute), com 1 como primeiro dígito e 0 como segundo, já que não há nenhum elemento liga para além do carbono. Os aços de baixo carbono são os de numeração AISI 1005 a 1030, os de médio carbono de 1035 a 1055 e os de alto carbono, de 1060 a 1095. A série AISI 11xx tem a adição de enxofre.

O aço seleccionado foi o AISI 1020, pois, apresenta todas as características requeridas, e encontra-se disponível na biblioteca do *SolidWorks*, sendo este aspecto importante porque permite a sua utilização nos estudos estruturais, sem ser necessário introduzir no *software* as características do aço. A Tabela 2 apresenta as principais características do aço AISI 1020, retiradas da referida biblioteca.

Tabela 2. Características do aço AISI 1020.

Característica (símbolo)	Valor	Unidade
Tensão de cedência (σ_{ced})	351,57	[MPa]
Módulo de elasticidade (E)	200000	[GPa]
Massa volúmica (ρ)	7900	[kg/m ³]

A chapa de aço apesar de apresentar boas propriedades mecânicas, pode apresentar desvantagens em alguns requisitos: peso, custo e mobilidade. Deste modo, para as plataformas, foi seleccionada a madeira como material a utilizar.

4.3. Descrição do desenho de componentes

Para o desenvolvimento estrutural recorreu-se à ferramenta CAD *SolidWorks*.

O *SolidWorks*, segundo a biblioteca do *SolidWorks* (2012), é um *software* de projecto mecânico e baseia-se em computação paramétrica, criando modelos tridimensionais a partir de formas geométricas elementares. Através deste *software* é possível efectuar a concepção de todos os modelos geométricos necessários para uma estrutura. No final da elaboração destes é possível fazer a sua assemblagem num modelo final. É possível, ainda, elaborar os seus desenhos técnicos a duas dimensões.

A idealização do protótipo do DM pretendido prevê, como referido em 3.6, que estruturalmente seja constituído por quatro estruturas. De seguida será feita uma descrição detalhada de cada um desses componentes.

4.3.1. Cadeira

O componente cadeira é o mais complexo dos quatro, sendo constituída por perfis de aço carbono, AISI 1020 (Figura 9). A cadeira é regulável em altura, e apresenta o valor mínimo de 360 mm, e máximo de 520 mm através de incrementos de 20 mm. Servirá de suporte para as células de carga, estando acoplada à PFS. Apresenta ainda um encosto

que se pretende utilizar em situações de descanso (Figura 10) e uma estrutura de apoio para os braços que pode ser removida ou acoplada sempre que se pretenda (Figura 11).



Figura 9. Estrutura da cadeira.



Figura 10. Cadeira com PFS.



Figura 11. Cadeira com PFS e apoios laterais.

Com base nos requisitos deste componente, definidos em 4.1.3, e com a informação das dimensões antropométricas apresentadas na Tabela 1, foram definidas as dimensões utilizadas no projecto da cadeira (conforme a Tabela 3). A obtenção destas dimensões não foi um processo linear, antes pelo contrário, envolveu um procedimento faseado. Numa primeira fase, a definição das dimensões foi baseada no estudo antropométrico da população portuguesa, tendo sido consideradas as situações extremas (valores de homens ou mulheres, consoante o caso mais desfavorável). De seguida, para alargar ao máximo o espectro da população, foi utilizado o valor do desvio padrão (s). Pelos conhecimentos de estatística é possível verificar que a utilização do desvio padrão em situações de distribuição normal, apenas representa 63,8% ($1s$) da população. Contudo, não seria viável o desenvolvimento de um DM com uma percentagem de 99,7% ($3s$), o que provocaria um aumento substancial nas dimensões do DM, ou seja, levantaria graves problemas na estrutura e na construção deste. Numa última fase, as dimensões do DM foram ajustadas às dimensões da população de utilizadores.

De facto, atendendo a que a maioria da população de utilizadores não corresponde, com certeza, à população activa em Portugal, foi elaborado um cruzamento de dados com as informações de dimensões fornecidas pelos profissionais de saúde envolvidos no projecto, de forma a colocar as dimensões definidas mais próximas das dimensões da população alvo. A estrutura apresenta estabilidade devido à sua forma, mas relativamente à mobilidade, pode apresentar algumas restrições, pois não permite o

desacoplamento de algumas partes, sem que no entanto a sua mobilidade seja colocada em causa, uma vez que as dimensões possibilitam a passagem em portas de habitações ou complexos residenciais.

Tabela 3. Dimensões e ângulos adoptados na construção da estrutura da cadeira.

Dimensões	[mm]	Ângulos	[°]
Altura do assento	360 a 520 (real) 330 a 490 (útil)	Ângulo do encosto	10
Altura do encosto	400		
PFS (l x c)	500 x 450		
PFI (l x c)	400 x 500		

4.3.2. Plataforma de forças superior

A PFS apresentada na Figura 12 pretende efectuar a medição da distribuição de forças quando o utilizador do dispositivo está na posição sentado, sendo constituída por quatro células de carga que fazem a medição da força que é exercida sobre a PFS. O objectivo desta plataforma é a recolha da informação nos quatro pontos, e disponibilização dessa em tempo real para o utilizador. A localização das células de carga, representada na Figura 13, foi analisada considerando o local onde os indivíduos se sentam.

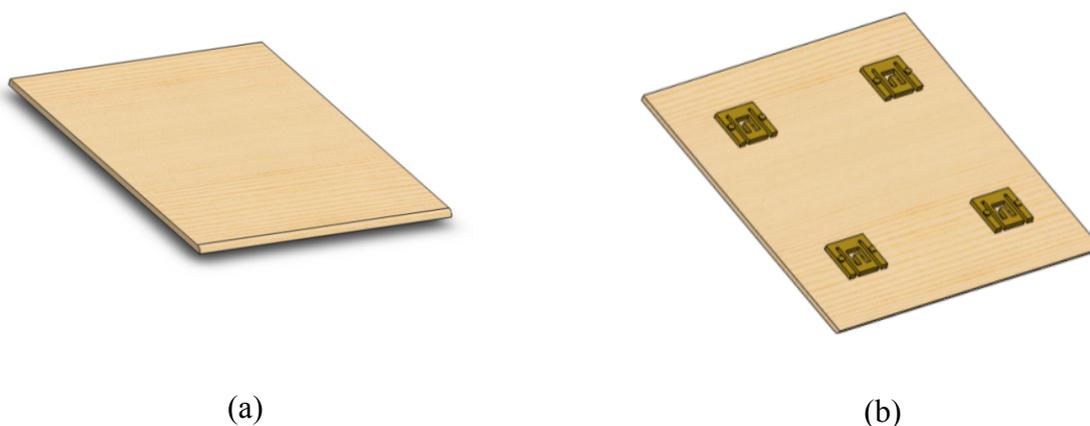


Figura 12. PFS, vista de cima (a) e de baixo (b).

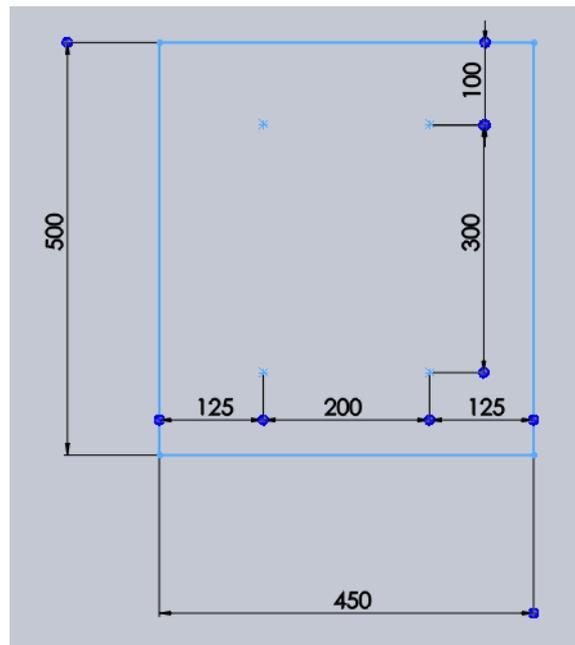


Figura 13. Planificação da localização das células de carga na PFS.

