

Agradecimentos.

O projeto apresentado só foi possível devido ao empenho dedicação e esforço de várias pessoas. O autor agradece:

Aos meus pais por tudo.

Ao orientador da Tese, Professor Doutor Luís Roseiro, com o seu empenho, dedicação e apoio total a este projeto. Pela disponibilidade do laboratório.

À minha esposa Eng^a Helena Botelho pela sua compreensão dedicação e pelo “primeiro” teste do protótipo.

A todos os professores do ISEC pela dedicação e disponibilidade total.

À colega de curso Sandra Perdigão por me ter ajudado na parte curricular.

Ao meu sobrinho, Mestre em Eng^a Mecânica António Xavier Botelho por me ter desafiado a frequentar o Mestrado em Engenharia Mecânica.

À instituição particular de solidariedade social - “Lar As Abelhinhas” – ao seu coordenador Sr. Rui, à assistente social Dr^a. Cidalina Marques, ao Sr. enfermeiro António e aos utentes pela colaboração no teste do protótipo.

Resumo.

Esta tese está enquadrada no âmbito da biomecânica de reabilitação, em particular na avaliação funcional da mão. Foi desenvolvido um dispositivo biomecânico que permite a quantificação da força preênsil da mão, característica importante para ajuda, tanto na avaliação clínica de limitações de funcionalidade da mão, como na avaliação da evolução em fase de reabilitação, podendo contribuir para o follow-up de cada etapa de recuperação do paciente.

O dispositivo desenvolvido é constituído por duas células de carga que trabalham à flexão, uma estrutura de suporte e uma unidade de aquisição e processamento de dados. Esta unidade foi desenvolvida e programada com um sistema Arduino, com display LCD e leitor *SD Card*, que permite uma calibração automática do sistema, recolha e armazenamento de dados, e fácil utilização e tornam o dispositivo compacto e económico.

O protótipo do dispositivo foi testado inicialmente em contexto de laboratório e posteriormente permitiu caracterizar a força de preensão numa população idosa, utente de uma IPSS. Os resultados obtidos demonstraram o elevado interesse do dispositivo, cuja portabilidade, simplicidade, gravação de dados, alimentação fornecida por um carregador de telemóvel, são argumentos de peso a considerar no contexto destes dispositivos. Todo o conjunto pode ser transportado numa pequena mala de mão.

Abstract.

This Master Thesis is in the context of rehabilitation biomechanics, particularly in the functional assessment of the hand. The developed biomechanical device allows the quantification of prehensile strength of the hand, an important feature for help the clinical evaluation of the patient, as for the assessment of the rehabilitation process, contributing to the follow-up of each recovery phase.

The developed device works with two bending load cells placed in a support structure and an unit for acquisition and processing of data. This unit was developed and programmed with an Arduino system with LCD display and SD card reader, which allows an automatic calibration of the system, data collection and storage, easy to use and make the device compact and economic.

The prototype device was initially tested in laboratory context and subsequently allowed to characterize the grip strength in na elderly population. The results showed the high interest of the device, whose portability, simplicity, data recording, powering through a mobile phone charger, are strong arguments to consider in the context of these devices. The whole set can be transported in a small handbag.

Índice.	Página:
Agradecimentos.	
Resumo.	<i>i</i>
Abstract.	<i>ii</i>
Capítulo I – Introdução.	
1 Enquadramento.	1.1
Referências Bibliográficas.	1.3
Capítulo II – Estado da Arte.	
2.1 Introdução.	2.1
2.2 Dispositivos de medição de força de prensão.	2.4
2.2.1 Dinamómetro hidráulico de Jamar.	2.5
2.2.2 Dinamómetro Camry.	2.6
2.2.3 Dinamómetro a mola Smedley	2.7
2.2.4 Dinamómetro tipo pera.	2.8
2.2.5 Dinamómetro Multicanal Computadorizado.	2.9
2.2.6 Dinamómetro de Lode.	2.10
2.2.7 Dinamómetro de Lafayette.	2.10
2.2.8 Dinamómetro Dynex.	2.11
2.2.9 Patentes.	2.12
2.3 Conclusão.	2.16
Referências Bibliográficas.	2.17
Capítulo III – Desenvolvimento do Protótipo	
3.1 Introdução.	3.1
3.2 Haste e sensores.	3.2
3.3 As células de carga.	3.6
3.4 A ponte Wheatstone.	3.9
3.5 O amplificador de instrumentação.	3.11
3.6 Primeiros testes.	3.12
3.6.1 Medidor A/D.	3.13
3.7 O <i>hardware</i> necessário / primeiros passos.	3.15
3.8 O primeiro programa.	3.17
3.9 O programa final.	3.20

3.9.1 Programa final INITS.	3.20
3.9.2 Programa final SETUP.	3.21
3.9.3 Programa final LOOP.	3.22
3.10 Conjunto final.	3.23
Referências Bibliográficas.	3.24
Capítulo IV – Teste do Protótipo.	
4 Introdução.	4.1
4.1 Teste no laboratório de mecânica aplicada – ISEC.	4.1
4.2 Teste com voluntário saudável.	4.2
4.3 Teste final – recolha de dados em população.	4.3
4.3.1 Protocolo de medição.	4.3
4.3.2 Caracterização da população.	4.4
4.3.3 Recolha dos dados e discussão.	4.4
4.3.4 Análise dos dados.	4.7
Capítulo V – Conclusão.	
5.1 Suma Final.	5.1
5.2 Trabalhos futuros.	5.2
Capítulo VI – Bibliografia.	
Anexo	
Teste ao protótipo numa IPSS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Diferentes tipos de mão nos primatas.	2.1
Figura 2.2 - Ossos que constituem uma mão.	2.2
Figura 2.3 - Músculos e tendões de uma mão.	2.3
Figura 2.4 - Dinamómetro hidráulico de Jamar.	2.5
Figura 2.5 - Manómetro de Bourdon.	2.6
Figura 2.6 - Dinamómetro Camry. Versão eletrónica.	2.6
Figura 2.7 - Dinamómetro a mola Smedley.	2.7
Figura 2.8 - Dinamómetro digital Smedley.	2.7
Figura 2.9 - Elemento medidor dinamómetro digital Smedley.	2.7
Figura 2.10 - Dinamómetro tipo pera.	2.8
Figura 2.11 - Dinamómetro multicanal digital.	2.9
Figura 2.12 - Dinamómetro multicanal digital. Diagrama de blocos funcionais.	2.9
Figura 2.13 - Dinamómetro Lode operado por uma criança.	2.10
Figura 2.14 - Dinamómetros e afins comercializados pela empresa Lafayette.	2.11
Figura 2.15 - Dinamómetro digital DynEx.	2.11
Figura 2.16 © Patente US2362589 A – Dinamómetro impacto com ponte Wheatstone.	2.12
Figura 2.17 © Patente US3037380 A – Dinamómetro axial.	2.13
Figura 2.18 © Patente US5163443 A – Teste para mão e antebraço.	2.13
Figura 2.19 © Patente US6948365 B2 – Dinamómetro mola p/ PC.	2.14
Figura 2.20 © Patente US20050092083 A1 – Dinamómetro de torque.	2.14
Figura 2.21 © Patente USD517436 S1 – Dinamómetro de Jamar.	2.15
Figura 2.22 © Patente US8240202 B2 – Dinamómetro cilíndrico 6 segmentos.	2.15
Figura 2.23 © Patente US8327715 B2 – Dinamómetro axial.	2.16
Figura 3.1- Haste, integrando sensores.	3.1
Figura 3.2 - Unidade de processamento.	3.1
Figura 3.3 - Sistema de bateria.	3.2
Figura 3.4 - Repetibilidade de precisão / exatidão.	3.2
Figura 3.5 - Célula de carga utilizada.	3.3
Figura 3.6 - Tamanho de uma mão segundo o <i>site sportbay.com</i> .	3.3
Figura 3.7 - Haste estrutura base.	3.4
Tabela 3.8 - Características mecânicas da liga de alumínio da barra.	3.4

Figura 3.9 - Modelo de elementos finitos da haste de suporte.	3.5
Figura 3.10 - Distribuição das tensões de von Mises na haste de suporte.	3.5
Figura 3.11 - Tensões normais na direção do eixo da haste, na sua seção central.	3.5
Figura 3.12 - Distribuição dos deslocamentos resultantes na haste de suporte.	3.6
Figura 3.13 - Célula de carga modelo 3133_0 - Phidgets.	3.7
Figura 3.14 - Modelo de elementos finitos da célula de carga.	3.7
Figura 3.15 - Deslocamentos resultantes e tensões de von Mises na estrutura da célula de carga.	3.8
Figura 3.16 - Estudo de deformação numa célula de carga.	3.8
Figura 3.17 - Estrutura da ponte de Wheatstone.	3.9
Figura 3.18 - Estrutura ponte Wheatstone $\frac{1}{4}$ ponte $\frac{1}{2}$ ponte e ponte completa.	3.9
Figura 3.19 - Estrutura ponte Wheatstone ponte completa, orientação dos extensómetros	3.10
Figura 3.20 - A ponte Wheatstone na célula de carga e locais adequados.	3.11
Figura 3.21 - Estrutura interna do INA118.	3.12
Figura 3.22 - Protótipo do sistema de aquisição dados 6 canais.	3.13
Figura 3.23 - Valores A/D Zeros das células.	3.14
Figura 3.24 - Valores A/D <i>fim de escala</i> das células.	3.14
Figura 3.25 - Calibração das células versão 50 Newton.	3.14
Figura 3.26 - Variação 24 horas de 2 células de 50 N à carga de 10 30 e 50 N.	3.15
Figura 3.27 - O LCD 2x16 utilizado inicialmente e o gráfico que se optou em seguida.	3.15
Figura 3.28 - As etapas para desenhar um gráfico.	3.16
Figura 3.29 - Aspeto gráfico final das 3 barras gráficas.	3.16
Figura 3.30 - Aspeto gráfico com apresentação ao longo do tempo.	3.17
Figura 3.31 - Arduíno Mega 256.	3.17
Figura 3.32 - DS1307 RTCC Relógio em tempo real.	3.18
Figura 3.33 - Placa intermédia.	3.18
Figura 3.34 - Organigrama de um programa.	3.20
Figura 3.35 - Inicialização do programa.	3.21
Figura 3.36 - Configurações do programa.	3.21
Figura 3.37 - Parte LOOP do programa.	3.22
Figura 3.38 - Caixa em alumínio do conjunto proposto.	3.23

Figura 4.1 - Visualização no LCD do crescente das forças aplicadas.	4.1
Figura 4.2 - Correspondente visualização gráfica do ficheiro gerado.	4.2
Figura 4.3 - Visualização do teste em voluntário saudável no LCD.	4.2
Figura 4.4 - Visualização do “primeiro” teste no LCD.	4.3
Figura 4.5 - Gráficos típicos para ilustração aos voluntários.	4.3
Figura 4.6 - Distribuição de idades pelos utentes.	4.4
Figura 4.7 - Distribuição da maior força da melhor mão.	4.4
Figura 4.8 - Distribuição de melhor força para o exercício 1.	4.5
Figura 4.9 - Distribuição da força máxima - exercício 2.	4.5
Figura 4.10 - Número de repetições para o exercício 1.	4.6
Figura 4.11 - “Rampas” de subida do exercício 2.	4.6
Figura 4.12 - Valores máximos esquerda + direita.	4.7
Figura 4.13 - Valores médios esquerda + direita.	4.7

1 – Enquadramento.

A capacidade de preensão não é um simples ato de agarrar um objeto. É sim um conjunto coordenado de ações com um propósito bem definido. Este tipo de ações varia de acordo com vários fatores. Por exemplo, o modo como se agarra um ovo é diferente do modo como se agarra um parafuso. Também diferente é a maneira de executar uma mesma operação. Pessoas diferentes abrem a mesma porta de modo diferente. Basta o facto de haver pessoas que são dextros (latim *dexter* significa direita) e outras canhotos, [1.1]. A maioria são dextros (entre 70% a 95%) o restante (5% a 30%) utilizam a parte esquerda. Este autor [1.1] sugere a existência de diferentes “habilidades” entre esquerdo vs direito, com por exemplo diferenças na fala, no temperamento, entre outros, que conduzem a diferentes comportamentos biomecânicos para a mesma tarefa.

A sociedade também responde a este facto. É comum se encontrar nas prateleiras de supermercado dispositivos pensados nas pessoas dextros. Tome-se como exemplo o “rato” para computador. Na década de 80, com aparecimento dos computadores, o rato era projetado para ser operado pela mão direita. Contudo, hoje é possível identificar ratos específicos para serem operados com a mão esquerda, assim como outros dispositivos.

De facto, a mão tem funções que podem ser ligadas à expressividade, à habilidade e capacidade em realizar tarefas, ao sentido do tato, entre outras, determinantes e indispensáveis no quotidiano. A mão funciona como um elo entre os seres humanos e aquilo que os rodeia. Tipicamente os movimentos de preensão podem ser divididos em dois grupos: preensão do tipo pinça - habilidade em segurar os objetos entre o polegar e o indicador, sendo conhecida por motricidade fina, e preensão global, quando toda a mão é usada na preensão.

Se por um lado as diferenças associadas ao modo como se utiliza a mão têm a ver com a matriz genética de cada humano, por outro lado tanto o envelhecimento como a ocorrência de acidentes ou patologias degenerativas podem influenciar a capacidade de preensão. Por exemplo, uma das ocorrências mais graves que condicionam o uso da mão é o Acidente Vascular Cerebral (AVC) [1.2]. No entanto, outros tipos de acidentes também conduzem à perda de capacidade de preensão.

Tanto na avaliação e diagnóstico médico, como em etapas de reabilitação físico-motora associadas a patologias da mão, a quantificação da força de preensão pode ser determinante na recuperação do paciente. Assim, o projeto cujo desenvolvimento se apresenta nesta tese tem o seu enquadramento e motivação no âmbito dos dispositivos biomecânicos para avaliação e quantificação da força de preensão global.

O dispositivo desenvolvido permite, entre outros, avaliar a “força da mão” [1.2 p.42] como “*Critério de diagnóstico para definição das complicações médicas pos-AVCi, que não as infecciosas*”. Outra aplicação interessante do dispositivo pode passar por mensurar “*a força de aperto de mão (FAM), um indicador de subnutrição*” [2.3]. Um estudo conduzido por pesquisadores portugueses num hospital universitário refere o facto de a admissão de pacientes mais debilitados (no estudo nos dois quartis de FAM mais baixo) conduzir a uma aumento em 17,5% e 21,4% das hospitalizações, que se traduz num aumento custos por paciente. Ainda

nesse estudo, e citando “a FAM é um método barato, não invasivo, fácil de usar e que tem potencial clínico para prever os custos de hospitalização”.

O estudo feito por Patrícia Garcia *et al* [1.4] num grupo de idosos conclui que “Existe associação entre a função muscular de MMII (muscular de membros inferiores), FPP (força de preensão palmar) e VMM (velocidade de marcha máxima): esses parâmetros diminuem com o envelhecimento, e a FPP pode prever a redução de função muscular de MMII em idosos.”

Estes são apenas alguns dos exemplos que permitem enquadrar a importância do dispositivo desenvolvido, e que descreve neste trabalho.

Referências Bibliográficas.

[1.1] – Holder M.K. *Why are more people right handed?* Novembro 1, 2001. Disponível em www.scientificamerican.com/article/why-are-more-people-right/ Acedido em Setembro de 2015.

[1.2] – Soares M. I. *Acidente Vascular Cerebral isquémico, Complicações infecciosas segundo o volume e a localização de Enfarte*, Dissertação de mestrado, Universidade Beira Interior – Ciências da Saúde, Covilhã. Maio, 2011. Acedido em Setembro de 2015.

[1.3] – Tesser A. *Força de aperto de mão é preditora de custo hospitalar*. Outubro 9, 2015. Artigo do blog nutritotal.com.br disponível em: http://www.nutritotal.com.br/notas_noticias/?acao=bu&id=770 Acedido em Outubro de 2015.

[1.4] Patrícia A. Garcia, João M. D. Dias, Rosângela C. Dias, Priscilla Santos,; Camila C. Zampa, Patrícia A., *Estudo da relação entre função muscular, mobilidade funcional e nível de atividade física em idosos comunitários* in Rev. Bras. fisioter. vol.15 no.1 São Carlos Jan./Feb. 2011. Acedido em Outubro de 2015.

Capítulo 2 – Estado da arte.

2.1 Introdução.

O ser humano pertencente à categoria dos primatas [2.1], que se podem dividir em Símios e Homínios. Os primatas têm toda uma estrutura semelhante: Face estreita, membros posteriores destinados à locomoção e membros anteriores que permitem a locomoção, mas podem desempenhar outras funções mais finas. De facto, se alguns primatas mantêm a locomoção quadrúpede, onde os membros anteriores servem também para locomoção, outros evoluíram para uma postura bípede, com os membros anteriores em funções mais dedicadas. A evolução data de muitos anos atrás e permitiu que alguns primatas adotassem a postura mais ereta e por consequência desenvolverem a mão de maneira a poderem efetuar outras operações [2.2]. A figura 2.1 [2.2] ilustra os diferentes tipos da mão nos primatas.