4.3.3. Plataforma de forças inferior

A PFI é apresentada na Figura 14 e pretende efectuar a medição das distribuições de forças quando o utilizador do dispositivo está na posição de pé. A informação recolhida nos quatro pontos é depois processada pelo *software* e disponibilizadas em tempo real ao utilizador, tal como na PFS. A PFI tem uma estrutura do tipo *sandwich*, uma vez que aumenta o factor estabilidade da plataforma, o que é extremamente importante. A instabilidade ocorre devido ao facto de as células de carga não estarem localizadas junto da extremidade da PFI o que provoca que durante o procedimento de entrada e saída dos utilizadores a estrutura apresente um movimento oscilatório, aumentando o risco de queda. Com base nas informações fornecidas pelos profissionais da saúde intervenientes neste projecto, as dimensões da PFI foram definidas de acordo com a Figura 15.

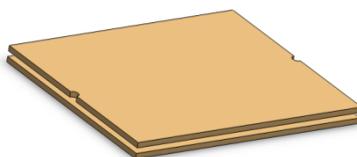


Figura 14. PFI.

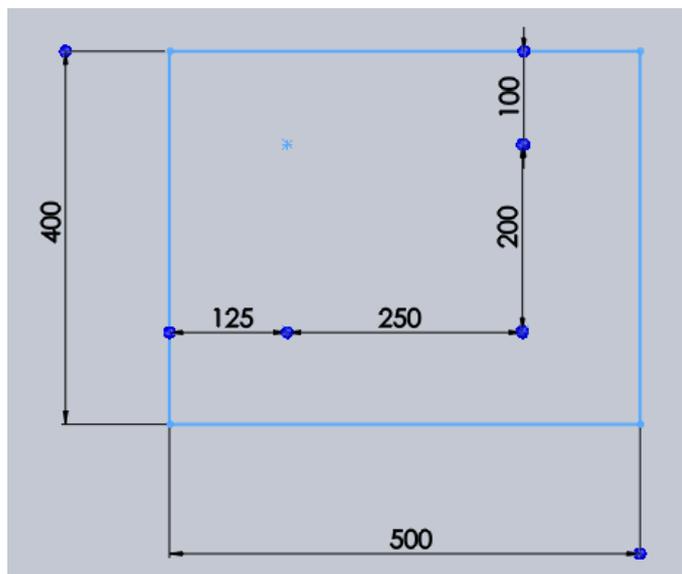


Figura 15. Planificação da localização das células de carga na PFI.

4.3.4. Plataforma de montagem

A PA apresenta-se na Figura 16 e consiste num componente que permite a montagem dos componentes referidos anteriormente, ou seja: cadeira, PFS e PFI. A sua função é essencialmente preventiva, isto é, procura evitar desníveis no equipamento que promovam a ocorrência de quedas durante a utilização do DM.

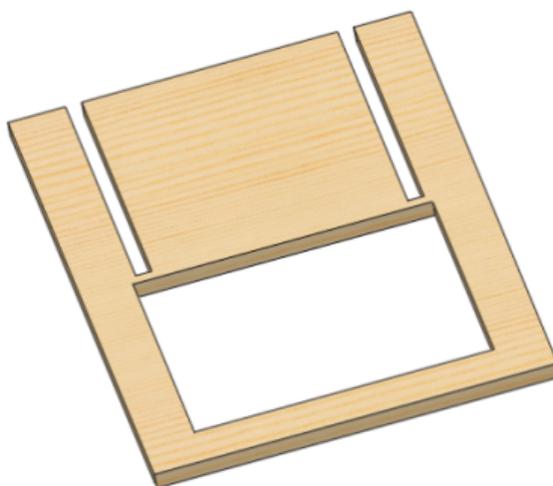


Figura 16. PA.

4.4. Análise estrutural

Para a análise estrutural do componente cadeira utilizou-se o cálculo automático de estruturas, através da aplicação *Simulation* do *SolidWorks*, recorrendo-se apenas ao estudo estático, dentro das várias possibilidades apresentadas na aplicação. No estudo estático o modelo contínuo e complexo é dividido em elementos finitos de forma simples que compartilham pontos comuns, os nós. O conjunto destes elementos denomina-se de malha ou *mesh*. Neste estudo, destaca-se a fase de definição de todas as condições de fronteira e carregamento a que o modelo estará sujeito, uma vez que é de extrema importância, pois o modo como é realizada ditará a validade ou não dos resultados finais. A aplicação *Simulation* será utilizada de modo a obter os valores de tensão e deslocamento e posteriormente, verificar o valor de coeficiente de segurança atingido.

4.4.1. Análise do componente cadeira

4.4.1.1. Condições de fronteira

Considerou-se que os deslocamentos e rotações dos quatro pontos da estrutura que entram em contacto com o solo estão restringidos em todas as direcções e sentidos (Figura 17). Na realidade esta é uma aproximação, mas respeita as condições reais, pois a estrutura não se pode mover do local em que está instalada, devido à PA, que restringe esta estrutura.

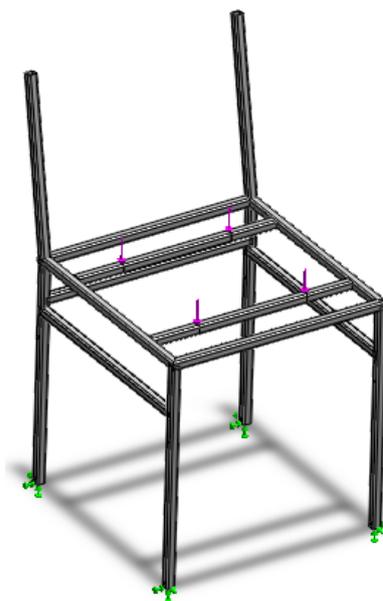


Figura 17. Condições de fronteira e forças aplicadas ao modelo.

4.4.1.2. Forças aplicadas

As condições de projecto prevêm a aplicação de uma força de 1600 N distribuída por quatro pontos, dos quais resulta que são aplicados 400 N em cada um destes. A aplicação desta força foi efectuada segundo quatro direcções distintas de forma não simultânea: na direcção horizontal, na direcção vertical, na direcção oblíqua (45°) lateral e na direcção oblíqua (45°) frontal. Na Figura 17 está representada a aplicação da força na direcção vertical.

4.4.1.3. Parâmetros de malha

De modo a representar a rigidez da estrutura que se pretende desenvolver, a análise efectuou-se utilizando elementos viga – *beam* (Figura 18 e Figura 19), atendendo ao facto da mesma ser constituída por perfis e sujeita, essencialmente, a esforços de corte. A elaboração da malha de elementos finitos tem por objectivo permitir o cálculo através do MEF.

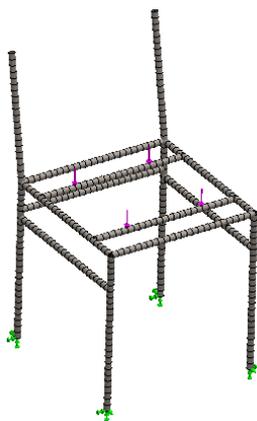


Figura 18. Malha da cadeira em elementos viga.

Mesh Details	
Study name	mesh (-Default<As
Mesh type	Beam Mesh
Total nodes	385
Total elements	371
Time to complete mesh(hh:mm:ss)	00:00:07
Computer name	LUÍSFERREIRA

Figura 19. Detalhe da malha criada para a estrutura da cadeira.

4.4.1.4. Resultados

Os resultados são obtidos com o auxílio da ferramenta computacional *Simulation* e dependem directamente das condições aplicadas. A distribuição de tensões apresentada é elaborada com base no cálculo da tensão de von Mises.

Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 4. Através da utilização de uma escala de cores, considerando de forma representativa a situação de aplicação de uma força vertical ao plano definido pelos quatro pontos de actuação da força, a distribuição das tensões de von Mises é apresentada na Figura 20, sendo a distribuição das deformações apresentada na Figura 21.

A partir do cálculo da tensão de von Mises em cada ponto e da tensão admissível de projecto é possível calcular o coeficiente de segurança em cada ponto. Na Figura 22 é possível verificar que para esta situação de carregamento o coeficiente de segurança mais baixo é da ordem de 4,99, tal como é apresentado na Tabela 4. De salientar que a situação mais desfavorável vai corresponder à aplicação de uma força horizontal. Para esta situação o coeficiente de segurança é da ordem de 2 e o ponto crítico situa-se nos perfis paralelos aos que suportam o carregamento. Verifica-se que quando o carregamento aplicado apresenta a direcção frontal ou vertical, as zonas críticas localizam-se tendencialmente no extremo superior dos apoios. Por outro lado, quando a direcção do carregamento é lateral ou horizontal, esta tendência verifica-se no extremo inferior.

Verifica-se que o aço seleccionado, AISI 1020, em perfil extrudido de geometria quadrada, com 20 mm de lado e 2 mm de espessura suporta os carregamentos definidos. O mesmo não acontece com o aço AISI 1010, que também foi testado e não correspondia aos requisitos impostos, bem como perfis quadrados com menores dimensões de lado e de espessura que também não correspondiam ao pretendido. No entanto, outra forma de perfil, como a secção circular ou rectangular, para dimensões idênticas ao aço utilizado, nomeadamente em termos de espessura, permitiam obter resultados muito idênticos, particularmente nas situações dos tubos circulares. No entanto, a opção da utilização do perfil quadrado foi tomada com base na facilidade de construção e no resultado estético que desta opção pudesse advir.

Tabela 4. Resultados obtidos do cálculo automático de estruturas à estrutura da cadeira.

	Tensão [MPa]	Deslocamento [mm]	Coeficiente de Segurança	Localização de zona crítica
Força vertical	70,4	0,622	4,99	Extremo superior dos apoios
Força horizontal	166,1	3,920	2,12	Extremo inferior dos apoios
Força oblíqua lateral (45°)	127,1	2,924	2,77	Extremo inferior dos apoios
Força oblíqua frontal (45°)	102,5	2,396	3,43	Ambos os extremos dos apoios

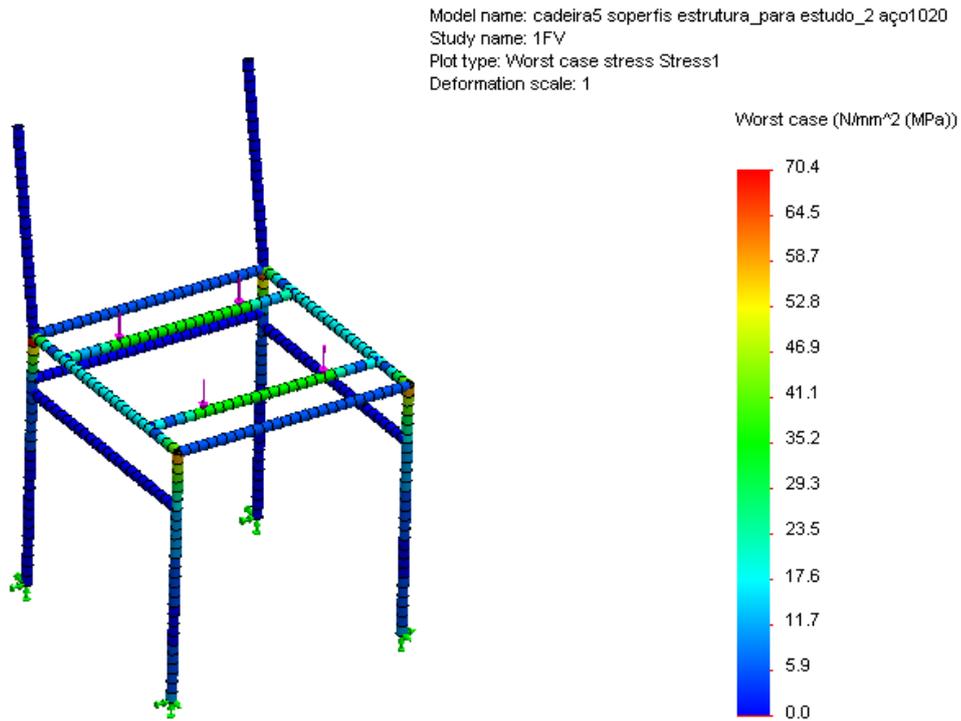


Figura 20. Resultados dos valores de tensões de von Mises, aplicando a força na direcção perpendicular à PFS.

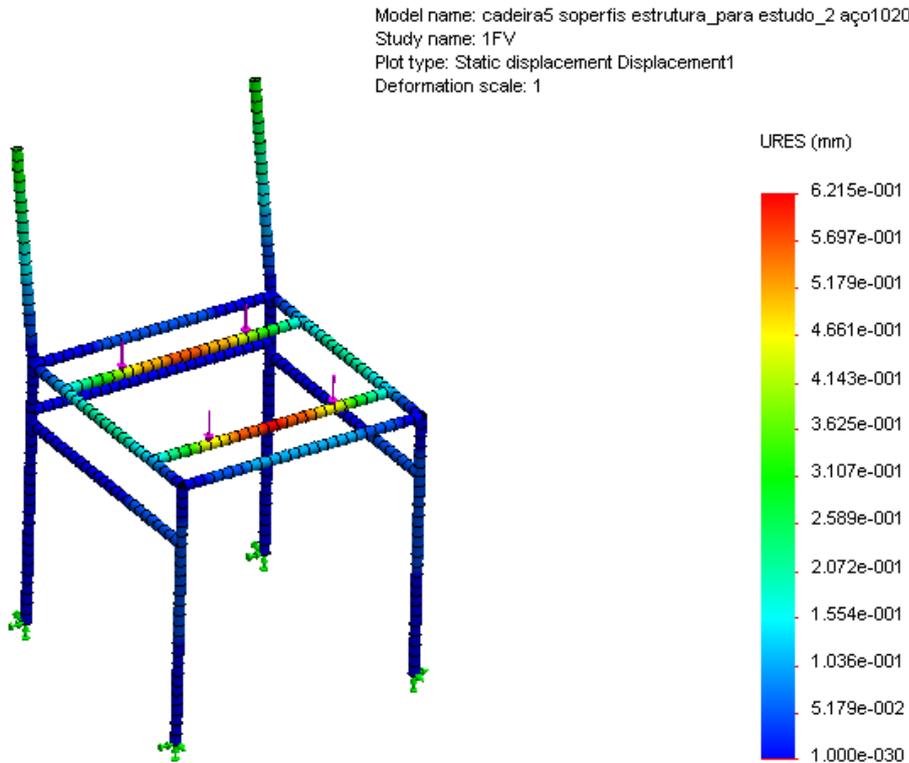


Figura 21. Resultados dos valores de deformação, aplicando a força na direcção perpendicular à PFS.

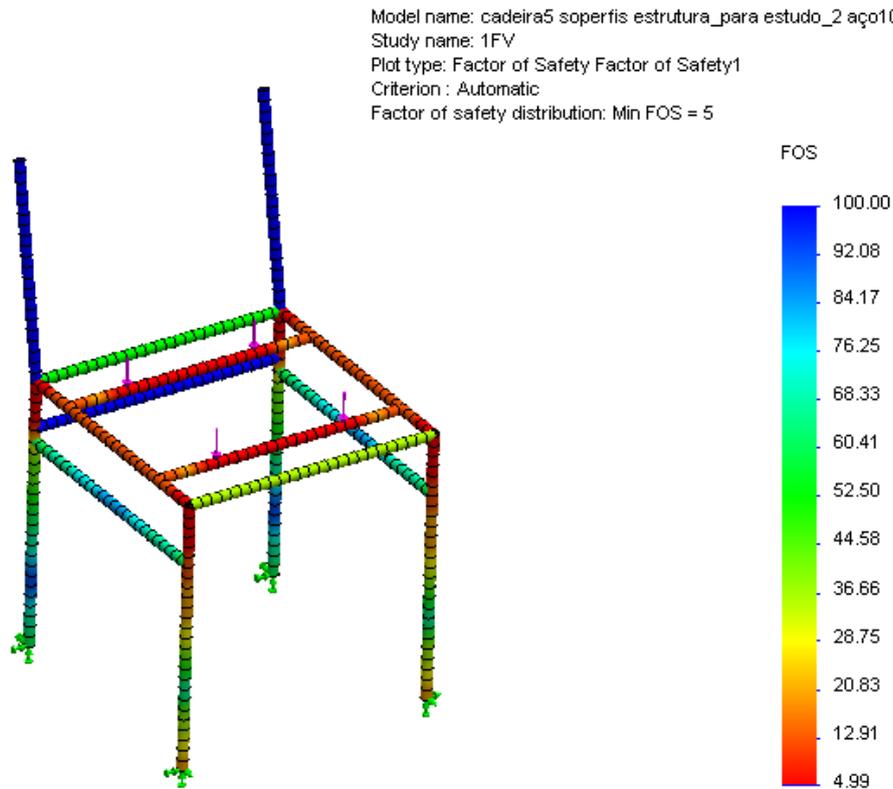


Figura 22. Resultados dos valores de coeficiente de segurança, aplicando a força na direcção perpendicular à PFS.

4.5. Processos de fabrico e montagem

A metodologia utilizada para o fabrico do DM deve ser a seguinte:

- i. Corte e soldadura do perfil em aço AISI 1020, para a estrutura da cadeira, sendo necessário utilizar parafusos para a fixação das células de carga, e efectuar uma pintura final ao DM;
- ii. Aplicação das células de carga na PFI e PFS e acoplamento da PFS na estrutura da cadeira, seguido da aplicação do encosto da cadeira. Pretende-se que não seja possível separar a PFS da cadeira após o fabrico do DM, excepto para situações de manutenção/reparação. A PFI será construída com a aplicação de células de carga.