Figura 2.1 - Diferentes tipos de mão nos primatas.

“Nossas mãos são perfeitas para manipular, agarrar coisas, sem similar na natureza. Apesar de primatas possuírem polegares, os nossos são diferentes, mais longos, e com uma estrutura que permite que nosso polegar possa tocar todos os outros dedos. Nossas falanges são retas,

ao passo que as de primatas são meio encurvadas, o que facilita que se pendurem de galho em galho com menos esforço” [2.2].

A grande quantidade de ossos da mão, num total de 27, associada aos tendões e músculos, é responsável por toda esta versatilidade. Esta constituição genética contribui para que este membro do nosso corpo possa agir de forma como age, a fim de nos ajudar nas variadas tarefas do dia-a-dia. A mão pode ser dividida em três partes: o carpo, o metacarpo e os dedos. É graças a este conjunto de ossos e articulações que se tem grande facilidade para fazer diversos trabalhos, sempre com muita precisão, o que nos difere grandemente das outras espécies.

O corpo humano, ao todo, é formado por 206 ossos, sendo que metade integra os pés e as mãos. Na mão podem-se distinguir três grupos de ossos: oito no carpo, cinco no metacarpo e 14 falanges, que são pequenos ossos sesamoides. As falanges podem-se dividir em distais, médias e proximais, sendo que as proximais são mais longas que as distais, assim as do dedo polegar apresentam-se mais largas e curtas. Além disso, existem ossos menores que completam a formação óssea das mãos [2.3]. Observe-se a figura 2.2 [2.3].

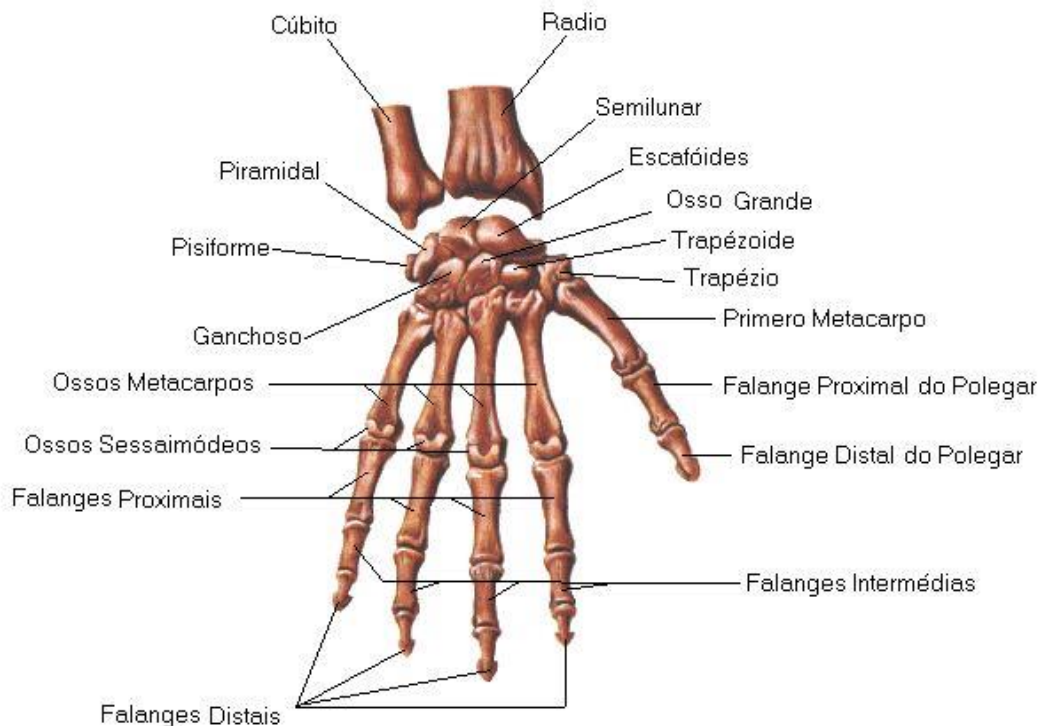


Figura 2.2 - Ossos que constituem uma mão.

A união entre os ossos designa-se por articulação. As extremidades são protegidas por cartilagens que, por sua vez, estão envolvidas por uma membrana fina e escorregadia que garante a lubrificação natural da articulação.

Os músculos da mão estão divididos em 3 grupos [2.5]:

Músculos tenares da mão (4): oponente do polegar, adutor curto do polegar, flexor curto do polegar (cabeça superficial e cabeça profunda), adutor do polegar (cabeça oblíqua e cabeça transversa).

Músculos hipotenares da mão (3): adutor do mínimo, flexor curto do dedo mínimo, oponente do dedo mínimo.

Músculos curtos da mão (2): lumbricais e interósseos (palmares e dorsais).

Como se observa na figura 2.3 [2.4] a diversidade dos músculos e tendões permite a execução de operações complexas.

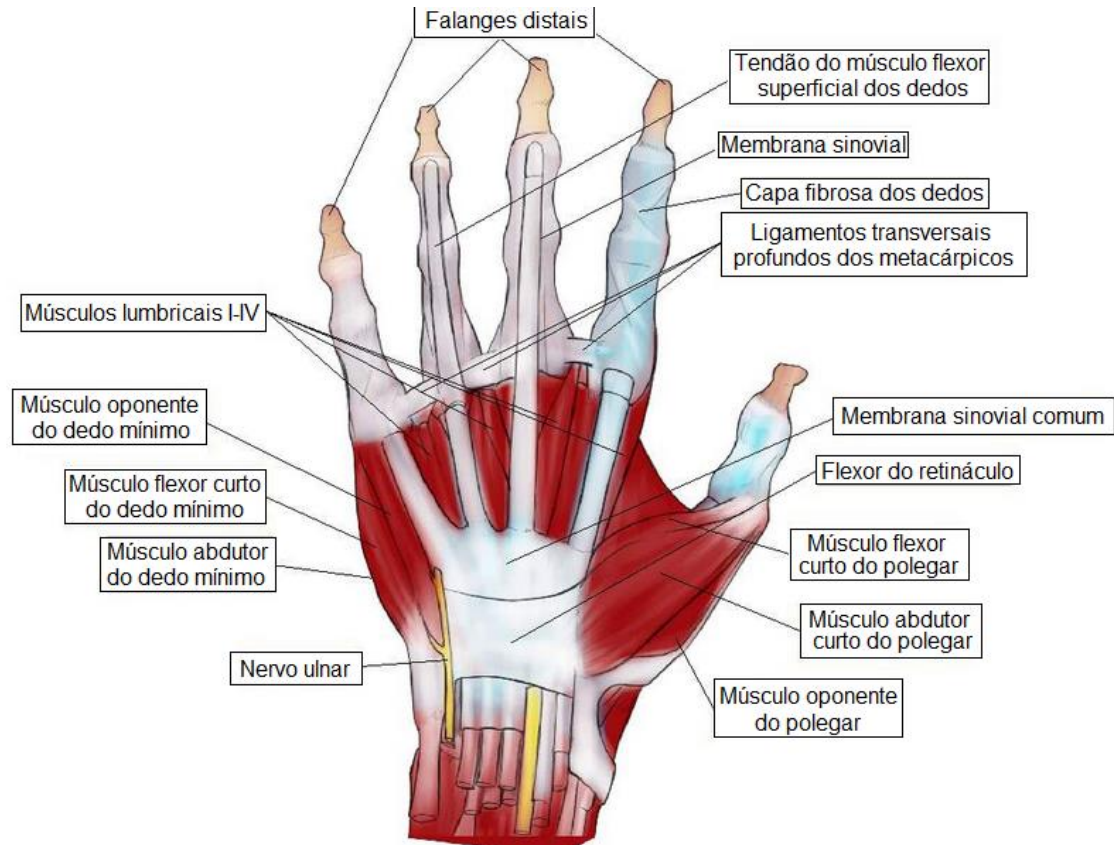


Figura 2.3 - Músculos e tendões de uma mão.

É toda a interação entre os tecidos duros (ossos) e os tecidos moles (músculos, massa envolvente e pele) que garante a capacidade para realizar tarefas, com elevado grau de liberdade de movimento. Se a liberdade dos movimentos assume importância, também a capacidade de preensão desempenha um papel muito importante. Esta repercute-se em vários aspetos: a rapidez de resposta a atingir os níveis de força máxima; a capacidade em os manter; as oscilações involuntárias (designadas por tremura); a (não) simetria entre as diferentes regiões da mão. Para se avaliar a força e as variáveis anteriormente descritas existem no mercado diferentes soluções comerciais, cuja descrição se apresenta na próxima seção.

2.2 Dispositivos de medição de força de preensão.

Os aparelhos destinados à quantificação da força de preensão permitem avaliar objetivamente a força exercida na mão, obtida a partir de gesto de agarrar um objeto. Existem diferentes métodos para medir a força de preensão manual, e uma vasta gama de equipamento está disponível comercialmente.

O primeiro dinamómetro, o dinamómetro Régnier, foi inventado e construído por Edme Régnier (Régnier, 1807). Desde então têm surgido muitos modelos diferentes de dinamómetro que têm sido utilizados. A vasta gama de dispositivos disponíveis para medir a força de preensão manual variam essencialmente de acordo com a qualidade e com o *design* do dispositivo, bem como com os protocolos de ensaio utilizados e como estes são aplicados pelo utilizador. Um bom dinamómetro deve ser agradável ao toque, confortável e possuir um tamanho adequado que possa ser ajustado de acordo com a mão.

Os dinamómetros podem ser de base analógica ou digital. Os modelos digitais têm, à partida, melhor precisão nos resultados relativamente aos de leitura a partir de uma escala linear, podendo-se gravar resultados automaticamente para análise posterior. Existem diferentes formas de medição nos dinamómetros, sendo os principais: pneumáticos, hidráulicos (por exemplo, Jamar), mecânicos (por exemplo Smedley) e piezoelétricos. Nas subsecções seguintes abordam-se os diferentes tipos de dinamómetro, bem como o seu princípio de funcionamento básico [2.6].

2.2.1 Dinamômetro hidráulico de Jamar.

O Dinamômetro de Pega tipo Jamar é um instrumento para medir a força máxima axial dos músculos da mão em apoio com a zona da palma / punho. Este modelo de dinamômetro foi introduzido em 1954 (Bechtol, 1954), baseia-se num sistema hidráulico selado com espaçamentos de mão ajustáveis que mede a força de preensão manual em libras por polegada quadrada (PSI) [2.6] [2.7].

Um pistão colocado num cilindro “empurra” o sistema hidráulico de modo a que se faça repercutir num medidor com escala conveniente. Figura 2.4 [2.6].

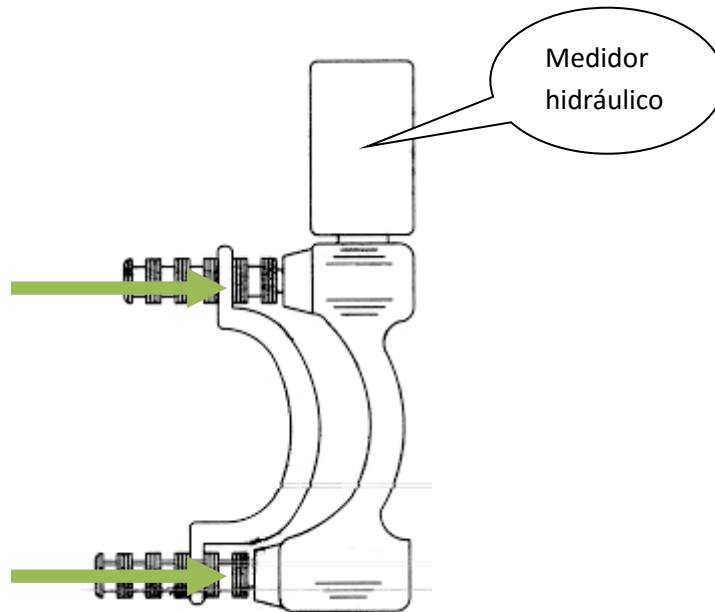


Figura 2.4 - Dinamômetro hidráulico de Jamar.

A pressão medida no medidor hidráulico tem que estar de acordo com a força aplicada e com a área do respetivo pistão. Assim temos que $F = P \times A$, sendo F a força aplicada e que se quer medir, A é a área do pistão, e P a pressão a ser medida, a resultante da força.

A empresa Patterson Medical Holdings, Inc., comercializa este dinamômetro, utilizando algumas variações, disponibilizando na sua página da internet algumas informações relativo ao seu manejo, cuidados e calibração.

2.2.2 Dinamômetro Camry.

O Dinamômetro Camry é um instrumento para medir a força máxima axial dos músculos da mão e do antebraço. Existe em duas versões, mecânica e eletrônica.

A variante mecânica utiliza um medidor de mola em espiral para medir a força aplicada na pega, ao passo que a eletrônica usa um transdutor piezoelétrico. A versão mecânica baseia-se no manômetro de Bourdon [2.8], figura 2.5, que através da mola em espiral transpõe numa escala graduada a força aplicada. A versão eletrônica tem (figura 2.6) uma estrutura em ABS, tal como se observa na figura 2.6. Regista automaticamente a força máxima e permite medir a força de prensão axial até 900 N com sensibilidade de 1 N. Tem aperto ajustável de vários tamanhos para adaptar-se a diferentes tamanhos de mão. O mostrador digital LCD mostra os dados, que podem ser guardados até 19 medições. Requer 2 pilhas na versão digital [2.9].

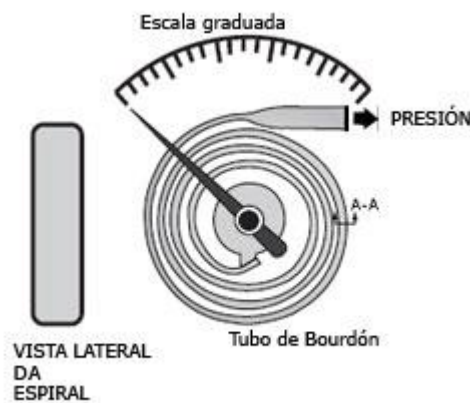


Figura 2.5 - Manômetro de Bourdon.



Figura 2.6 - Dinamômetro Camry. Versão eletrônica.

2.2.3 Dinamómetro a mola Smedley

O dinamómetro Smedley de aperto da mão usa uma mola para medir a força máxima isométrica dos músculos da mão e do antebraço com capacidade de até 1000 N [2.10]. Tem funcionamento e ajuste simples, sendo uma derivação do típico dinamómetro de balança, tal como se observa na figura 2.7 [2.6]. A versão digital, que se mostra na figura 2.8 mede até 900 N e recorre a um divisor de corrente – potenciômetro – acoplado a uma mola, conforme mostrado na figura 2.9.



Figura 2.7 - Dinamómetro a mola Smedley.



Figura 2.8 - Dinamómetro digital Smedley.

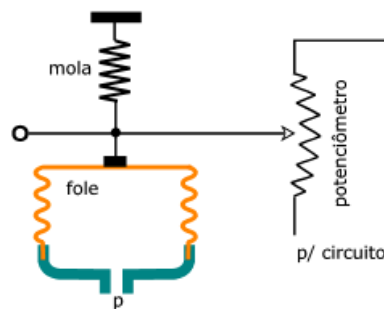


Figura 2.9 - Elemento medidor dinamómetro digital Smedley.

2.2.4 Dinamómetro tipo pera.

Este dinamómetro baseia-se nos medidores de pressão arterial de mercúrio. Ao se apertar o balão em forma de pera esta vai empurrar o “mercúrio”, que através de um transdutor mecânico apresenta visualmente numa escala o valor da medição. Na figura 2.10 [2.11] observa-se este dinamómetro. É um dispositivo bastante portátil devido ao seu tamanho reduzido. Tem um agradável toque, é fiável, no entanto a precisão é menor que os anteriores. Tem uma utilização muito fácil e intuitiva, sendo útil em medições simples [2.6]. Permite efetuar a medição de aperto total do que o perímetro da mão alcança. É comercializado por vários fabricantes, sendo bastante generalizado é proposto por um preço muito competitivo, por volta dos 50 euros [2.11].



Figura 2.10 - Dinamómetro tipo pera.

2.2.5 Dinamómetro Multicanal Computadorizado.

Um dinamómetro multicanal informatizado é proposto por Abbas Meamarbashi. É uma unidade precisa, que permite a execução de diferentes tipos de testes onde se pode incluir a força de prensão. O sistema pode ser usado numa ampla gama de aplicações em que o equilíbrio da força muscular é crucial, tal como levantamento de pesos, ginástica, etc. Tem 4 canais para conectar 4 sensores e pode medir simultaneamente várias forças. Os dados podem ser registados *off-line* ou através de uma porta USB para um PC. Na figura 2.11 [2.12] visualiza-se o dispositivo bem como o *layout* do *software*.