No fabrico do DM é de realçar os seguintes pormenores:

- Pintura final: deve ser enquadrada em ambiente clínico, usando cores que se enquadram no mesmo, sendo normalmente a cor branca. Para além da função de estética, a pintura será importante para evitar algum desgaste.
- Fixação: a cadeira deve estar fixa à PA, de modo a não ter nenhuma possibilidade de mobilidade durante os exercícios devendo apresentar um sistema fácil de alterar. A fixação deve ser efectuada por um pino no componente de acréscimo de altura da cadeira, que o ligará à PA.
- Ajuste de altura: o mesmo deve ser feito através de quatro fixadores, um em cada apoio da cadeira e têm de ser ajustados individualmente.
- Apoio de braços: deve ser feito através de um parafuso possível de colocar e retirar sempre que se pretender colocar ou retirar este apoio.
- Protecção: todas as extremidades dos perfis devem estar protegias com borrachas, inclusive os apoios ao solo.
- Regulação de altura: deve existir junto a cada nível de regulação, a indicação da altura da PFS, de modo a informar os profissionais de saúde que tenham necessidade de efectuar alguma regulação.

O plano de montagem, que é necessário sempre que se pretende mover o DM, consiste na colocação da PA no local de instalação do DM, seguido do posicionamento da cadeira e PFI no local adequado.

5. AQUISIÇÃO DE DADOS, INSTRUMENTAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE *SOFTWARE*

Este capítulo aborda o procedimento relativo à instrumentação, nomeadamente a aquisição de dados e a aplicação informática desenvolvida.

5.1. Requisitos pretendidos

5.1.1. Requisitos das células de carga

Pretende-se que com a utilização de quatro células de carga seja possível suportar uma força máxima de 1600 N, de acordo como definido em 4.1.1. As células de carga devem ser capazes de medir a variação de força exercida em cada uma das plataformas, e fornecer ao sistema um valor de tensão eléctrica correspondente à força exercida. Na selecção das células de carga teve-se em linha de conta a necessidade de as mesmas terem uma geometria que permita a sua fixação à estrutura da cadeira e à parte inferior da PFS, de modo a provocar o menor aumento de altura possível entre estes dois componentes.

5.1.2. Sistema de aquisição de dados

Pretende-se que o sistema implementado seja capaz de efectuar várias medições por segundo, de modo a que o *software* apresente dados com a maior celeridade possível, sem no entanto descurar a exactidão dos mesmos. Para além deste requisito, o sistema deve estar munido de uma alimentação própria, bem como disponibilizar alimentação eléctrica para as células de carga.

5.1.3. Requisitos do desenvolvimento da aplicação informática

Pretende-se que o *software* incorpore vários tipos de exercícios distintos para avaliarem o equilíbrio em várias situações, baseado, em dados relativos ao equilíbrio ântero-posterior e sagital, bem como, quantificar o valor e o local da força exercida em ambas as plataformas.

Com o auxílio dos profissionais de saúde, foi possível definir cinco exercícios base, cada um com a sua especificidade:

- Transferência de carga assento-pés: pretende-se avaliar a capacidade de transferência de carga que o utilizador quando permanece na posição sentado consegue transferir da PFS para a PFI. Esta transferência de carga deve ocorrer sem o utilizador, ao realizar o exercício, perder o contacto com a PFS. Para isso, deve ao longo do exercício permanecer sentado e usar apenas a extensão do tronco e simultaneamente dos membros superiores para atingir o objectivo;
- Equilíbrio sagital sentado: pretende-se avaliar a distribuição de peso sagital, isto é, avaliar a diferença de peso entre o lado direito e esquerdo do utilizador quando este permanece sentado na PFS, sendo contabilizada também a distribuição de peso inerente aos membros inferiores;
- Equilíbrio sagital de pé: pretende-se avaliar a distribuição sagital de peso, ou seja, avaliar a diferença entre o lado direito e esquerdo do utilizador quando este permanece de pé na PFI;
- Equilíbrio ântero-posterior de pé: pretende-se avaliar a distribuição de peso ântero-posterior, isto é, entre o lado frontal e traseiro do utilizador quando este permanece de pé sobre a PFI.
- Equilíbrio sagital de pé: pretende-se avaliar a distribuição sagital de peso que consiste na avaliação da diferença de peso entre o lado direito e esquerdo do utilizador quando este permanece sentado, não sendo neste exercício contabilizada a distribuição de peso inerente aos membros inferiores.

Estes exercícios pretendem avaliar o equilíbrio e a estabilização de uma postura corporal na qual a distribuição de peso esteja dentro do intervalo definido, pelo máximo e mínimo, de uma percentagem definida pelo profissional de saúde relativamente ao peso total do utilizador. O *software* deve ainda disponibilizar um cronómetro que permita contar o tempo de cada exercício.

5.2. Selecção de componentes

5.2.1. Células de carga

Depois de uma pesquisa de mercado o modelo escolhido foi uma célula de carga da marca Vetek, modelo *Planar load cell 200kg* (Figura 23), face à sua geometria e também ao seu valor de mercado e cujas características técnicas se encontram no Anexo A.



Figura 23. *Planar load cell 200 kg*. Adaptado de Vetek (2012).

5.2.2. Sistema de aquisição de dados

Para o protótipo desenvolvido optou-se pela utilização um sistema de aquisição de dados da marca *National Instruments* baseado em duas placas de aquisição, NI 9219 (Figura 24), e por um *Slot USB Chassis*, NI cDAQ-9174 (Figura 25).

A placa NI 9219, cujas características técnicas se encontram no Anexo B, permite fazer a leitura simultânea de quatro células de carga, o que obrigou à utilização de duas placas em virtude do DM integrar oito células de carga. O *Slot USB Chassis* serve para acoplar duas placas bem como para lhes fornecer alimentação eléctrica.

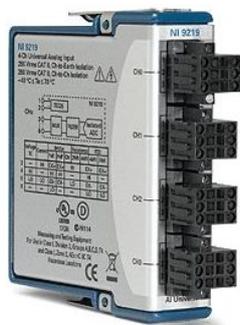


Figura 24. Placa de aquisição NI 9219. Adaptado de NI (2012).



Figura 25. *Slot USB Chassis* NI cDAQ-9174. Adaptado de NI (2012).

5.3. Detalhe do sistema de aquisição de dados

O sistema de aquisição desenvolvido é constituído por oito células de carga (quatro localizadas na PFS e quatro localizadas na PFI), que são ligadas a uma placa de conversão A/D, sendo posteriormente enviada a informação através de um cabo USB para um computador.

A aquisição de dados, é efectuada pelo *software LabVIEW* através da ferramenta *DAQ Assistant Express VI* (Figura 26), na qual é necessário definir vários parâmetros (Figura 27), de acordo com o *hardware* utilizado.

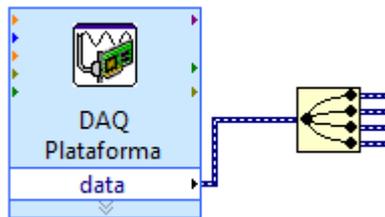


Figura 26. DAQ Assistant Express VI.

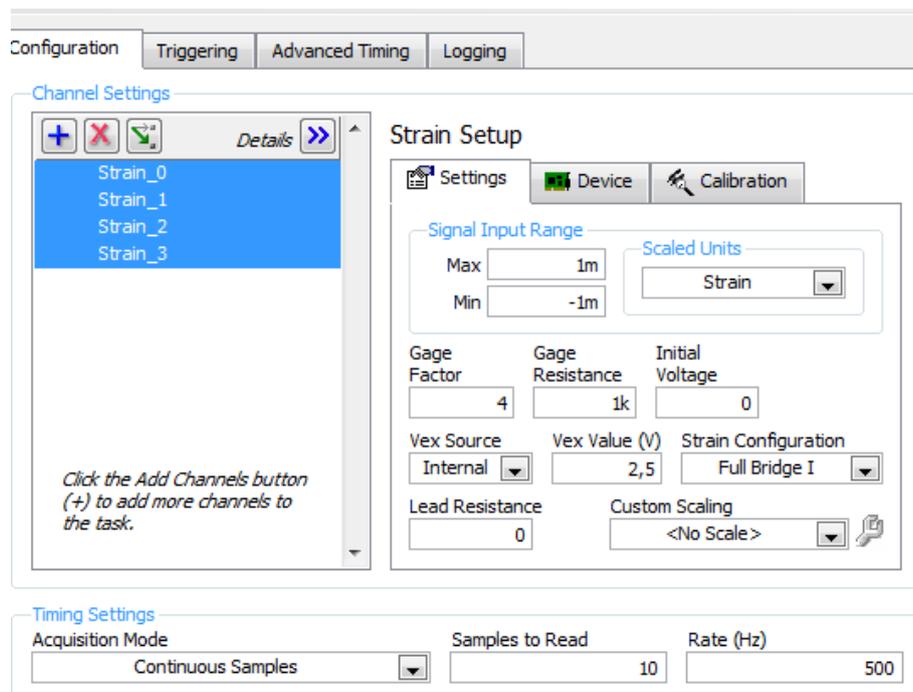


Figura 27. Parâmetros definidos na utilização das células de carga.

5.4. Detalhe do *software* desenvolvido

O *LabVIEW* trata-se de uma linguagem de programação gráfica, que se assemelha a um fluxograma, desenvolvida pela *National Instruments*. As aplicações desenvolvidas neste *software* são denominadas de instrumentos virtuais. Existem dois painéis de trabalho: um com o intuito de desenvolver a interface que fará o contacto com o utilizador, denominado de *front panel*; e outro painel onde é desenvolvido o código de programação gráfica, denominado de *block diagram*.

No código desenvolvido, a informação proveniente do sistema de aquisição de dados corresponde a oito valores, provenientes das respectivas oito células de carga instaladas no DM. Através do código desenvolvido efectuou-se o tratamento dos dados adquiridos em cada célula de carga, de modo a obter as várias medições pretendidas.

Respondendo aos requisitos necessários, referidos em 5.1, o aplicativo desenvolvido dispõe de um menu inicial que proporciona o acesso a todos os exercícios possíveis de realizar neste equipamento. Assim, o menu inicial, representado anteriormente pela Figura 8, permite ao utilizador aceder a três distintos exercícios na posição de sentado, ou a dois relativos à posição de pé.

Foi utilizada a ferramenta *DAQ Assistant Express VI* para a aquisição do sinal da PFS e PFI. Utilizou-se a ferramenta *Flat Sequence Structure*, para a elaboração sequencial obrigatória de acções por parte do *software*, que define as sequências de acção a seguir durante a execução, garantindo que a acção seguinte apenas se inicia quando a anterior for considerada terminada. Após a escolha do exercício pretendido por parte do utilizador, através da utilização de uma estrutura *Event Structure*, no interior de um ciclo *While Loop*, ambas representadas na Figura 28, é assegurado o reencaminhamento do utilizador para a interface pretendida. A estrutura de eventos usada serve para que em função da escolha efectuada pelo utilizador, relacionar o botão premido com a opção desejada. Assim, o utilizador ficará perante a interface escolhida até que dê a ordem em contrário, quando premir o botão “sair”. A estrutura de eventos permite haver várias opções de escolha relativamente à escolha do utilizador.

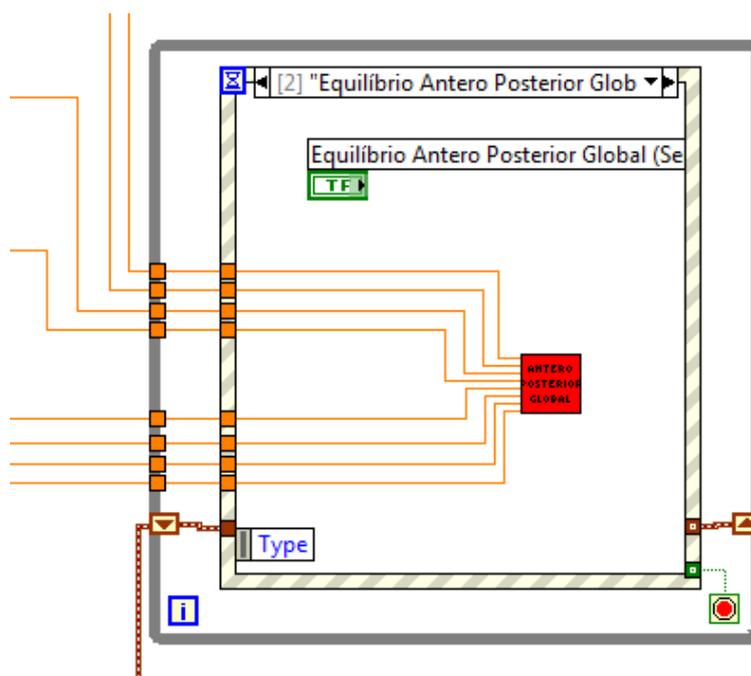


Figura 28. Event Structure para a escolha do exercício por parte do utilizador.

Comuns a todas as interfaces da aplicação desenvolvida para os vários exercícios, são alguns dos requisitos que se pretendiam, tais como: o peso do utilizador; o tempo de realização do exercício; e ainda o botão “sair” que permite voltar ao menu inicial, representados na Figura 29. O peso total é obtido mediante o somatório do valor de todas as células de carga que para um determinado exercício estão actuadas, ou seja, pode corresponder apenas ao somatório das células de carga existentes na PFI, para situações de exercícios na posição de pé apenas, ou corresponder ao somatório das células de carga existentes na PFI e na PFS, nas situações de exercícios na posição sentada. O tempo de exercício tem a função de cronómetro em que é possível durante o exercício colocar o tempo em pausa, ou até efectuar o seu reinício. O botão “sair” corresponde ao fim do ciclo *While Loop* dessa interface e ao regresso ao menu inicial.

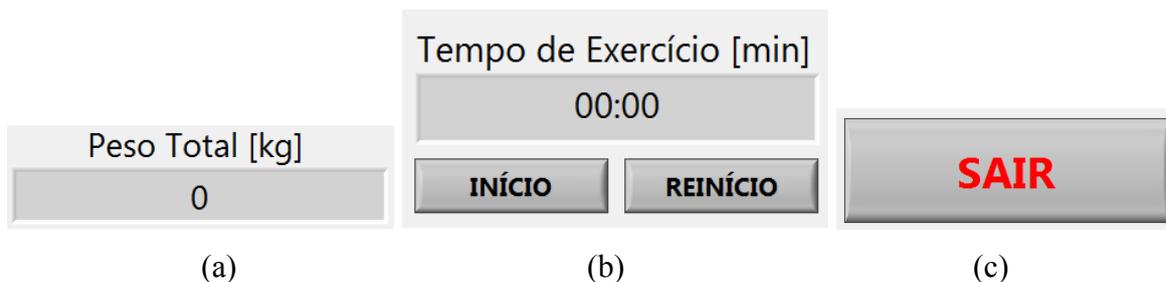


Figura 29. Funcionalidades comuns às interfaces. Indicadores do peso total do utilizador (a), do tempo de exercício (b) e botão "sair" (c).

Para os diferentes exercícios foi necessário utilizar procedimentos específicos, de acordo com o tipo de exercício:

- **Transferência de carga assento-pés:**

Este exercício que avalia a transferência de peso entre a PFS e PFI, o peso na cadeira é obtido pelo somatório das quatro células de carga existentes na PFS, sendo o peso na plataforma obtido pelo somatório das quatro células de carga existentes na PFI e o peso total é dado pelo somatório das oito células de carga. O valor do pico máximo de peso obtido na plataforma é o maior valor que foi atingido desde o início do exercício, e no código desenvolvido é obtido através do uso da função *shift register*. Recorre-se à utilização de *Flat Sequence Structure* ao longo do exercício para garantir a sequência de execução da aplicação.

- **Equilíbrio sagital na posição de sentado:**

Este exercício pretende avaliar a distribuição de peso sagital do utilizador quando este permanece sentado, sendo contabilizada também a distribuição de peso inerente aos membros inferiores. No código desenvolvido o valor do peso para cada um dos lados sagitais é obtido pelo somatório das células de carga localizadas nesse lado, ou seja, quatro células de carga no total, estando duas localizadas na PFS e outras duas na PFI. O peso total é alcançado pelo somatório das oito células de carga.

- **Equilíbrio sagital na posição de pé:**

Este exercício avalia a distribuição sagital de peso do utilizador quando este permanece na posição de pé. São apenas contabilizados os valores adquiridos pelas células de carga instaladas na PFI. No código desenvolvido o valor do peso é obtido pelo somatório das duas células de carga localizadas no lado esquerdo e direito de PFI, sendo o peso total obtido pelo somatório das quatro células de carga.