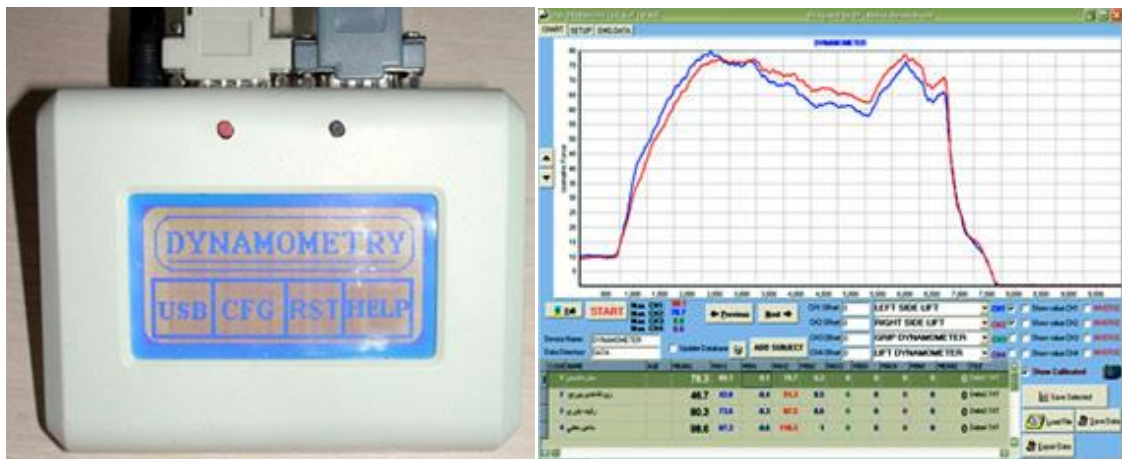


Figura 2.11 - Dinamómetro multicanal digital. Lado esquerdo dispositivo, lado direito layout do *software*.

O sistema inclui *software* que permite o registo e calibração até 10 sensores, registo de todos os dados, exibição de gráficos de força e exportação de dado em vários formatos. Na figura 2.12 observa-se o diagrama de blocos funcionais [2.12].



Figura 2.12 - Dinamómetro multicanal digital. Diagrama de blocos funcionais.

2.2.6 Dinamómetro de Lode.

A empresa Lode comercializa vários equipamentos, no entanto não disponibiliza informação detalhada sobre os mesmos. O dinamómetro Lode está ligado a um amplificador de instrumentação que afixa os valores no LCD. Também pode ser ligado a um computador através de cabo e *software* específicos, permitindo criar uma base de dados dos registos efetuados aos diferentes pacientes, tal como se verifica na figura 2.13 [2.13]. Este sistema é capaz de memorizar alguns valores, onde se inclui a força máxima.



Figura 2.13 - Dinamómetro Lode operado por uma criança.

Molenaar [2.13] tomou por base este dinamómetro, e com um grupo de 225 crianças entre os 4 e os 12 anos efetuou um estudo sobre a força preênsil.

2.2.7 Dinamómetro de Lafayette.

O “*Manual Muscle Test*” (MMT) - sistema Lafayette - é um dispositivo de mão ergonómico, que permite quantificar objetivamente a força muscular. Pertence à marca norte-americana Lafayette. O ensaio clínico é realizado com a aplicação de força ao membro de um paciente. O objetivo do teste é que o paciente consiga atingir um determinado patamar de força. O MMT regista a força máxima e o tempo necessário para atingir o patamar que for definido, fornecendo leituras de força muscular fiáveis, precisas e estáveis que estejam em conformidade com a maioria dos protocolos de testes musculares manuais.

O MMT também dispõe de uma ampla gama de opções personalizáveis para armazenamento de dados, com tempos de teste e patamares de força pré-definidos. Tem também uma vasta gama de formatos [2.14], que se apresentam na figura 2.14.



Figura 2.14 - Dinamômetros comercializados pela empresa Lafayette.

2.2.8 Dinamômetro Dynex.

A empresa do ramo eletrônico Dynex apresenta uma solução comercial onde inclui um visor LCD monocromático alfanumérico. Tem estrutura de plástico e uma modularidade que contribui para que seja um dispositivo acessível aos pacientes debilitados e com patologias ao nível cognitivo. A empresa Akern (www.akern.com) comercializa este dispositivo [2.15].

A tecnologia digital DynEx permite armazenar os dados. O *software* interno oferece a possibilidade de processar estatisticamente as medições registradas em tempo real e visualização dos valores médios, desvio padrão e variância. Uma avaliação da força contrátil dos músculos flexores da mão usando o DynEx de mão pode ser usado, segundo o fabricante e citando, para a criação de um tratamento de reabilitação; para avaliar o estado nutricional; para o estabelecimento de um índice de risco de mortalidade em pacientes com doenças agudas; como fator prognóstico para a progressão de doenças com alto impacto metabólico; como um indicador da força muscular geral. Na figura 2.15 [2.15] observa-se um exemplar DynEx.



Figura 2.15 - Dinamômetro digital DynEx.

2.2.9 Patentes.

Um dos objetivos deste projeto passa por desenvolver um dispositivo que não colida com eventuais patentes existentes. Torna-se assim importante proceder a uma pesquisa deste tipo de dispositivos nas bases de dados de patentes, em particular no Google Patents, EPO – European Patents Organization e WIPO – World International Property Organization. Verificou-se que os dinamómetros existem há mais de meio século, bem como as respetivas patentes dos vários modelos e soluções encontradas.

Da pesquisa efetuada escolheram-se 8 exemplos que têm como critério a sua originalidade e disponibilização no mercado. Existe uma diversidade grande de patentes e soluções registadas nesta área, que se opta por não apresentar. De seguida, apresentam-se as patentes tidas como mais importantes.

Patente US2362589

Em 1944 foi registada uma patente baseada na utilização de uma ponte de Wheatstone para medir o impacto de um martelo num determinado dispositivo. O elemento sensor, em ponte, é ligado a um elemento de amplificação e registo. O dispositivo de impacto bem como o dispositivo de medição pode ser observado na figura 2.16.

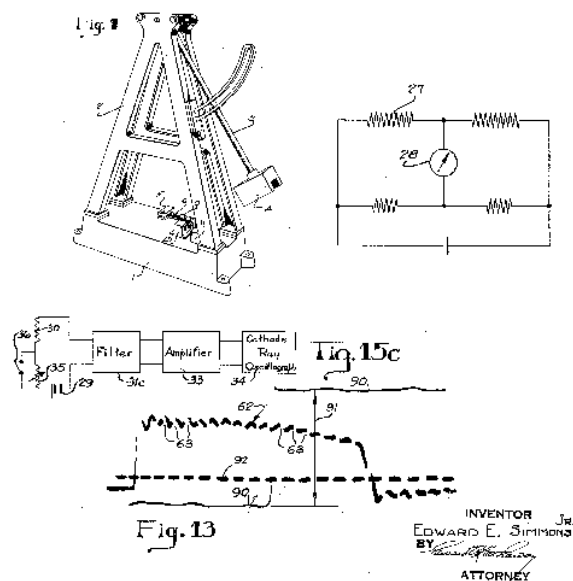


Figura 2.16 © Patente US2362589 A - Dinamómetro impacto com ponte Wheatstone.

Patente US3037380 A

Esta patente, publicada a 5 de Junho de 1962, baseia a medição de força a partir de um conjunto constituído por uma haste e dois pinos. Em termos práticos é registada a força axial (Figura 2.17).

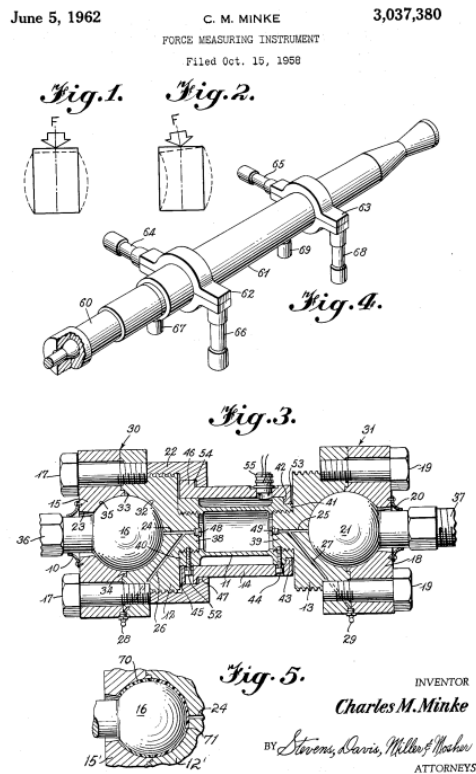


Figura 2.17 © Patente US3037380 A - Dinamômetro axial.

Patente US5163443 A

Esta patente tem data de publicação em 17 de Novembro de 1992 e foi desenvolvida na University Of Michigan, Gmi Engineering And Management Institute. O dispositivo é designado na patente por “**System for testing hand, wrist, and forearm strength**”, visando medir não só a força da mão mas também a do antebraço. Esta aplicação é mostrada na figura 2.18.

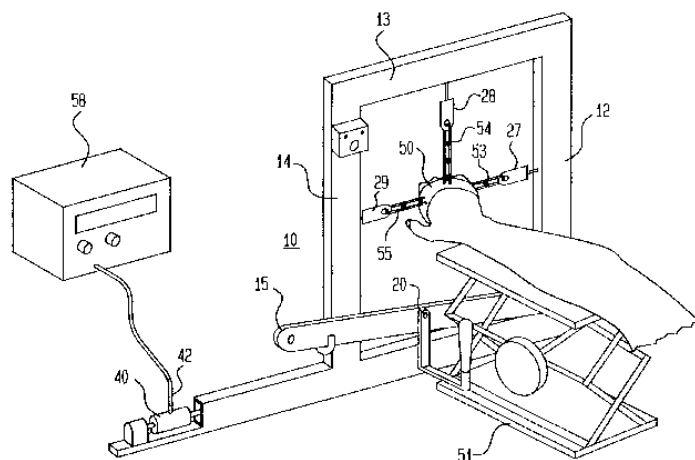


Figura 2.18 © Patente US5163443 A - Teste para mão e antebraço.

Patente **US6948365 B2**

Esta patente, publicada em 27 Setembro 2005, consiste num dinamómetro de aperto em mola que através de um transdutor permite o registo dos dados em PC, tal como se mostra na Figura 2.19.

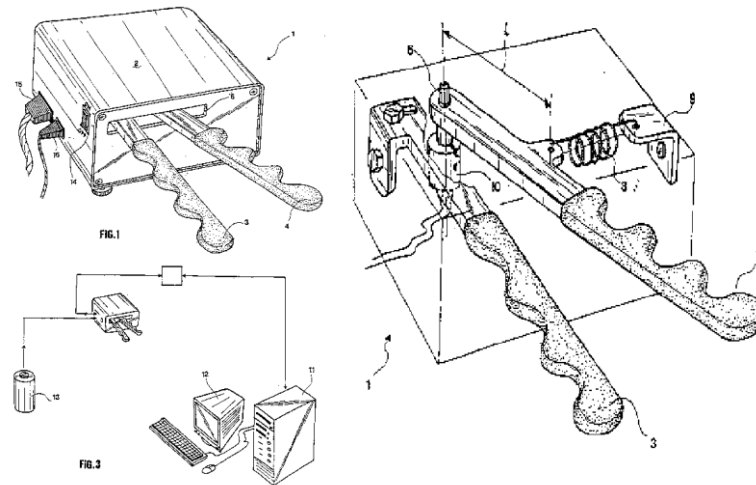


Figura 2.19 © Patente US6948365 B2 - Dinamómetro mola p/ PC.

Patente **US20050092083 A1**

O instituto *Allegheny-Singer Research Institute* registou esta patente em 2005. Este dispositivo permite medir a força associada à rotação da mão (binário), sendo apresentadas na Figura 2.20 as imagens de suporte da patente.

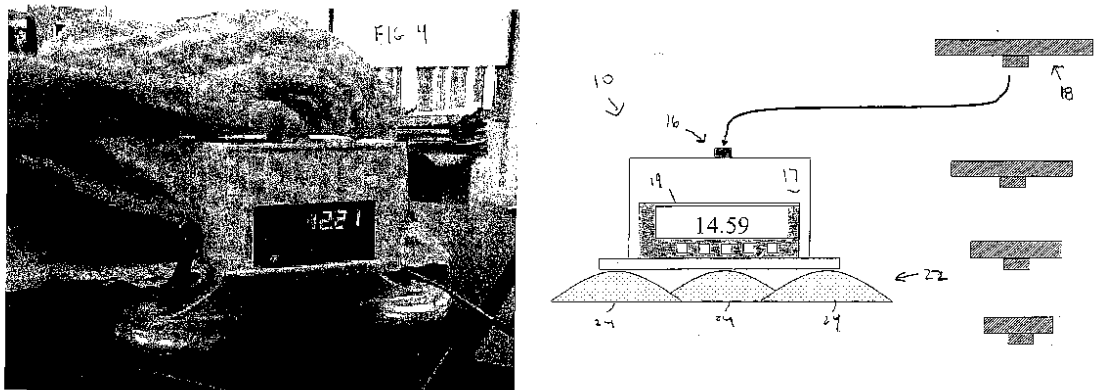


Figura 2.20 © Patente US20050092083 A1 - Dinamómetro de torque.

Patente **USD517436 S1**

Esta patente é referente ao dinamómetro de Jamar, e foi (re)publicada em 2006. A Figura 2.21 mostra a sua figura de suporte.

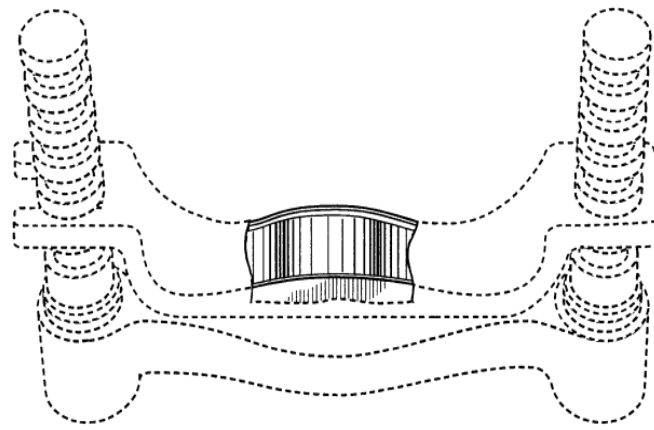


Figura 2.21 © Patente USD517436 S1 – Dinamómetro de Jamar.

Patente **US8240202 B2**

Esta patente, de 2010, regista um dispositivo com uma forma cilíndrica, dividido em 6 segmentos triangulares. Quando é exercida força, cada segmento funciona como uma viga, que com a colocação de extensómetro funciona como célula de carga. A deformação conjunta dos 6 segmentos é transposta para força. A Figura 2.22 ilustra esta patente.

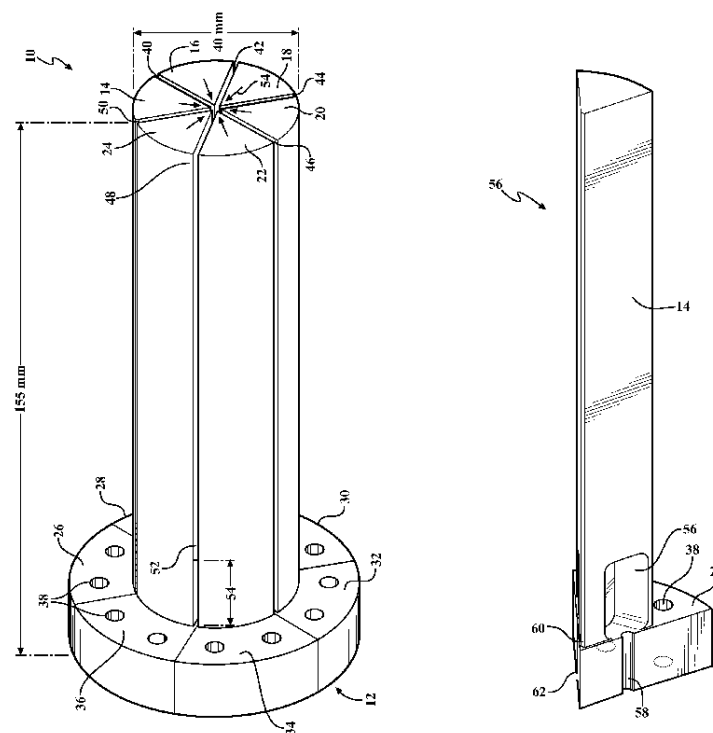


Figura 2.22 © Patente US8240202 B2 - Dinamómetro cilíndrico 6 segmentos.