- **Equilíbrio ântero-posterior na posição de pé:**

Este exercício avalia a distribuição de peso ântero-posterior do utilizador quando este permanece na posição de pé. Neste exercício estão apenas a ser contabilizados os valores adquiridos pelas células de carga instaladas na PFI. No código desenvolvido o valor do peso é separado na componente frontal e traseira e é obtido pelo somatório das duas células de carga localizadas na frente na PFI que lhe correspondem no qual o peso total é obtido pelo somatório das quatro células de carga.

- **Equilíbrio sagital na posição de sentado:**

Neste exercício é avaliada a distribuição sagital de peso do utilizador quando este permanece na posição sentada, não sendo neste exercício contabilizada a distribuição de peso inerente aos membros inferiores. No código desenvolvido o valor do peso é obtido pelo somatório das duas células de carga localizadas em cada um dos lados da PFS.

Os resultados obtidos com a utilização do *software LabVIEW* são apresentados numa interface gráfica (Figura 30, Figura 31 e Figura 32). Note-se que o peso é apresentado em quilogramas no sentido de facilitar a interpretação da informação por parte da população alvo.

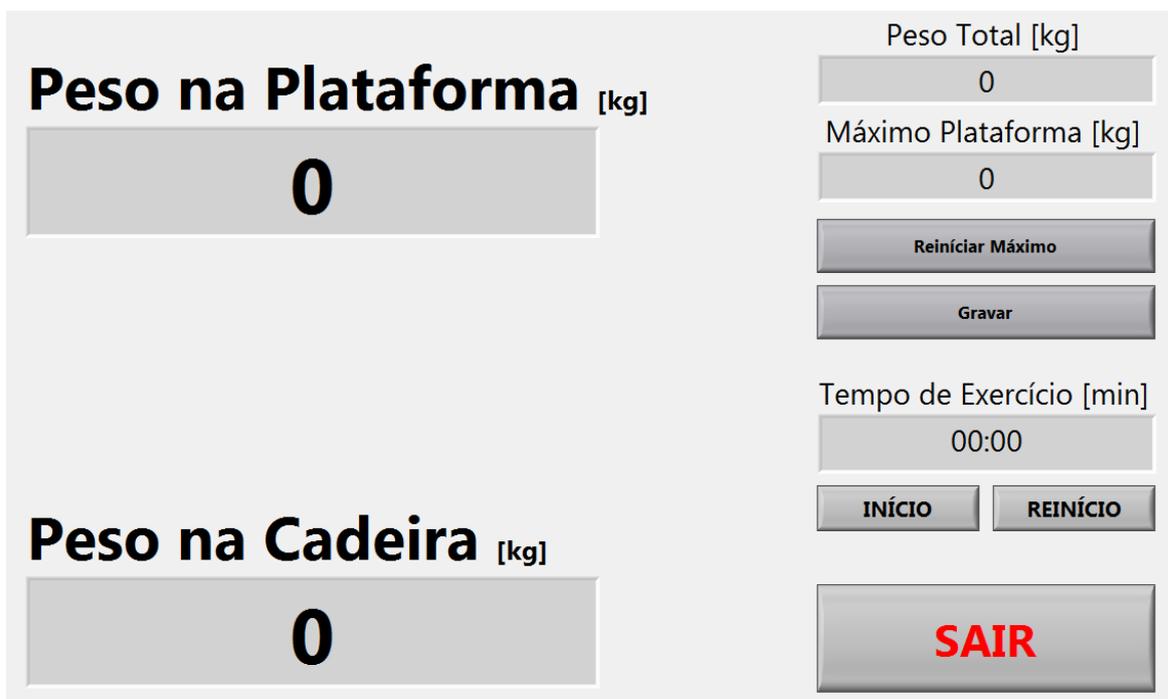


Figura 30. Interface do exercício de transferência de carga assento-pés.

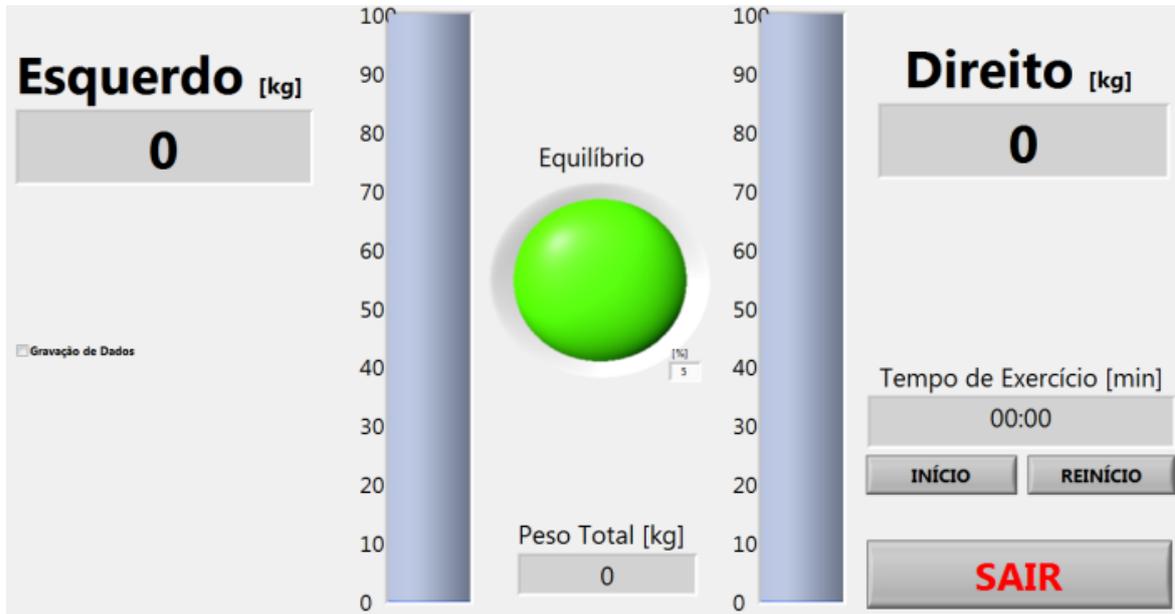


Figura 31. Interface do exercício de equilíbrio sagital na posição sentada e de pé.

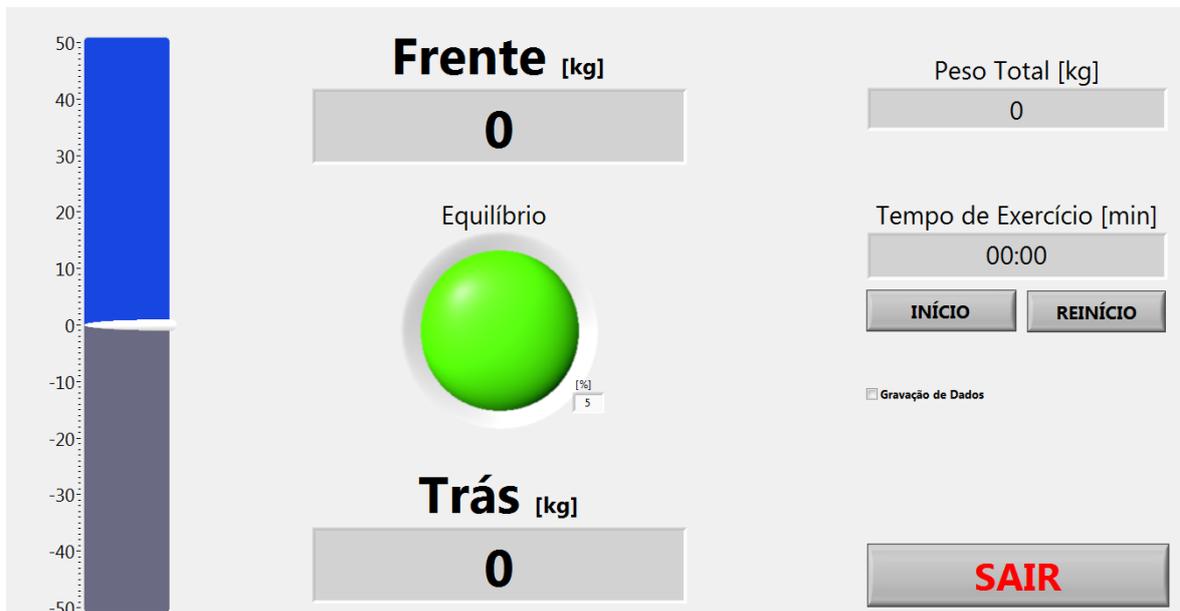


Figura 32. Interface do exercício de equilíbrio ântero-posterior na posição de pé.