Patente **US8327715 B2**

Patente publicada em 2012, consiste num dinamómetro axial, em que duas secções ao deslocarem-se induzem no transdutor (130 da figura 2.23) um movimento alterando a sua

forma. Este sinal é tratado pelo condicionador de sinal (240 da figura 2.23) e convertido em força.

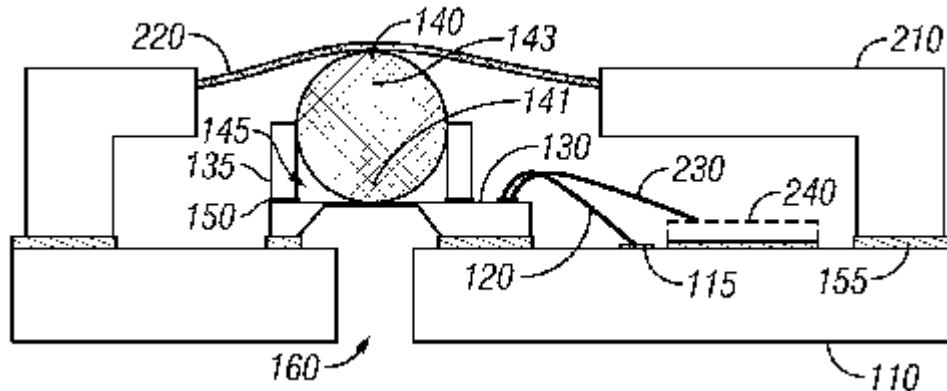


Figura 2.23 © Patente US8327715 B2 – Dinamômetro axial.

2.3 Conclusão

Da pesquisa efetuada diversas conclusões se podem retirar. Estes dispositivos existentes no mercado estão divididos em duas classes: os mecânicos e os eletrônicos. Para os mecânicos os custos estão na ordem da centena de euros. Já os digitais podem atingir o milhar de euros.

Os sistemas mecânicos são mais fáceis de operar mas não permitem a gravação de dados e requerem manutenção e aferição regular. Com a massificação das novas tecnologias da informação e comunicação os aparelhos analógicos estagnaram no tempo. Por sua vez os aparelhos digitais aproveitam esta “onda” e conseguem fazer medições mais avançadas, tratar os dados e retirar conclusões mais avançadas. É neste enquadramento que se inserem os dispositivos digitais garantem melhor resolução e permitem o registo dos dados.

Refira-se que a informação disponibilizada pelos fabricantes é muito escassa, sendo fácil encontrar o preço a partir de representantes e distribuidores, mas por outro lado as características técnicas não são divulgadas o que dificulta a caracterização.

Apesar de existir bastante oferta neste domínio, é entendimento que é possível desenvolver soluções e dispositivos com inovação para os objetivos pretendidos. Por exemplo, de todos os dispositivos identificados nenhum apresenta características de *biofeedback* para utilização na reabilitação da mão.

Referências Bibliográficas

[2.1] Pt.Wikipédia.org – **Primatas** s/d. Disponível em

<https://pt.wikipedia.org/wiki/Primatas>

Acedido em Maio de 2015.

[2.2] WoprdPress.com - **Diferenças entre humanos e primatas**, janeiro 12, 2014.

Disponível em : <https://defendendooteismo.wordpress.com/2014/01/12/dhp/>

Acedido em Maio de 2015.

[2.3] Belasdicas.com - **Conheça os ossos da mão e saiba seus nomes**, © 2014.

<http://www.belasdicas.com/ossos-da-mao/>

Acedido em Maio de 2015.

[2.4] MATOS, Susana, **Anatomia da mão e do pé**, artigo de blog, Setembro 09, 2014

Disponível em <http://belezanaturalmentesaudavel.com/anatomia-da-mao-e-do-pe/>

Acedido em Maio de 2015.

[2.5] HENRIQUES Daniel, Anatomia: **Músculos da mão**, Novembro 13, 2011. Disponível em: <http://medicinaemminhavidablogspot.pt/2011/11/anatomia-musculos-da-mao.html>

Acedido em Maio de 2015.

[2.6]Topendsports.com - **Handgrip Dynamometers**, s/d. Disponível em:

<http://www.topendsports.com/testing/products/grip-dynamometer/index.htm>

Acedido em Abril de 2015

[2.7] Pattersonmedical.com s/d. Patterson Medical Holdings, Inc. ©. Disponível em

http://www.pattersonmedical.com/app.aspx?cmd=getProduct&key=IF_921002866

Acedido em Maio de 2015.

[2.8] SINHA Sayontan, **Transductores (I) de Medida de Presión** Julho 01, 2010.

Disponível em: <http://liosonet.net/?p=579>

Acedido em Abril de 2015.

[2.9] Camry.portuguese.globalmarket.com. Disponível em:

<http://camry.portuguese.globalmarket.com/products/details/camry-electronic-hand-dynamometer-scale-3052538.html>

Acedido em Maio de 2015.

[2.10] Fabricationenterprises s/d. **Spring Hand Dynamometer**. Versão PDF disponível para download em: <https://www.3bscientific.com/product-manual/W54653.pdf>

Acedido em Maio de 2015.

[2.11] isokineticsinc.com s/d. Disponível em:

http://www.isokineticsinc.com/category/candodynamometer/product/ca_12-0290-ca_12-0293

Acedido em Maio de 2015

[2.12] topendsports.com s/d. **Multichannel Computerized Strength Dynamometer**.

Disponível em: <http://www.topendsports.com/testing/products/grip-dynamometer/mcs.htm>

Acedido em Maio de 2015

[2.13] Molenaar H.M. **Growth Diagrams for Grip Strength in Children**. Abril 24, 2009.

Disponível para download em:

http://www.researchgate.net/publication/24443198_Growth_Diagrams_for_Grip_Strength_in_Children

Acedido em Junho de 2015.

[2.14] Lafayette Instrument Company ©

Disponível em: <http://www.lafayetteevaluation.com>

Acedido em Maio de 2015

[2.15] akern.com s/d. **Handgrip DynEx**.

Disponível em <http://www.akern.com/en/products/85-bia-101/119-handgrip.pdf>

Acedido em Maio 2015.

Capítulo 3 - Desenvolvimento do protótipo.

3.1 Introdução.

O dispositivo desenvolvido nesta tese pode ser dividido em duas partes que se integram entre si: O elemento sensor que executa a transdução da força em resistência elétrica numa estrutura onde se fixam os 2 transdutores, e a unidade de processamento.

A estrutura de suporte onde a força é aplicada constitui-se por uma estrutura de apoio, na qual se fixam dois sensores, integrando dois espaçadores fixados a uma barra de base, onde por sua vez se fixam os “pés”. Nestes “pés” foram integrados dois conectores mini USB de modo a que o sinal seja encaminhado para a unidade de processamento. Na figura 3.1 observa-se este conjunto do protótipo desenvolvido.



Figura 3.1 - Haste, integrando sensores.

Por outro lado, a unidade de processamento possui as entradas USB para leitura do sinal, sendo tratadas por dois amplificadores de instrumentação, e analisadas pela unidade de processamento. Esta unidade possui ainda um mostrador gráfico LCD a cores, um conjunto de 8 botões seletores e dois botões de pressão, tal como se observa na figura 3.2. Para guardar os dados recorre-se a um cartão de memória do tipo *SD Card*.



Figura 3.2 - Unidade de processamento.

O conjunto pode ser alimentado por uma fonte universal de 5 volts, por uma bateria de carga (figura 3.3) ou carregador para telemóvel.



Figura 3.3 - Sistema de bateria.

Nas secções seguintes descrevem-se os vários componentes do protótipo.

3.2 Haste e sensores.

Para medir a força será necessário adotar-se uma estrutura com capacidade para comportar os sensores. Como a estrutura será desenvolvida com base no tipo de sensor a utilizar, o início da pesquisa iniciou-se pela escolha do elemento sensor, procurando saber qual o mais adequada a esta função.

O sensor escolhido recaiu sobre as células de carga pelo fato de estas apresentarem boas características (indicadas pelo fabricante) de repetibilidade, precisão e exatidão a um baixo custo. Para se melhor entender estes parâmetros observe-se a figura 3.4 [3.1].

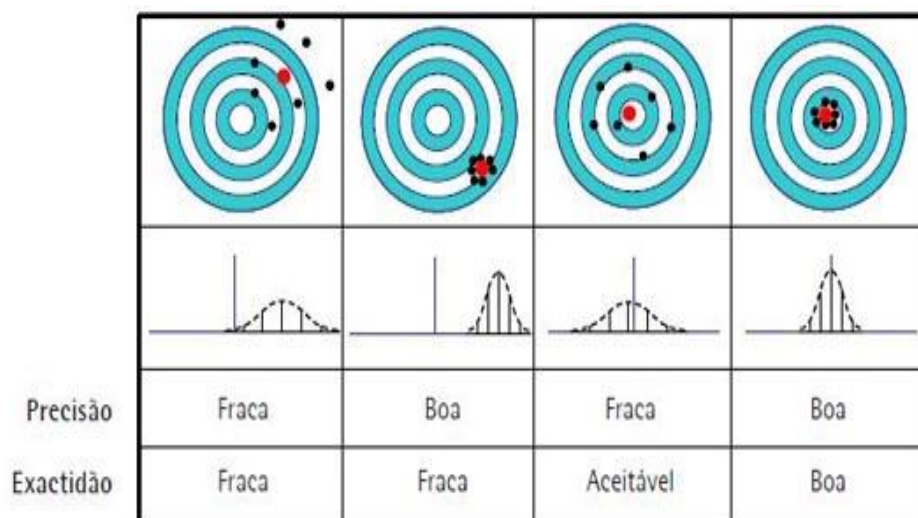


Figura 3.4 - Repetibilidade de precisão / exatidão.

A célula de carga escolhida, do fabricante Phidgets (www.phidgets.com) é construída em liga de alumínio e pode ser observada na figura 3.5. O fabricante disponibiliza informação complementar da célula de carga.

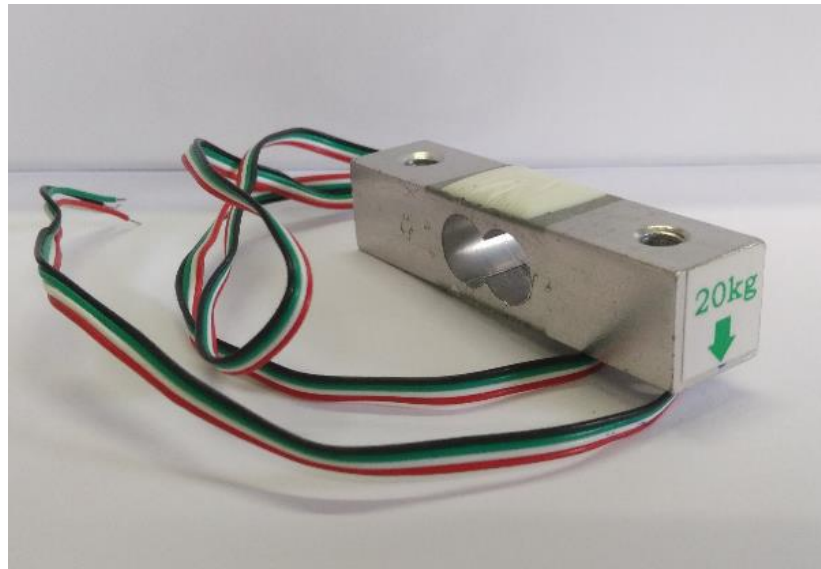


Figura 3.5 - Célula de carga utilizada.

Para esta célula de carga idealizou-se uma estrutura base constituída por duas barras paralelas que se apoiam num sistema espaçador, tendo por intermédio as duas células sensoriais. A ideia do dispositivo baseia-se assim na utilização de uma viga bi-apoiada, em que a força de preensão é exercida na sua parte central, e a medição é feita a partir das reações nos dois apoios, onde estão as células de carga.

A haste da base foi idealizada em alumínio. Inicialmente a ideia considerava uma secção circular e maciça. Esta seção tinha a vantagem de ter ergonomia aceitável, mas o inconveniente de ter maior massa, apresentar maior instabilidade e não permitir a passagem dos cabos dos sensores nem de poder fixá-los. Assim, a escolha para a haste da base recaiu numa estrutura de seção quadrangular e que sem ser maciça proporcionará a fixação da cablagem e demais acessórios. Para determinar o tamanho livre onde deverá apoiar a mão e após várias pesquisas, em particular a partir de fabricantes de luvas, verificou-se que a medida variava entre os 90 mm e os 100 mm para a largura, sendo a altura entre os 210 mm e os 230 mm, conforme figura 3.6. Estes dados podem ser observados em www.sportbay.com, um fabricante de luvas. [3.2].

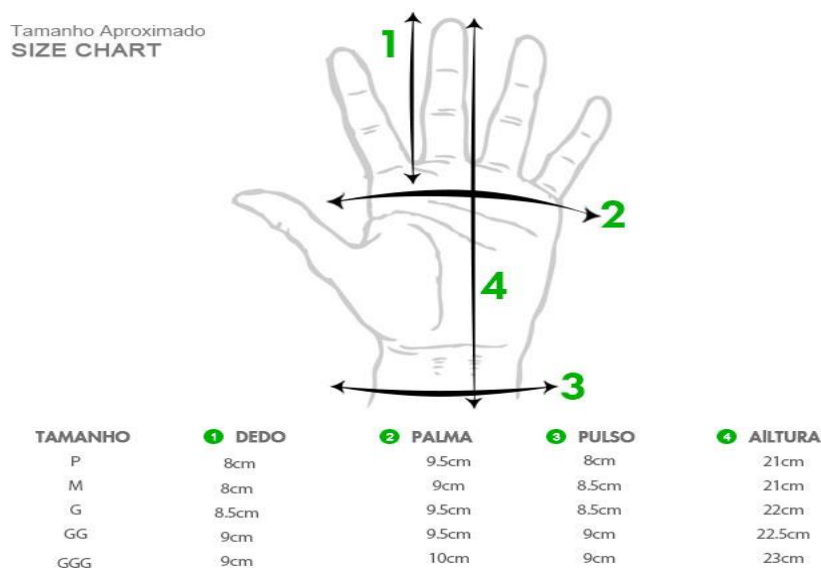


Figura 3.6 - Tamanho médio de uma mão (sportbay.com).

A estrutura idealizada pode-se observar esquematicamente na figura 3.7, adotando-se para base uma viga de alumínio com perfil quadrangular de 16 mm de lado, 1,5 mm de espessura e 250 mm de comprimento total.

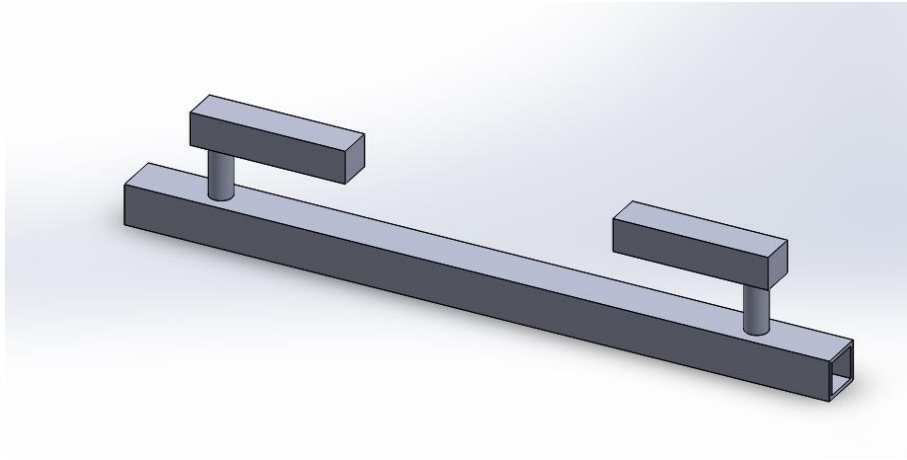


Figura 3.7 - Haste estrutura base.

O alumínio da barra de suporte tem as características mecânicas da figura 3.8

<i>Material</i>	<i>Módulo de Young (GPa)</i>	<i>Tensão de Cedência (MPa)</i>	<i>Coefficiente de Poisson</i>
<i>Liga de Alumínio</i>	70	90	0.33

Figura 3.8 - Características mecânicas da liga de alumínio da barra.

A verificação estrutural da barra de suporte considera uma força de preensão máxima de 200 Newton. Foi efetuado um estudo numérico por elementos finitos deste componente estrutural recorrendo ao *software Solidworks Simulation 2014*. O modelo de elementos finitos, representado na figura 3.9, considera as zonas de ligação nas extremidades fixas (todos os graus de liberdade restringidos) e uma carga distribuída na zona central. Opta-se por recorrer a uma malha com elementos sólidos, tetraédricos de 10 nós e com 3 graus de liberdade por nó, correspondentes às 3 translações nas direções principais. Foi efetuada uma convergência de malha ao modelo que conduziu a um total de 56019 elementos.

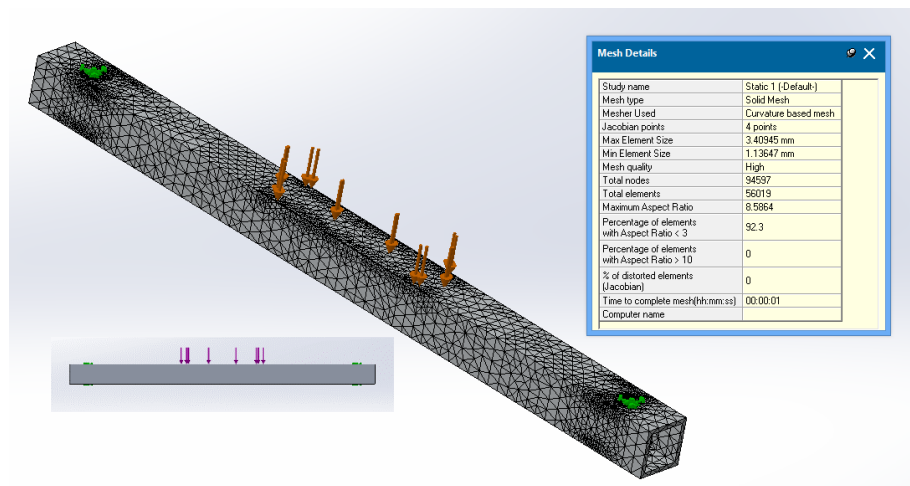


Figura 3.9 - Modelo de Elementos finitos da haste de suporte.

Na figura 3.10 representa-se a distribuição das tensões de von Mises no modelo, podendo observar-se que o valor máximo (45,6 MPa) se situa nas zonas de ligação, sendo claramente inferior ao valor da tensão de cedência do material. Além disso, esta tensão é gerada por contacto no pino de ligação entre a haste e as células de carga.

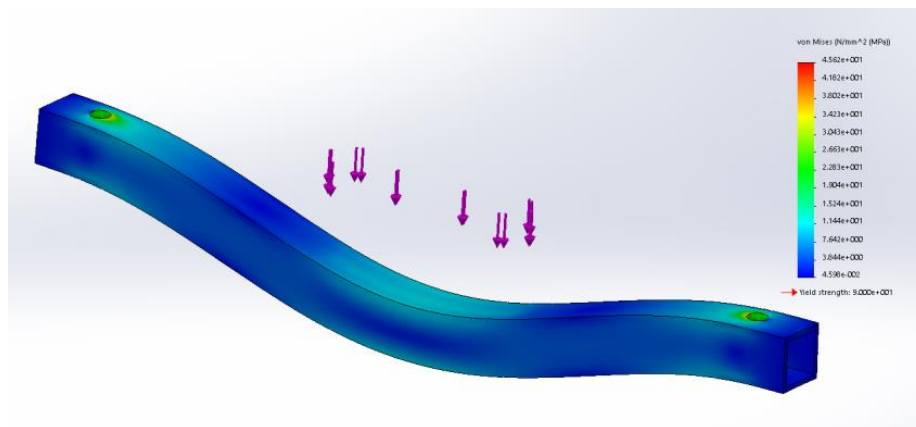


Figura 3.10 - Distribuição das tensões de von Mises na haste de suporte

A figura 3.11 apresenta as tensões na direção do eixo da haste, assim como a distribuição destas tensões na seção central, onde o momento fletor é maior, com valores máximos na ordem de 12,5 MPa. Os deslocamentos resultantes são representados na figura 3.12, com valores máximos da ordem de 0,062 mm, uma distribuição coerente e garantindo uma elevada rigidez.

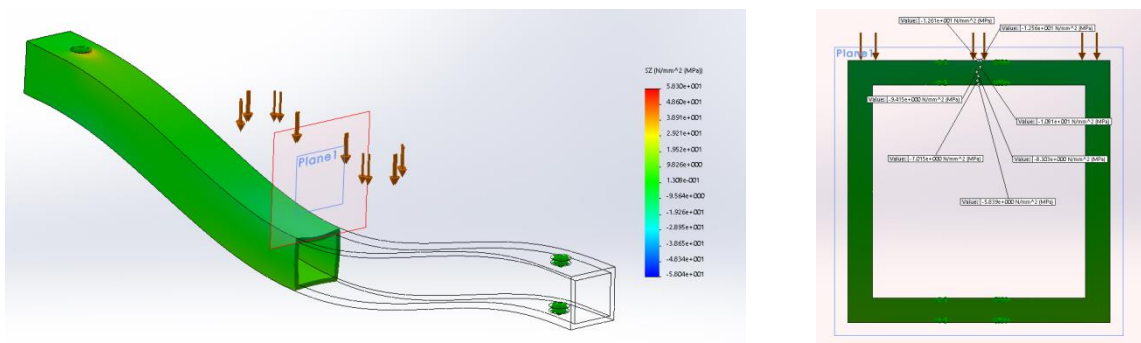


Figura 3.11 - Tensões normais na direção do eixo da haste, na sua seção central.

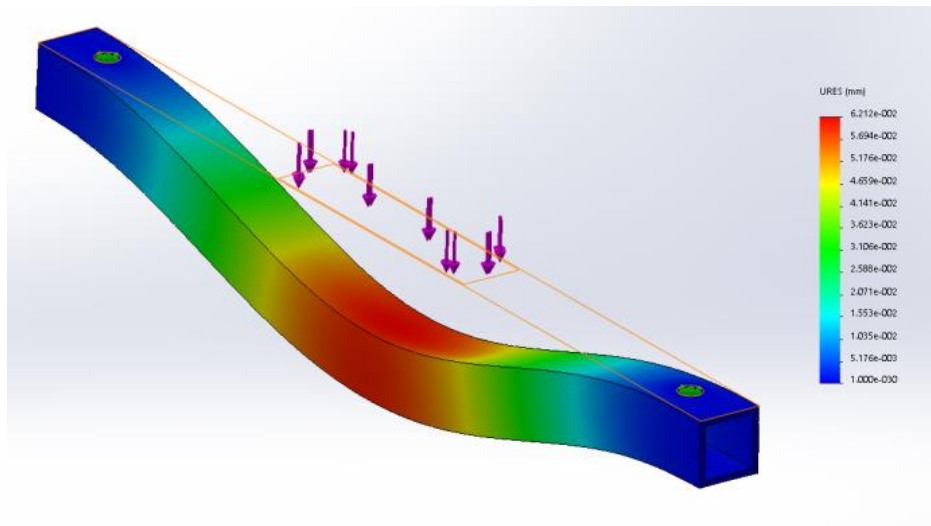


Figura 3.12 - Distribuição dos deslocamentos resultantes na haste de suporte.

Analiticamente, pode-se calcular o valor da tensão máxima na direção do eixo da haste, de acordo com a expressão:

$$\delta f = \frac{Mf}{Ix} y \quad \text{EQ 3.1}$$

Na seção central, para as dimensões consideradas, o momento fletor $M_f = 6000 \text{ Nmm}$, o momento de inércia $I_x = 3081 \text{ mm}^4$ e a distância à fibra mais afastada $y = 8 \text{ mm}$. Substituindo valores, obtém-se uma tensão máxima de 15,6 MPa, da ordem de grandeza dos valores obtidos numericamente por elementos finitos.

Perante os resultados obtidos, pode-se afirmar que a haste de suporte é suficientemente resistente e tem rigidez adequada para a carga máxima considerada.

Pode-se concluir que para este perfil e sobre dimensionando a força a aplicar temos uma tensão de 0.05MPa, enquanto a tensão de cedência é de 255MPa, o que se revela segura para esta aplicação. Optou-se por este perfil com acabamento lacado a branco.

3.3 As células de carga

A extensometria elétrica permite medir a deformação de um dado material com apoio de um conjunto de resistências ligadas em ponte de Wheatstone. Como veremos mais à frente este sinal é muito débil para ser capturado, mas mesmo assim permite-nos obter medições muito precisas.

O formato base da célula de carga usada neste protótipo parte de um simples paralelepípedo quadrangular onde se fizeram cavidades para alojar os furos de calibração. As células consideradas, modelo 3133_0 da *Micro Load Cell CZL635* pode ser observada, em modelo 3D na figura 3.13. A estrutura da célula tem de comprimento $L=55 \text{ mm}$ e secção de $13 \times 13 \text{ mm}$.

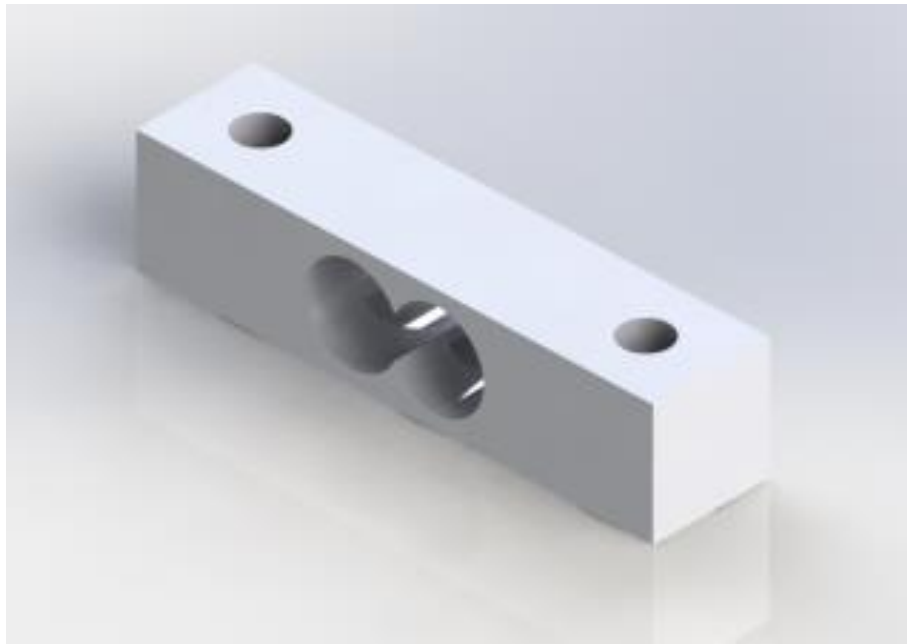


Figura 3.13 - Célula de carga modelo 3133_0 - Phidgets.

As células de carga são comercializadas completamente montadas e testadas, com os extensômetros posicionados e calibrados, já que a sua fixação obriga a cuidados minuciosos. Foi também desenvolvido um estudo de elementos finitos à estrutura da célula de carga, cujo modelo se apresenta na figura 3.14, já com a malhagem executada. Considera-se o furo de fixação da célula com todos os graus de liberdade restringidos e a carga colocada no outro furo (200N). O elemento considerado e condições de ajuste do modelo é igual à exposta para a haste de suporte, com um total de 37944 elementos após a convergência de malha.

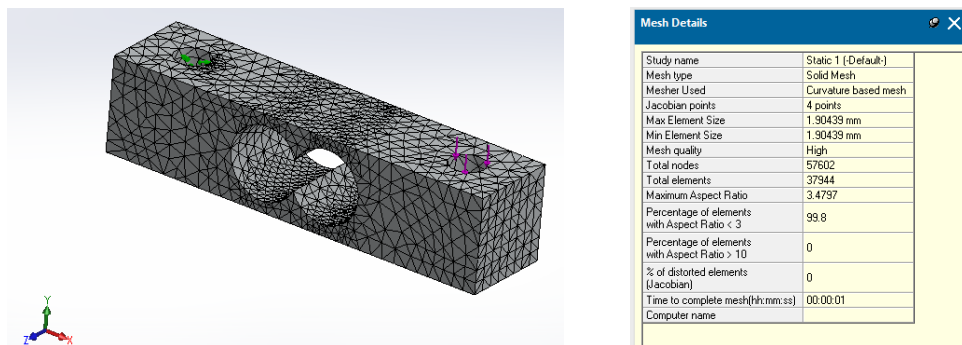


Figura 3.14 - Modelo de elementos finitos da célula de carga.

A figura 3.15 apresenta os deslocamentos resultantes e as tensões de von Mises obtidas. O valor máximo de tensão de von Mises, à semelhança da haste de suporte, ocorre na zona do furo de suporte, com 298,1 MPa. Contudo, também neste caso o valor é inferior à tensão de cedência do material, liga de alumínio com 505 MPa de tensão de cedência.

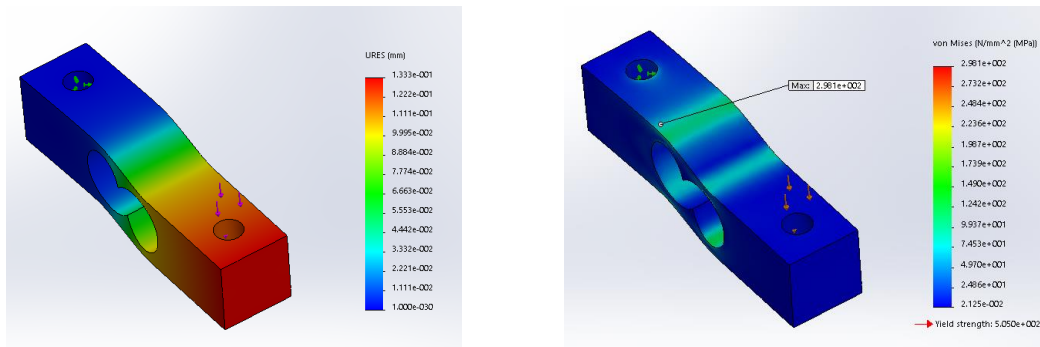


Figura 3.15 - Deslocamentos resultantes e tensões de von Mises na estrutura da célula de carga.

A figura 3.16 mostra a distribuição das deformações na direção do eixo da célula. Tal como se pode verificar o valor máximo corresponde à localização da tensão máxima e a zona de instrumentação com os extensómetros assume valores adequados à medição. Conforme se verifica a extensão é feita na parte convexa, enquanto na parte côncava tem-se compressão. Estudando-se a equação geral da resistência de um corpo elétrico:

$$R = \rho \frac{l}{s} \equiv R\phi = \frac{4l\rho}{\pi D^2} \text{ (condutor circular, secção circular)} \quad \text{EQ 3.2}$$

Onde R é a resistência elétrica em Ω , ρ é a resistividade específica do material, l o comprimento e s é a secção.

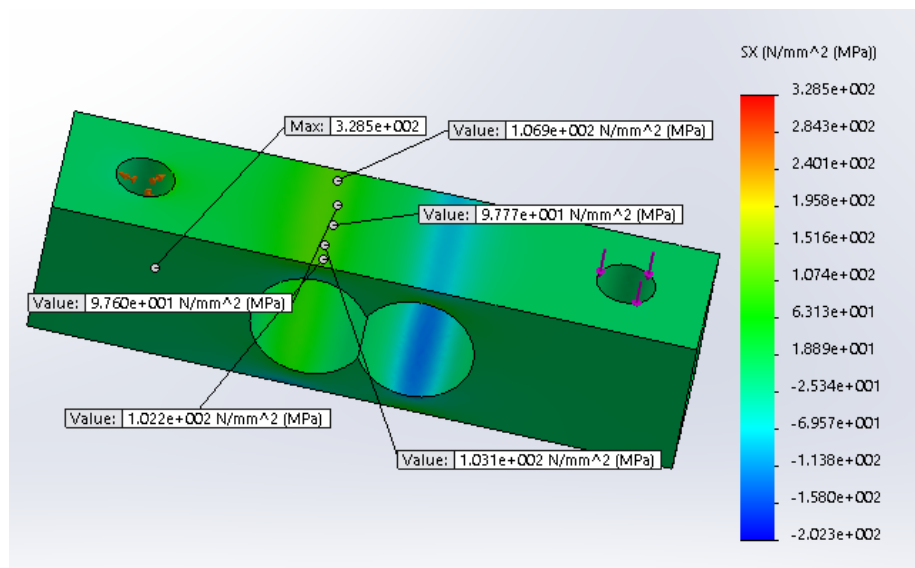


Figura 3.16 - Estudo de deformação numa célula de carga.

A característica do ganho do extensómetro, K , é regra geral igual a 2. Experimentalmente este valor pode ser determinado, sendo neste caso é igual a $2\Omega/\Omega$ [3.4].

Tomando estes valores como referência, a tensão de saída é função da tensão de entrada.

$$\frac{\Delta R}{R} = K * \varepsilon \quad \text{EQ 3.3}$$

Como se liga cada extensómetro em ponte, R não influencia o resultado. Veja-se:

$$\Delta R = K * \varepsilon \leftrightarrow \Delta R = 2 * 0.0001 = 0.0002$$

Assim, por cada volt aplicado na entrada tem-se 200 μ V de variação na saída, sendo a tensão aplicada neste caso de 5 volt a variação total é de 1 mV. Sobre a característica de *off-set* e como depende grandemente do processo de fabrico apenas será determinada experimentalmente e através do programa que terá em conta esses valores. Convém referir que a característica do extensómetro pode ser diferente de 2. No caso utilizado o fabricante indica como valor de referência 5. Ou seja $\Delta R = 5 \times 0.0001 \Leftrightarrow \Delta R = 0.0005$. Como se utiliza meia ponte Wheatstone o valor duplica para 0.001. Assim, o valor de referência é de 1mV/V.