5.5. Processo de montagem do sistema de aquisição de dados

Como referido anteriormente, o sistema de aquisição de dados necessita que as duas placas NI 9219 estejam acopladas ao *Slot USB Chassis*. Este, por sua vez, está ligado ao computador através de um cabo USB e é alimentado electricamente. As células de carga, de quatro fios, são ligadas nos respectivos conectores das placas de aquisição. Após todas as ligações efectuadas, é possível efectuar a execução da aplicação informática no computador e iniciar os exercícios pretendidos.

6. ANÁLISE DE CUSTOS

Como complemento ao projecto apresenta-se na Tabela 5 a análise de custos efectuada tendo sido contemplada uma análise aproximada relativa apenas ao material necessário e não inclui o custo de mão-de-obra. De qualquer modo, a análise apresenta sempre um carácter subjectivo, pois os preços oscilam consoante a sua origem e a qualidade do material.

Tabela 5. Análise de custos de material.

Descrição	Quantidade	Valor unitário [€]	Valor [€]
Aço AISI 1020	8 m	6	48
Células de carga	8 unidades	79	623
Plataformas em madeira *	3 unidades	50	150
Placa de aquisição	2 unidades	949	1898
Conectores	2 unidades	29	58
Slot USB Chassis	1 unidade	679	679
Cablagem *	1 unidade	50	50
Total			3506

* Valor aproximado

7. CONCLUSÕES

O trabalho descrito ao longo da dissertação culminou com a apresentação do projecto de um DM que responde positivamente aos níveis estruturais e de instrumentação requeridos inicialmente.

Antes da análise dos resultados finais obtidos tornou-se necessário o comentário às metas intermédias que foram atingidas. De realçar o ajuste que foi necessário efectuar após a análise do estudo antropométrico da população portuguesa. De facto, o aumento do nível de vida a que o nosso país assistiu nas últimas décadas, permitiu que a população activa nos dias de hoje tenha dimensões antropométricas diferentes das gerações que a precederam. Mas são as gerações anteriores, idosos no dia de hoje, que constituem uma grande fatia do total da população alvo do DM e por isso efectuaram-se os devidos ajustes como foi relatado de modo a colmatar ligeiros desajustes dimensionais. A fase de validação do conceito foi muito importante, porque permitiu perceber o ponto de vista do paciente, mesmo nos indivíduos de idade mais avançada, excepto algum caso pontual, verificou-se uma fácil e rápida adaptação dos utilizadores face à informação que lhes era apresentada. Do mesmo modo, do lado dos profissionais de saúde o DM respondeu às necessidades identificadas.

O modelo geométrico criado em *SolidWorks* corresponde à estrutura pretendida. Na selecção do aço a utilizar, o AISI 1020 foi considerada a melhor opção, o que se reflecte nos resultados efectuados por meio do cálculo automático de estruturas. Pode-se concluir que os resultados obtidos são fiáveis e próximos dos reais, uma vez que as condições de fronteira e carregamento foram aplicadas de um modo coerente e representativo das condições de serviço do DM. Apesar de no modelo em determinadas regiões existirem elevados factores de segurança, e estes indicarem a possibilidade de economizar material, tal não foi efectuado porque o resultado estético seria afectado, bem como a dificuldade de construção, uma vez que seria necessária a utilização de mais do que um tipo de perfil de aço, em que o ganho económico relativo ao material facilmente se anulava.

O sistema de aquisição de dados apresenta um desempenho que permite visualizar a informação em tempo real, e a aplicação informática desenvolvida apresenta uma interface simples e amigável para o utilizador.

O sistema integrado obtido consiste num equipamento pró-activo que representa a inovação no sentido de proporcionar o treino de reabilitação dos membros inferiores a partir da posição de sentado até à posição de pé.

Apesar de todo o desenvolvimento e estudo estrutural, não foi possível em termos temporais proceder à construção de um modelo com a geometria projectada. Contudo, os estudos realizados apresentaram os resultados pretendidos e o teste de validação de conceito foi positivo, por isso esta construção poderá ocorrer numa fase posterior.

Muitos foram os pontos positivos ao longo do trabalho que deu origem à dissertação, desde logo a execução de conhecimentos adquiridos ao longo do curso e que permitiram agora obter a concepção do DM, que se pode considerar pró-activo. De destacar o contacto com o meio clínico que foi possível através da disponibilização por parte da Clínica Perónio. Foi de elevada importância para o desenvolvimento conseguido toda a convivência, ocorrida nos vários dias de teste na clínica, com utentes e profissionais de saúde, sendo que este acontecimento permitiu despertar uma perspectiva diferente em relação ao DM. Outra mais valia é verificar que os conhecimentos adquiridos no domínio da engenharia são uma excelente ferramenta para o auxílio das ciências da saúde.

Segundo uma perspectiva de procura contínua da optimização, podem ser indicadas algumas sugestões para trabalhos futuros a realizar nesta área tais como:

- i. redução dos custos finais do DM através de outras soluções de aquisição de dados bem como de outras células de carga;
- ii. optimização do design do produto;
- iii. identificação de outros tipos de exercícios a realizar e que podem ser adaptados ao DM, como complemento aos desenvolvidos;
- iv. desenvolvimento de outros DM que permitam a medição de outros tipos de dados e que possam completar os que este DM desenvolvido permite adquirir, sendo esta a sugestão mais ambiciosa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Arezes, Pedro M.; Barroso, Mónica P.; Cordeiro, Patrício; Costa, Luís Gomes da; Miguel, A.Sérgio; (2006), “Estudo Antropométrico da População Portuguesa”; Lisboa: ISHST.
- Biblioteca do SolidWorks; (2012); “Ajuda do SolidWorks”, acessido em 10 de Janeiro de 2012, em:
<http://help.solidworks.com/2011/portuguesebrazilian/SolidWorks/sldworks/LegacyHelp/Sldworks/Overview/StartPage.htm>.
- Branco, C.Moura; Ferreira, J. Martins; Costa, J. Dominos da; Ribeiro, A. Silva; (2005), “Projecto de Órgãos de Máquinas”, Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian; capítulo 1.
- Dicionário da língua portuguesa; (2011), “Cadeira”, acessido em 23 de Novembro de 2011, em: <http://www.infopedia.pt/lingua-portuguesa/cadeira>.
- Directiva 2007/47/CE, “Jornal Oficial da União Europeia. Directiva 2007/47/CE (2007)” Parlamento Europeu e o Conselho da união europeia. em: <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2007:247:0021:0055:pt:PDF>.
- Directiva 93/42/CEE; “Jornal Oficial da União Europeia. Directiva 93/42/CEE (1993)” Parlamento Europeu e o Conselho da união europeia; em: <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CONSLEG:1993L0042:20071011:pt:PDF>.
- INFARMED (2011); “Avaliação de Conformidade”, acessido em 8 de Novembro de 2011, em:
http://www.infarmed.pt/portal/page/portal/INFARMED/DISPOSITIVOS_MEDICOS/AVALIACAO_DA_CONFORMIDADE.
- INFARMED (2011); “Dispositivos médicos - Fronteira entre dispositivos médicos e outros produtos”, acessido em 8 de Novembro de 2011, em:
http://www.infarmed.pt/portal/page/portal/INFARMED/DISPOSITIVOS_MEDICOS/CLASSIFICACAO_E_FRONTTEIRAS/CLASSIFICACAO_FRONTTEIRAS_INTRODUCAO.
- Legislação da UE (2012); “Marcação CE de conformidade”, acessido em 10 de Janeiro de 2012; em: http://europa.eu/legislation_summaries/other/l21013_pt.htm.
- Leitão, Cátia S. J. (2010). “Desenvolvimento de dispositivo de electroterapia para medicina física e reabilitação”. Tese de Doutoramento em Engenharia Biomédica, Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, Coimbra.
- NI (2012), “Placa de aquisição”, acessido em 12 de Janeiro de 2012, em: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/208789>.

- NI (2012), “*Slot USB Chassis*”, acessido em 12 de Janeiro de 2012, em: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/207535>.
- Norton, Robert L.; (2004), “*Projecto de máquinas: uma abordagem integrada*”, 2ª edição, Porto Alegre: Bookman; capítulos 1, 2 e 3.
- Okuno, Emico; Fratin, Luciano; (2003), “*Desvendando a física do corpo humano: biomecânica*”; São Paulo (Brasil): Manole; capítulos 1, 3 e 6.
- Ozkaya, Nihat; Margareta, Nordin; (1998), “*Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion and deformation*”; 2ª edição; Nova Iorque (EUA): Springer, capítulo 1.
- Pires, J. Norberto; (2007), “*Automação Industrial*”, Lisboa: Lidel; Capítulo 2.
- Silva, Arlindo; Ribeiro, Carlos Tavares; Dias, João; Sousa, Luís; (2004); “*Desenho Técnico Moderno*”; 8ª edição; Lisboa: Lidel; capítulos 1 e 2.
- Silva, Gustavo da; (2004) “*Instrumentação Industrial*”, Setúbal: Edição da Escola Superior de Tecnologia de Setúbal; capítulos 1, 2, 4 e 18.
- Silva, Lucas F. M. da; Gomes, J. F. Silva; (2010), “*Introdução à Resistência dos Materiais*”, Porto: Publindústria; capítulos 1 e 8.
- Smith, William F.; (1998), “*Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais*”, 3ª edição, Alfragide: McGraw-Hill; capítulos 1 e 6.
- Soares, Pinto; (2009) “*Aços – características, tratamentos*”, 6ª edição; capítulo 5 e anexos.
- Sousa, Andreia S. P. (2010). “*Controlo Postural e Marcha Humana: análise multifactorial*”. Monografia de programa doutoral em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto.
- Urquiza, Marcelle A. (2005). “*Desenvolvimento de uma plataforma de forças multiaxial para instrumentação biomédica*”. Tese de pós graduação em Engenharia Eléctrica, Faculdade de Engenharia Eléctrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- Valido, Aníbal; Silva, J. Duarte; (1997), “*Introdução à extensometria eléctrica de resistência*”, Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Superior de Tecnologia de Setúbal.
- Vetek (2012), “*Planar load cell 200kg*”, acessido em 12 de Janeiro de 2012, em: <http://www.vetek.com/Planar-load-cell-200kg/article>.

ANEXO A. FICHA TÉCNICA DAS CÉLULAS DE CARGA



CE RoHS

202WA PLANAR, ALUMINIUM

Equivalent to OIML R60 C3 pr NTEP1:5000 Class III, Single Cell

SPECIFICATIONS

RATED CAPACITY

Lb/Inches	C1	C2	C3	H1	H2	L1	L2	W1	W2	W3
12.5"18.75	0.18 DIA	0.18 DIA	-	0.10	-	2.50	1.25	2.50	2.09	1.25
25	0.18 DIA	0.18 DIA	-	0.13	-	2.50	1.25	2.50	2.09	1.25
37.5"50	0.18 DIA	0.18 DIA	-	0.16	-	2.50	1.25	2.50	2.09	1.25
100	0.18 DIA	0.18 DIA	-	0.25	-	2.50	1.25	2.50	2.09	1.25
200	0.18 DIA	0.18 DIA	0.20 DIA	0.31	0.14	2.50	1.25	2.50	2.09	1.25
240	0.18 DIA	0.18 DIA	0.29 DIA	0.31	0.12	2.50	1.25	2.50	2.09	1.25
kg/mm										
0.07"0.50	4.6 DIA	4.6 DIA	-	2.5	-	63.5	21.8	63.5	53.1	31.8
11.34	4.6 DIA	4.6 DIA	-	3.2	-	63.5	21.8	63.5	53.1	31.8
17.01"22.68	4.6 DIA	4.6 DIA	-	4.0	-	63.5	21.8	63.5	53.1	31.8
45.36	4.6 DIA	4.6 DIA	-	6.4	-	63.5	21.8	63.5	53.1	31.8
90.72	4.6 DIA	4.6 DIA	7.1 DIA	7.9	4.0	63.5	21.8	63.5	53.1	31.8
108.86	4.6 DIA	4.6 DIA	7.4 DIA	8.0	3.2	63.5	21.8	63.5	53.1	31.8

CABLE COLOR CODE

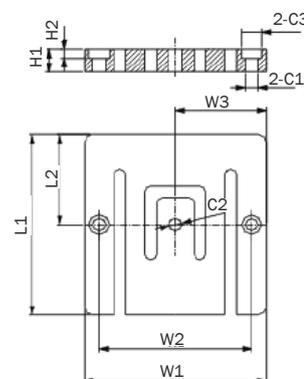
Red	+ Excitation	White	- Signal
Black	- Excitation	Bare	Shield
Green	+ Signal		

INTERCHANGEABLE PRODUCTS

MANUFACTURER	MODEL
Flintec	PBW

Full Scale Output:	0.8 m V/V
Bridge Resistance:	1000 Ω ,nominal
Material/Finish:	Aluminium
Temperature:	Compensated range 14°F to 104°F / -10°C to 40°C
Safe Overload:	300% Full scale
Rated Excitation:	10 VDC (15V maximum)
Non-linearity*:	<± 0.017%
Insulation Resistance:	>1 [50 VDC Ω
Hysteresis Error*:	<±0.017%
Seal Type:	Environmentally-sealed, IP65

* The date for deviation of linearity, repeatability, hysteresis error and temperature effect on sensitivity meets the requirements according to OIML R60 or NTEP1:5000 Class III, Single Cell



ANEXO B. FICHA TÉCNICA DAS PLACAS DE AQUISIÇÃO



Technical Sales
Portugal
210 311 210
portugal.sales@ni.com

NI 9219

24-Bit Universal Analog Input

- 250 Vrms channel-to-channel isolation
- Built-in quarter, half, and full-bridge support
- Built-in voltage and current excitation
- Thermocouple, RTD, resistance, voltage, and current measurements
- CJC per channel for accurate thermocouple measurement
- 100 S/s/ch simultaneous inputs (50S/s/ch for Thermocouple)



Overview

The National Instruments 9219 is a 4-channel universal C Series module designed for multipurpose testing in any NI CompactDAQ or CompactRIO chassis. With the NI 9219, you can measure several signals from sensors such as strain gages, RTDs, thermocouples, load cells, and other powered sensors. The channels are individually selectable, so you can perform a different measurement type on each of the four channels. Measurement ranges differ for each type of measurement and include up to ± 60 V for voltage and ± 25 mA for current. Please see the manual for detailed specifications and ranges.

Because of the driver design, the NI 9219 does not limit the overall speed of an NI CompactDAQ system when used with faster sampling modules.

With 250 Vrms of channel-to-channel isolation, the NI 9219 protects not only the surrounding modules, chassis, and connected computer system but also the other channels within the same module. In addition to increased safety, channel-to-channel isolation eliminates problems associated with ground loops.

The NI 9219 uses 6-position spring terminal connectors in each channel for direct signal connectivity. You can purchase additional connectors to reduce signal connection time for multiple test units. In addition to extra connectors, a strain relief kit is available to secure the signal wires.

Strain relief backshells for signal wire security and high-voltage protection (qty 4): NI 9972

Extra connectors for 6-position connector modules (qty 10): NI 9973

Specifications

Specifications Documents

- Specifications (2)
- Data Sheet

Specifications Summary

General

Product Name	NI 9219
Product Family	Industrial I/O
Form Factor	CompactDAQ , CompactRIO
Part Number	779781-01
Operating System/Target	Real-Time , Windows
Measurement Type	Resistance , Temperature , RTD , Bridge-based sensor , Thermocouple , Voltage , Current
Isolation Type	Ch-Ch Isolation
RoHS Compliant	Yes
Signal Conditioning	Current excitation , Cold-junction compensation , Voltage excitation , Bridge completion , 0-20 mA current input
Analog Input	
Channels	4 , 0
Single-Ended Channels	0
Differential Channels	4
Resolution	24 bits
Sample Rate	100 S/s
Max Voltage	60 V
Maximum Voltage Range	-60 V , 60 V
Maximum Voltage Range Accuracy	243 mV
Minimum Voltage Range	-0.125 V , 0.125 V
Minimum Voltage Range Accuracy	271 μ V
Maximum Current Range	-0.025 A , 0.025 A
Maximum Current Range Accuracy	152 μ A
Simultaneous Sampling	Yes
Excitation Voltage	2.5 V
Bridge Configurations	Quarter Bridge , Half Bridge , Full Bridge
Analog Output	
Channels	0
Digital I/O	
Bidirectional Channels	0
Input-Only Channels	0

Output-Only Channels	0
Number of Channels	0
Counter/Timers	
Counters	0
Physical Specifications	
Length	9 cm
Width	2.3 cm
I/O Connector	MINI-COMBICON, 3.81 mm (6-Position)
Minimum Operating Temperature	-40 °C
Maximum Operating Temperature	70 °C
Minimum Storage Temperature	-40 °C
Maximum Storage Temperature	70 °C
Timing/Triggering/Synchronization	
Triggers cDAQ Chassis	No

© 2011 National Instruments Corporation. All rights reserved.