3.4 A ponte Wheatstone

Basicamente a ponte de Wheatstone é mostrada na figura 3.17. Consiste em 4 resistências. Dois ramos em série de duas resistências com ponto intermédio em cada ramo.

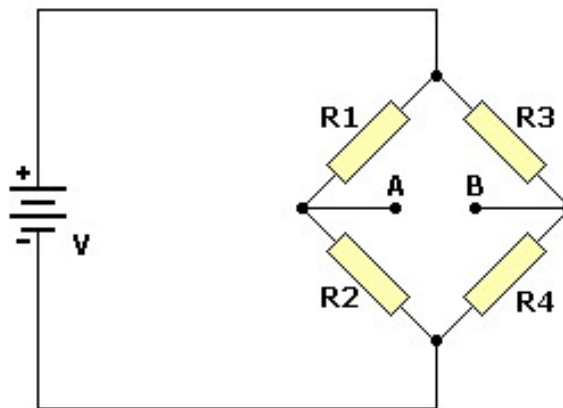


Figura 3.17 - Estrutura da ponte de Wheatstone.

A tensão de saída é dada pelos pontos A e B. Existem várias configurações possíveis, mas as mais usuais são as de 1/4 de ponte, 1/2 ponte e ponte completa, como se pode verificar na figura 3.18.

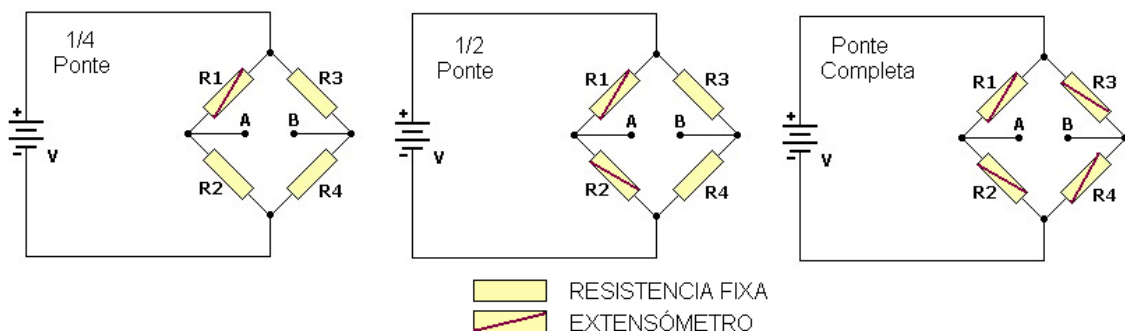


Figura 3.18 - Estrutura ponte Wheatstone 1/4 ponte 1/2 ponte e ponte completa.

Se $R1=R2=R3=R4$ a diferença entre A e B é nula, logo não há diferença de tensão nos pontos aplicados. Pelo contrário, se houver variação numa das resistências não haverá equilíbrio. Sabe-se que a tensão no ponto A pode ser calculada pelo método divisor resistivo, dado pela expressão:

$$V(a) = \frac{R2}{R1 + R2} * V \quad \text{EQ 3.4}$$

Tem-se que $R1=R2$. Se $R1$ varia, consequentemente varia ΔR . Pelo facto de essa variação ser muito inferior pode-se simplificar para:

$$V(a) = \Delta R * \frac{1}{4} * V \quad \text{EQ 3.5}$$

Assim, a variação da tensão de saída corresponde a $1/4$. A título de exemplo uma variação de 1% implica na saída uma variação de $0,25\text{mV}$ se aplicado 1V na entrada.

Analise-se agora para o primeiro caso do extensómetro de $1/4$ de ponte. Para este caso ao variar 1% na resistência $R1$ (extensómetro) na saída A tem a variação de 1% , caso a resistência diminua, sinal que há compressão, a tensão irá aumentar. O aumento será de 1% . O que acontece no ramo $R3$ $R4$? Não haverá variação. Logo a tensão nos pontos A B é a diferença simples. Neste caso tem-se que:

$$\Delta ab = \frac{1}{4} * \Delta R * V. \quad \text{EQ 3.6}$$

Caso se tenha $1/2$ ponte convém desde já referir que um dos extensómetros tem que estar à compressão e outro à tração, já que se servindo-se da fórmula do divisor de tensão e como $R1=R-\Delta R$ e $R2=R+\Delta R$ afirma-se que:

$$V(a) = \Delta R * \frac{1}{2} * V \quad \text{EQ 3.7}$$

Devido ao facto de termos o segmento $R3$ $R4$ fixo a diferença AB é igual $\Delta ab = \frac{1}{2} * \Delta R * V$. No caso de existir ponte completa teremos que ter 2 extensómetros à compressão e dois à extensão. Em cada ramo um tem que estar a compressão e outro à extensão, mas também tem-se que colocar em cada terminal de ligação um extensómetro à compressão e outro à extensão. Seguindo a nomenclatura da figura 3.17, $R2$ e $R3$ ficam à compressão e $R1$ $R4$ ficam à extensão (Figura 3.19). Neste caso o ponto B tem o potencial mais elevado em relação a A, fator importante para ligar corretamente no amplificador operacional [3.5].

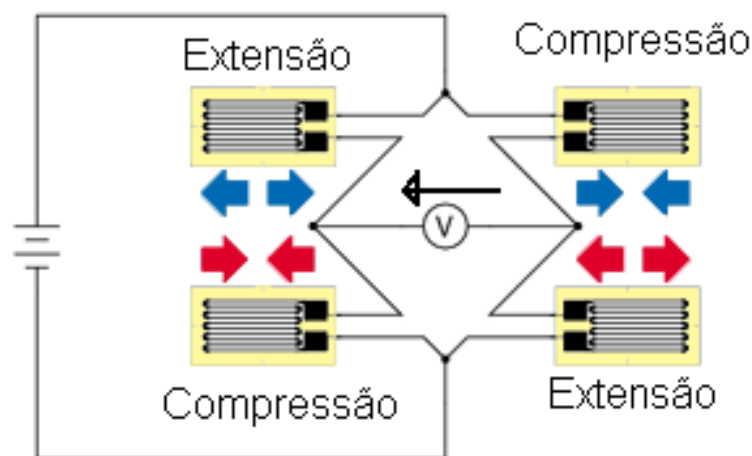


Figura 3.19 - Estrutura ponte Wheatstone ponte completa, orientação dos extensómetros.

Como foi verificado no estudo à deformação sofrida pela estrutura o local onde se colocará os extensómetros deve ser onde será máxima a deformação. Figura 3.20.

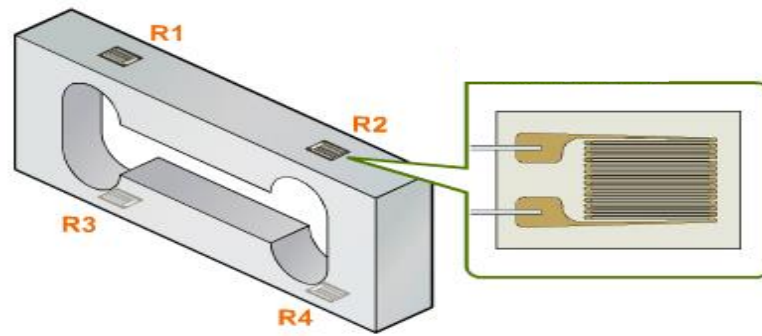


Figura 3.20 - A ponte Wheatstone na célula de carga e locais adequados.

Os diferentes tipos de extensômetros que existem no mercado prestam-se a diferentes aplicações. A ponte completa com 4 extensômetros é a mais desejável em especial no que toca à invariância à temperatura. Se todos os 4 elementos forem constituídos do mesmo tipo de material o coeficiente resistivo de temperatura não influenciará o resultado final, já que a resistência base é sempre a mesma, aumentando ou diminuindo conforme a variação térmica.

Um extensômetro consiste num elemento metálico impresso, depositado num suporte não condutor [3.6]. A resistência depende do material do fio extensor, diâmetro, comprimento e extensão.

3.5 O amplificador de instrumentação.

Apenas um aparelho muito sensível como um multímetro digital conseguirá medir esta tensão. Para o nosso processador será de todo impossível medir estes valores. Seguiu-se o estudo do amplificador diferencial de instrumentação.

Ao estudar-se este dispositivo existem duas hipóteses relativas à sua alimentação: Ou se coloca uma fonte conversora para obter a tensão simétrica dos 5 volts, ou utiliza-se um amplificador operacional com alimentação única. Inicialmente optou-se por fazer uma alimentação dupla, mas logo se concluiu que o gasto de corrente seria considerável, no caso de alimentação por bateria, além da estabilização da tensão ser mais complexa.

Após estudo ao mercado optou-se por um amplificador de instrumentação de alimentação única, neste caso o INA101 de modo a que se pudesse elevar os valores de $10\mu V$ para 5 V. O ganho é de 2500000 vezes, o que corresponde a 107 dB. A relação de ganho em decibéis é indicado na EQ 3.19.

$$X_{db} = 20 \log_{10} (\text{ganho}). \quad \text{EQ 3.8}$$

A figura 3.21 ilustra o diagrama de blocos internos do amplificador de instrumentação utilizado.

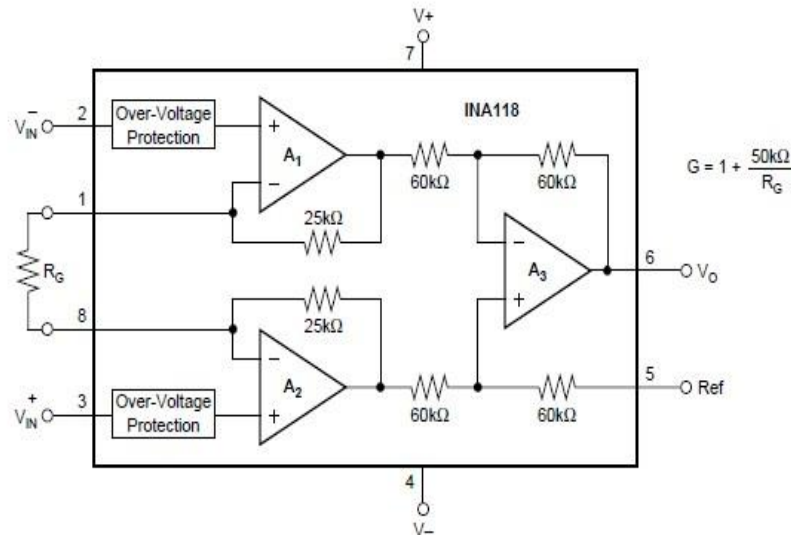


Figura 3.21 - Estrutura interna do INA118.

O conjunto amplificador operacional A1 e A2 fazem a adaptação e isolamento de cada uma das entradas, sendo o ganho final calculado pela fórmula apenas pelo fabricante, neste caso, dado pela equação EQ 3.9:

$$G = 1 + \frac{50000}{R_G} \quad \text{EQ 3.9}$$

Existindo 1mV por volt e sendo alimentado a 5 volts, a saída à carga máxima é de 5mV, como se pretende 5v o ganho será de 1000 vezes, implicando $R_g = 50 \Omega$.

3.6 Primeiros testes

Após se montar o conjunto das hastes com os respectivos extensômetros testou-se o conjunto. A leitura da célula de 50 Newton com este ganho foi de 3.7 Volts. Uma análise mais detalhada à folha de características do fabricante do circuito integrado verificou-se que este tinha uma gama de variações desde o zero para $V_a = V_b$ até aproximadamente a tensão de alimentação subtraída de 1,2 volts.

Utilizando-se a fórmula anterior optou-se por colocar uma resistência de 68Ω , tendo um ganho de 735 permite elevar os 5mV para 3.67 Volts.

No Laboratório de Mecânica Aplicada fez-se o estudo da calibração e retas de carga de várias células com vista a estudar a precisão e a exatidão das mesmas.

Começou-se por medir e identificar quais os terminais que constituem o extensómetro. Verificou-se sempre que os fios de cor vermelha e preto correspondem sempre aos extremos da ponte, mas que os condutores com a cor branca e cor verde, na maioria dos casos correspondem aos terminais + e – quando a célula está pressionada no sentido indicado sobre ela.

Por se tratar de uma ponte com 4 extensómetros iguais, teoricamente o valor entre A e B, seria de zero quando não há forças aplicadas, mas na prática temos sempre uma tensão residual (vários fatores contribuem para tal situação).

3.6.1 Medidor A/D

Para efetuar medições, testar as células de carga e o próprio funcionamento dos amplificadores de instrumentação foi desenvolvido um sistema constituído por uma placa de Arduino UNO, com um display LCD 2x16 e 6 canais com 6 amplificadores de instrumentação para medir outras tantas células. Figura 3.22.

Os dados foram recebidos através da porta RS232 utilizando a instrução Serial.print

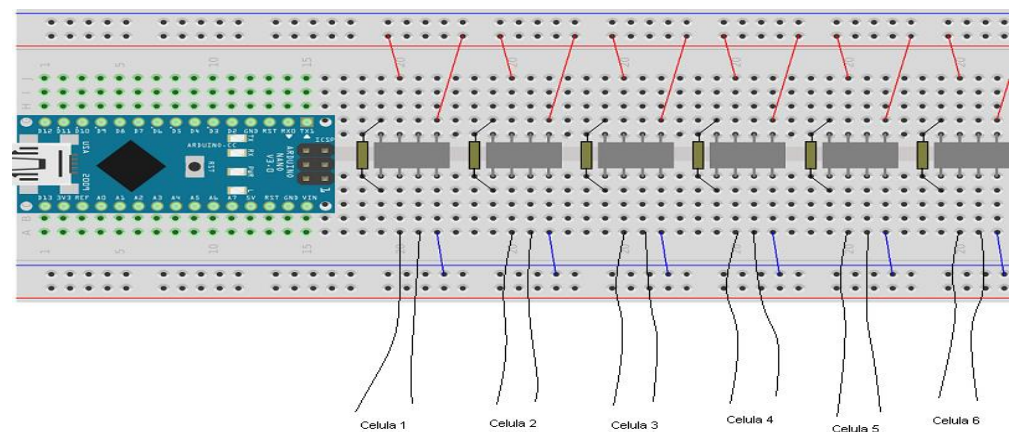


Figura 3.22 - Protótipo do sistema de aquisição dados 6 canais.

O programa introduzido no Arduino Nano foi o seguinte:

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  int sensorValue0 = analogRead(A0); Serial.print(sensorValue0); delay(10);
  int sensorValue1 = analogRead(A1); Serial.print(sensorValue1); delay(10);
  int sensorValue2 = analogRead(A2); Serial.print(sensorValue2); delay(10);
  int sensorValue3 = analogRead(A3); Serial.print(sensorValue3); delay(10);
  int sensorValue4 = analogRead(A4); Serial.print(sensorValue4); delay(10);
  int sensorValue5 = analogRead(A5); Serial.println(sensorValue5);
  delay(1000);
}
```

O procedimento para medição dos zeros de todos os extensómetros foi o de verificar qual a versão da célula, colocar o extensómetro na estrutura mas sem a haste superior tal como mostra a figura 3.7. Os valores de zero obtidos foram os seguintes. Figura 3.23.

Para 50 Newton						Para 200 Newton					
CELL1	CELL2	CELL3	CELL4	CELL5	CELL6	CELL1	CELL2	CELL3	CELL4	CELL5	CELL6
34	19	22	21	34	43	20	21	22	25	26	40

Figura 3.23 - Valores A/D Zeros das Células.

Devido ao facto de os valores dos zeros não serem sempre iguais na elaboração do programa vai-se ter em atenção de se fazer uma calibração do valor dos zeros. Da equação geral da recta $Y = Mx + b$ onde b é o valor do zero, a inclinação vai ser calculada sabendo-se que o valor absoluto médio final corresponderá a 100%.

Com a carga máxima apurou-se o valor máximo correspondente a cada célula. Os valores são apresentados na figura 3.24:

Para 50 Newton						Para 200 Newton					
CELL1	CELL2	CELL3	CELL4	CELL5	CELL6	CELL1	CELL2	CELL3	CELL4	CELL5	CELL6
734	731	724	721	718	716	740	735	718	720	718	724

Figura 3.24 - Valores A/D fim de escala das Células.

Para calcular a os valores utilizou-se a instrução MAP, onde se faz corresponder o valor mínimo de zero com o zero, e o valor máximo com o valor máximo da escala a ser medida. Desta forma é mais fácil de compreender os desvios que existem em relação aos de origem. A comparação pode ser feita com auxílio da tabela acima, visto que os valores já foram convertidos. Verifica-se que a precisão é boa, mas a exatidão é apenas aceitável. Estudando o gráfico da figura 3.25 verifica-se que a linearidade é boa entre os 20% e os 50% da escala. A partir dos 50% a linearidade é muito aceitável. No fim da escala os valores variam entre os 48 e os 50 Newton.

A máxima variação é de 2 Newton, o que está de acordo com o fabricante que indica um erro máximo de 1,5%.

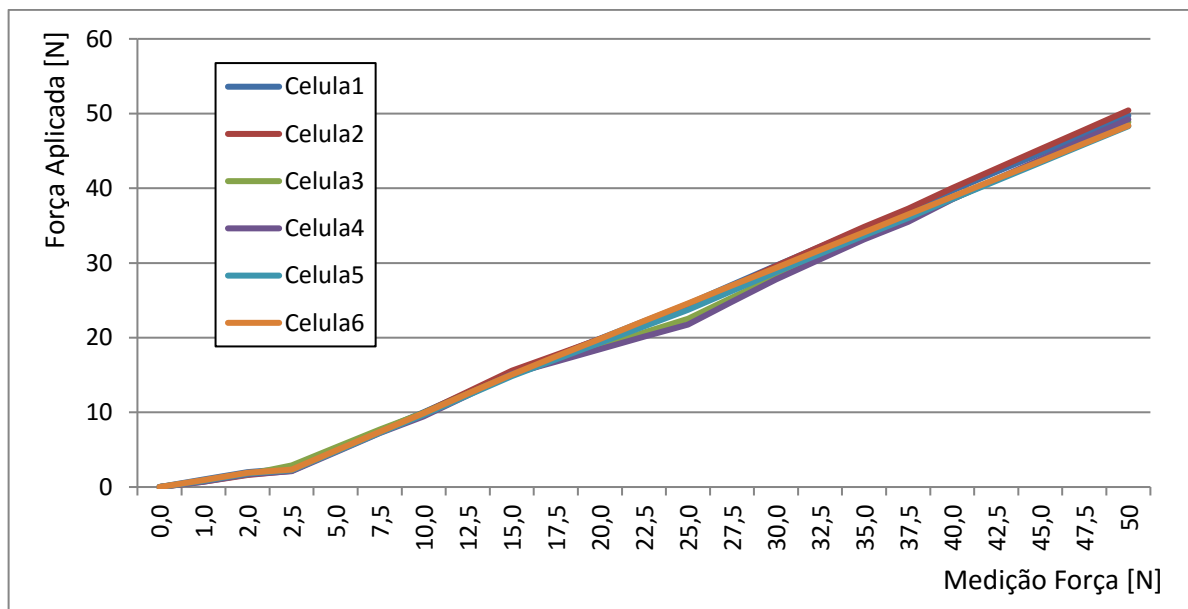


Figura 3.25 - Calibração das Células Versão 50 Newton.

Analisando a figura 3.24 conclui-se que a variação para a célula de 200 Newton é de 4 Newton, estando, também, dentro do intervalo dado pelo fabricante.

Após se ter estudado a escala das células de carga passou-se a uma fase de testes para aferir as variações de cada sensor com o tempo. Para tal continuamos a utilizar o mesmo sistema de aquisição de dados, mas colocando agora pesos fixos em cada célula, com os valores de 10, 30 e 50 Newton. Os intervalos de aquisição de dados no tempo foram de 1 hora.

A análise aos dados de variação em 24 horas permitiu concluir que a variação é um facto adquirido mas dentro de certos limites, não variando mais do que 2 a 3 Newtons como se pode observar na figura 3.26.

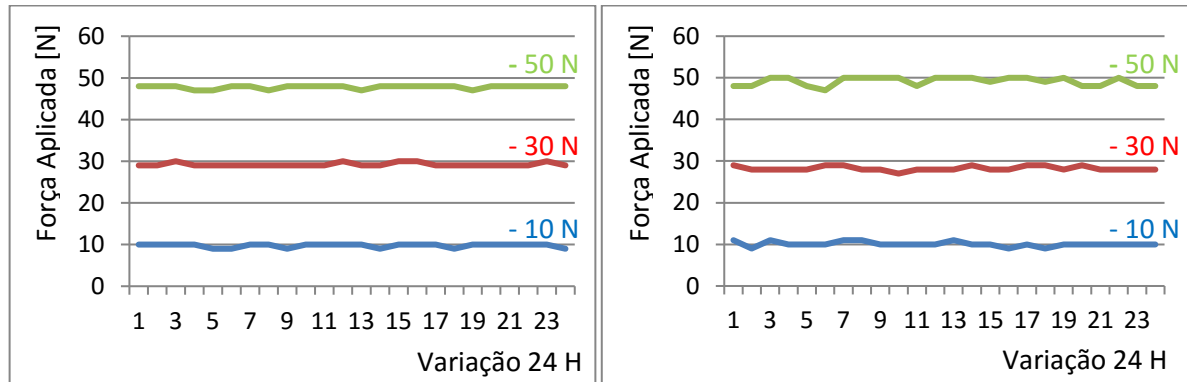


Figura 3.26 - Variação 24 horas de 2 células de 50 N à carga de 10 30 e 50 N.

Retomando a fórmula $Y = Mx + B$, atendendo à figura 3.23 e comparando os valores originais (A/D), conclui-se que o valor zero tem que ser obtido para cada célula, mas que o valor de fim de escala se situa, em média nos 730 (figura 3.24). Calibrar um valor de zero é relativamente simples, bastando para o efeito que nenhuma força esteja aplicada ao conjunto, e consequentemente, ser sempre inferior a um valor aceitável para zero. Calibrar um fim de escala já é mais difícil, visto que obriga a que se tenha o respetivo calibre disponível. Calibrar 50 Newton pode ser aceitável, mas calibrar 200 Newton tem grau de complexidade maior.

Sendo que o valor obtido a varia entre os 720 e os 740, então pode-se considerar o valor intermédio de 730, visto que o benefício na simplificação ao se obter um erro no máximo de 1,3% é largamente compensado pelo processo de calibração, processo este que pode introduzir um erro bastante superior a 1,3%. Com base nas informações obtidas no processo de calibração começou-se então a respetiva programação.

3.7 O hardware necessário / primeiros passos.

Inicialmente utilizou-se uma placa base da família Arduino o Arduino UNO, esta placa suporta um display LCD gráfico 2x16 conforme mostrado na figura 3.27, lado esquerdo.

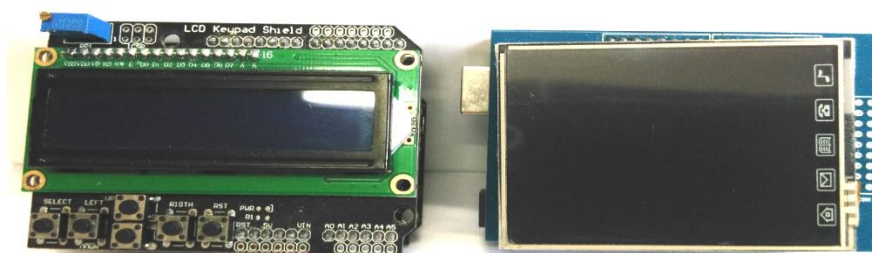


Figura 3.27 - O LCD 2x16 utilizado inicialmente e o gráfico que se optou em seguida.

Mas depressa se concluiu que os potenciais gráficos do LCD monocromático alfa numérico limitavam imenso as potencialidades do trabalho final, no entanto salienta-se o facto de ter sido um bom ponto de partida para testar a conversão A/D a comunicação série e das várias sub rotinas. Optou-se então pelo LCD a cores (figura 3.27 lado direito). Foram estudados os gráficos, os caracteres, procedimentos e rotinas para elaborar os menus.

As livrarias existentes apenas permitem desenhar as formas básicas, já que este processador tem um poder de cálculo limitado. Assim para desenhar um gráfico tem que começar pela parte exterior do mesmo, um retângulo sem preenchimento interior, preencher a parte de percentil utilizado pelo gráfico e subtrair o restante ao percentil até ao final, como se observa na figura 3.28.



Figura 3.28 - As etapas para desenhar um gráfico.

Sendo o seguinte programa (depende do controlador).

DrawRect (Xi,Yi,Xf,Yf,color)

FillRect (Xi+2,Yi+2,Xf1,Yf1,color1,color2)

FillRect (X1f1,Y1,Xf-2,Yf-2,color1,color2)

Para um retângulo como exemplificado na figura 3.28 que terá de referências 100 x 20, com uma margem de 2 e com 60% de escala temos:

DrawRect (0,0,100,20,black)

FillRect (2, 2,60,18,green,green)

FillRect (2,60,98,grey,red)

Procedeu-se, então, à leitura e fixação dos 2 resultados dos 2 sensores, chegando à conclusão que o melhor seria também incluir uma terceira barra com a soma dos 2 sensores. Os gráficos foram desenhados nas posições 0, 30 e 60 no eixo dos YY sendo que começavam sempre no 0 em relação ao eixo dos XX.

A leitura foi apresentada com recurso a uma fonte de caracteres, “*bigfont*” de modo a serem facilmente observáveis.

O resultado gráfico foi o apresentado na figura 3.29.

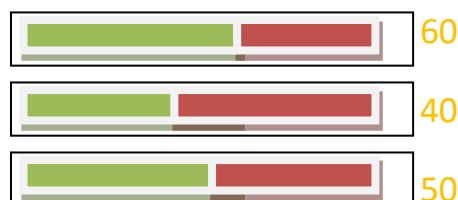


Figura 3.29 - Aspeto gráfico final das 3 barras gráficas.

De seguida idealizou-se a função para a apresentar os resultados ao longo do tempo numa barra gráfica, tomando como base a terceira barra e colocando os valores num gráfico de colunas, tomando o seguinte aspeto (figura 3.30):

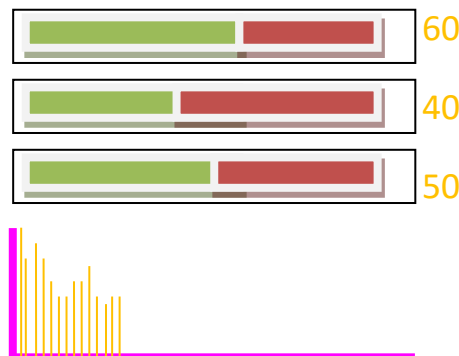


Figura 3.30 - Aspeto gráfico com apresentação ao longo do tempo.

Os “*sketchs*” até agora não incluíam nenhuma opção, não sendo permitido variar a célula de carga, ou melhor, adaptar a escala à célula de carga, definir os tempos entre cada amostra, número de amostras ... O próximo programa a desenvolver, ou melhor, as melhorias a implementar no existente preveem essas situações.

No entanto a plataforma Arduino UNO dispõe de apenas 13 entradas saídas digitais (I/O) e de 6 entradas analógicas (ADC). O LCD em questão e após estar inserido a plataforma apenas disponibiliza 2 I/O e 2 ADC, o que limita em muito futuras opções. Também o LCD, porque usa o modo de comunicação série, limita substancialmente a fluidez de apresentação dos dados no LCD. Por outro lado, pela positiva, esta plataforma permite uma compactação muito enorme. Analisando os prós e os contras optou-se por mudar para uma plataforma nova. A escolha recaiu sobre o Arduino Mega 256, que dispõe de 54 I/O e de 16 ADC. Figura 3.31.

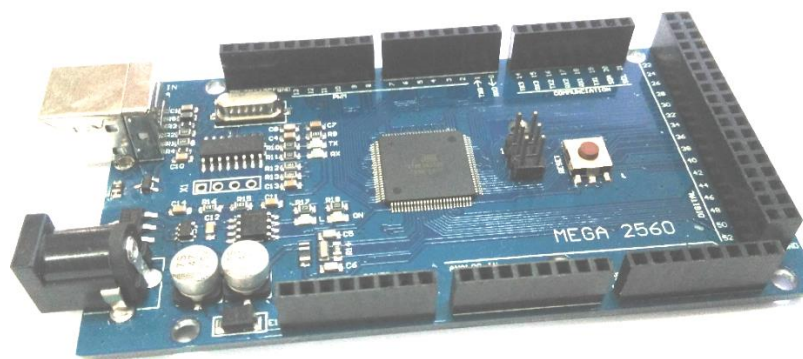


Figura 3.31- Arduino Mega 256.

3.8 O primeiro programa

Denominar de “primeiro” programa pode não ser a escolha mais indicada, mas foi a partir desta nova plataforma a Mega 256, que permitiu abrir novos horizontes.

Pelo facto de o LCD com comunicação série ser bastante limitada em termos de tempo de resposta optou-se por um novo controlador o HX8753B que possui comunicação paralela de 16 bits, ocupando, apenas e unicamente, as entradas 22 à 53. Sendo um LCD IPS tem resolução em alta definição.

Procedeu-se agora à manufatura de uma nova placa intermédia de aquisição de dados, aproveitando-se também para incluir uma memória e um relógio de tempo real (ou seja que não necessita de alimentação externa para funcionar, já que e graças a uma bateria interna e recarregável dispõe sempre da hora atualizada) Figura 3.32.

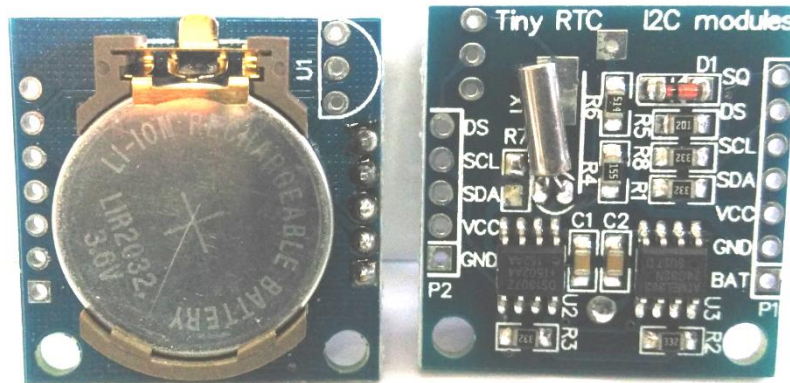


Figura 3.32 - DS1307 RTCC Relógio em tempo real.

As instruções de controlo são bastante simples, para se escrever/acertar a data/hora basta invocar a seguinte instrução:

`RTC.adjust(DateTime(2015,07,17,18,5,0))` atualiza a data para 17 de julho de 2015 e a hora para as 18, minutos para 5 e 0 segundos.

A leitura é semelhante:

`DateTime now = RTC.now()` devolve os valores de ano, mês, dia, hora, minuto, segundo.

A reconversão do programa da plataforma antiga, a que utilizava plataforma UNO, para a nova, foi executada, e devido à sua execução ser praticamente a tradução de instruções não vai ser descrita.

O aspeto da placa intermédia que foi desenvolvida pode ser observado na imagem da figura 3.33.

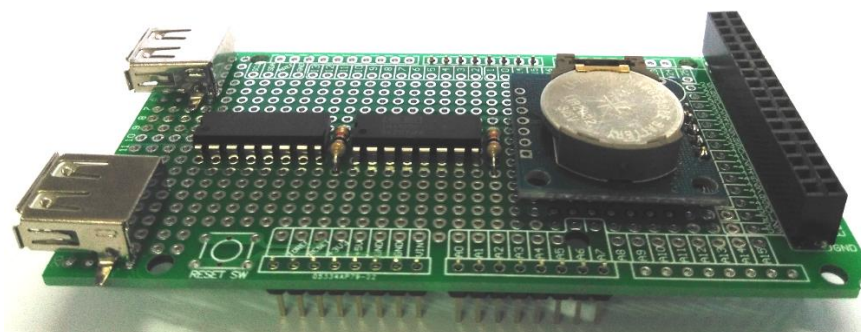


Figura 3.33 - Placa intermédia desenvolvida.

Descrevendo esta placa e da esquerda para a direita temos: as ligações para as células de carga através de fichas USB tipo A, sendo blindadas eletricamente, permitem que os sinais débeis sejam devidamente canalizados até ao amplificador de instrumentação; ao centro temos um interruptor seletor que nos vai permitir escolher as opções de funcionamento do dispositivo; ao centro temos os amplificadores de instrumentação; à direita destes temos a placa do relógio e da memória para guardar dados temporários; junto a esta placa temos o circuito de codificação das chaves dos respetivos pacientes. O conector do lado direito serve de suporte e comunicação para o LCD.

Para se ler os valores dos *switch*'s primeiro tem que fazer o “pullup” (ligar virtualmente a entrada à alimentação) e depois ler o valor. Caso o *switch* esteja aberto o valor que prevalece é o “1”, caso esteja fechado (à massa) levará o nível lógico a “0”.

```
For for (n = 1; n < 12; n++) { pinMode(n, INPUT_PULLUP)}
```

E para ler (sob forma de *array*):

```
For (n = 1; n < 12; n++) { sw[n] = digitalRead (n)}
```

A plataforma Arduino permite exportar os dados de duas maneiras distintas:

A primeira utiliza a porta USB, tem como vantagem a receção dos dados no momento. A desvantagem de obrigatoriamente ligar ao PC dificulta a mobilidade e portabilidade. Também a da instalação do respetivo driver no computador pode ser um entrave.

A segunda opção é a de inserir um leitor de cartões. A principal desvantagem é encarecer ligeiramente o produto final, mas é amplamente compensado pela portabilidade e simplificação dos procedimentos de recolha de dados. Devido a se utilizar um relógio pode-se inserir a data e a hora da respetiva amostragem dos dados.

A livraria disponível não dispunha de suporte para cartões de memória superiores a 2GB, não suportando o SDHC. Procedeu-se à alteração de algumas linhas de código para poder suportar esta nova funcionalidade.

Para se exportar os dados utiliza-se, então, um cartão de memória. A inicialização é dada pelo seguinte código:

```
#include <SD.h>
```

```
const int chipSelect = 53; // chip select from SD Card
```

```
if (!SD.begin(chipSelect)) {.....; sdOk=0;}
```

Para escrever no cartão de memória:

```
File dataFile = SD.open ("0000.CSV", FILE_WRITE);
```

```
dataFile.println (dataStringT); dataFile.println (dataStringL); dataFile.println (dataStringR);
```

```
dataFile.close();}
```

Refira-se, desde já, que os *arrays* *dataString* foram criados ao longo das medições com os valores do tempo (T), sensor esquerdo (L) e sensor direito (R). Ao procedimento de abertura do ficheiro *SD.open* terá sempre que ser efetuado o seu fecho, *SD.close*, sob pena de se danificar ou apagar o conteúdo.

Também se viu anteriormente que é possível desenhar no LCD. Sendo instruções semelhantes, traduz-se em colocar *MyGLCD* no início de cada função.

```
myGLCD.setColor(R,G,B)
```

```
myGLCD.drawLine (Xi,Yi,Xf,Yf)
```

```
myGLCD.fillRect (Xi,Yi,Xf,Yf)
```

A elaboração do programa final descrita no ponto 3.9 sendo um processo moroso no tempo, já que teria de obedecer a várias considerações, ser feita com coerência para não desperdiçar recursos, e sobretudo com um nível lógico de encadeamento de instruções para que seja inteligível no futuro caso se necessite de alterar ou ajustar o programa.

3.9 O Programa final.

Após se ter experimentado funções, rotinas, dados e soluções nos capítulos anteriores chega-se à “compilação” final do programa. Sendo uma linguagem baseada em C é relativamente fácil programar, no entanto tem algumas especificidades. A primeira é a de ser aplicada a uma plataforma de microprocessador, logo teremos de ter cuidado com a “*flag*” e o “*pointer*” evitando o excessivo número de saltos e sub rotinas no programa. As livrarias disponíveis por vezes são escassas em determinadas matérias como foi o exemplo dos gráficos, tendo que ser construídos à base de retângulos. Por fim e porque estamos a trabalhar com processador e não com sistema operativo todo o circuito tem que ser construído e adaptado às necessidades.

Um programa tem basicamente 3 partes fundamentais: A primeira de inicialização, onde se definem as variáveis, o *hardware*... A segunda onde se inicializam os dispositivos e suas configurações, também são usadas instruções que apenas se queiram efetuar uma única vez. Por fim a terceira parte, onde escreveremos o programa propriamente dito, realçando já que a estrutura é em LOOP, efetuada ciclicamente. A figura 3.34 exemplifica este conceito.

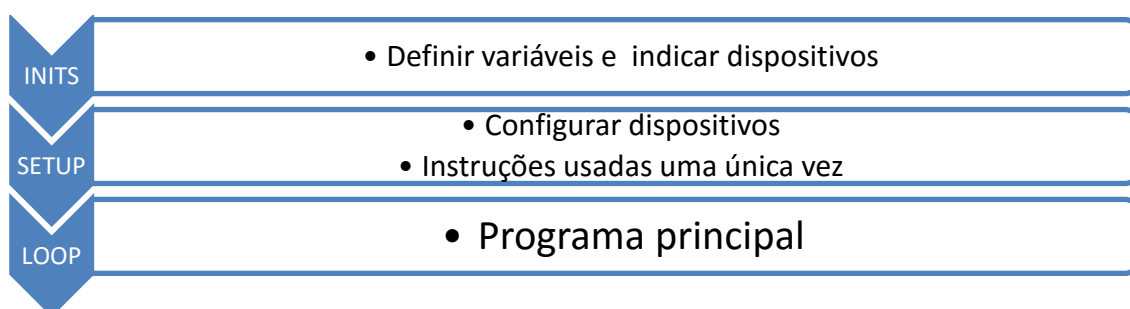


Figura 3.34 - Organograma de um programa.

3.9.1 Programa final INITS

Na parte da inicialização foi definido o display grafico UTFT, as fontes de caracteres para o mesmo e os endereços, a EEPROM para armazenar os dados, o modo de comunicação para o USB, o *chipset* para o relógio DTC_DS1304, a SD card. As diferentes variáveis também foram definidas, a sequência é observável na figura 3.35.



Figura 3.35 - Inicialização do programa.

3.9.2 Programa final SETUP

Na seguinte fase, setup, começou-se por configurar os diferentes dispositivos, a porta USB com *baudrate* de 9600, o LCD no modo grafico de 16 bits em paralelo, o relógio RTC, a SD card. Verificou-se também a existência física da SD Card no respetivo *slot*. Efetua-se os *pull-up* aos pinos ligados ao *dip switch*. Caso o botão “0” esteja pressionado é efetuado uma calibração aos zeros das células, se estes estiverem de acordo de um intervalo pré-defenido. Caso botão 9 esteja pressionado todos os valores serão gravados na SD card, caso exista.

A leitura dos *dip switch* é um elemento de setup, já que os *switch* 1 e 2 permitem a escolha da escala da célula de carga, o 3 seleciona entre o funcionamento em modo contínuo ou após o *trigger* das células, o 4 e 5 seleciona o numero de amostras po segundo, 10, 5, 2 e 1, o tempo que vamos gravar com os intervalos de 4, 8, 20 e 45 é regulado pelos *switch* 6 e 7, finalmente o oitavo indica-nos se vamos gravar apenas os dados de cada sensor, ou adicionar também o valor dos dois. Refira-se que foi efetuada uma sub rotina com temporizador, de modo a que após sensivelmente 5 segundos sem se atuar em qualquer *switch* o programa entra na nova fase o LOOP do programa principal.

Para finalizar o modo setup é escolhida a chave correspondente ao paciente em causa, gravando os dados no ficheiro correspondente. Este setup pode ser verificado na figura 3.36.

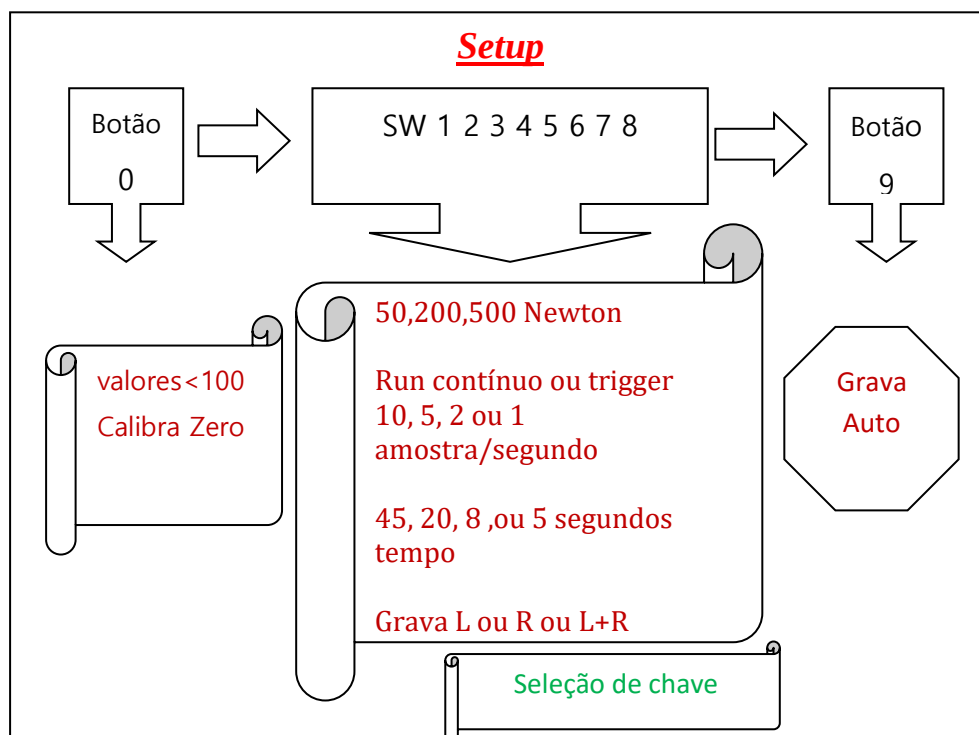


Figura 3.36 - Configurações do programa.

3.9.3 Programa final LOOP.

A parte final do programa terá como base um loop, ou seja um ciclo contínuo de instruções repetidas ciclicamente.

É parte comum o desenho e preparação do ecrã principal, como o desenhar dos gráficos e demais elementos.

Devido ao facto de este processador ter algumas limitações no que respeita à utilização de variáveis e sub rotinas dividiu-se o programa em 4 partes, todas elas semelhantes, mas apenas contando com os tempos de amostragem (resultantes 10, 5, 2 ou 1 amostras por segundo). Em cada parte temos a leitura dos sensores, a atualização do LCD, a escrita no respetivo *array*, durante o número de amostras vezes o tempo. No final de cada parte caso esteja acionada a opção de escrita e sd card inserida os dados serão gravados. O “LOOP” é ilustrado na figura 3.37.

Para se ter acesso aos dados basta desligar a unidade retirar a SD card e inseri-la num leitor apropriado. Os dados sendo gravados em CSV são compatíveis com excell, podendo no entanto ser necessário indicar na primeira linha o tipo de separador através de “SEP = ,”

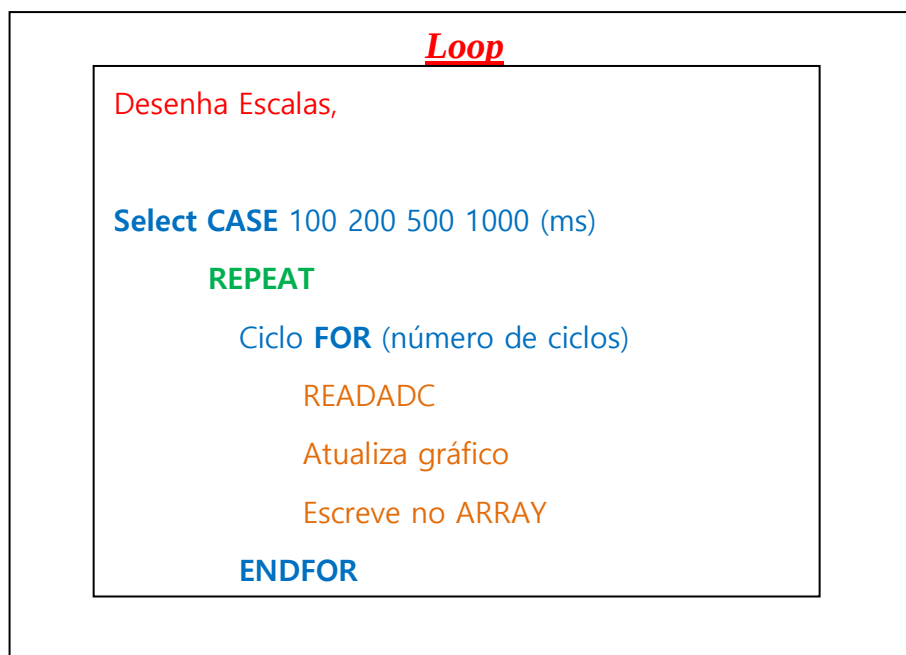


Figura 3.37 Parte LOOP do programa.

3.10 – O Resultado Final

O conjunto foi montado numa caixa, facilmente transportável, onde se inclui todo o necessário para se poder operar o dispositivo, como se observa na figura 3.38.

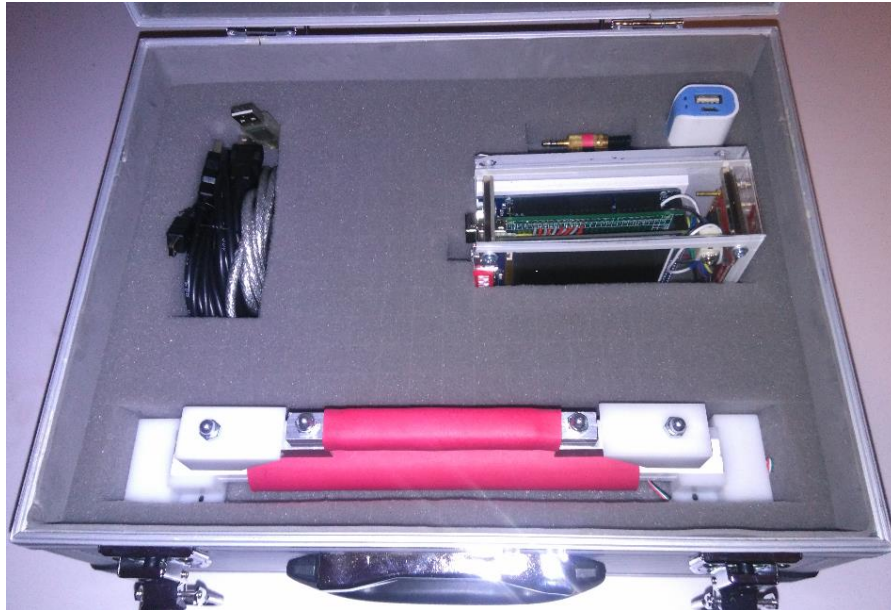


Figura 3.38 - Caixa em alumínio do conjunto proposto.

Para esta versão final optou-se por produzir as peças em máquina CNC, ao invés da anterior impressão em 3D. Revestiram-se as hastes em poliolefina, um material retrátil ao calor sendo facilmente moldável, adicionando-se um enchimento com espuma de poliéster.

Dotou-se de cabos diversos para ligações. Colocou-se uma bateria. Colocou-se um compartimento para as chaves seletoras.

Referências Bibliográficas.

[3.1] Gomes A. **Analogica versus digital - utilização de equipamentos analógicos e digitais de medição.** Outubro 2009, 14. Disponível em:

<http://www.voltimum.pt/artigos/noticias-do-sector/analogica-versus-digital-utilizacao-de-equipamentos-analogicos-e-digitais>

Acedido em Janeiro de 2015.

[3.2] Sportbay.com <http://www.sportbay.com.br/luva-seven-zero-geo-glove-black> s.d.

Acedido em Janeiro de 2015.

[3.3] Almeida P. **INTRODUÇÃO À EXTENSOMETRIA ELÉTRICA DE RESISTÊNCIA Notas de aula.** Escola Politécnica da Universidade de São Paulo Departamento de Engenharia de Estruturas e Fundações Laboratório de Estruturas e Materiais Estruturais Outubro 1996. Documento em PDF disponível em <http://www.lem.ep.usp.br/pef5794/EXT-1.PDF>

Acedido em Janeiro de 2015.

[3.4] Phidgets.com. **3133_0 - Micro Load Cell (0-5kg) - CZL635** s.d. Disponível em http://www.phidgets.com/products.php?category=34&product_id=3133_0

Acedido em Janeiro de 2015.

[3.5] Tadhiparthi S. **STRAIN GAUGE.** Abril 2010, 15. Disponível em <http://amazingcircuits4u.blogspot.pt/2010/04/strain-gauge.html>

Acedido em Janeiro de 2015.

[3.6] Ishida.com. **Load Cell** s.d. <http://www.ishida.com/technologies/loadcell/html.html>

Acedido em Janeiro de 2015.

Capítulo IV – Teste ao Protótipo.

Com o protótipo funcional construído, foram executados diversos testes que se descrevem, e são divididos em três etapas. A primeira aferição foi efetuada em contexto de laboratório, no Laboratório de Mecânica Aplicada do ISEC. O segundo teste foi efetuado por um voluntário saudável. O último teste, o mais completo, foi realizado numa instituição particular de solidariedade social (IPSS).

4.1 Teste no Laboratório de Mecânica Aplicada – ISEC.

O objetivo deste teste foi o de verificar se os valores apresentados no LCD e gravados no cartão de memória correspondiam à força aplicada.

O protocolo de medição foi sobre uma amostra temporal de 45 segundos, com uma taxa de amostragem de 2 medições por segundo. Os valores aplicados, em Newton, foram de 2.5; 5; 7.5; 10; 15; 20; 25; 30; 40; 50; 75; e 100. O tempo de medição convém ser o mais longo possível para se poder aplicar todas as cargas convenientemente. A taxa de amostragem de 2Hz será a ideal para se obter um ficheiro compacto. As forças aplicadas foram sendo escalonadas na sua proporcionalidade a fim de se testar toda a escala.

A figura 4.1 apresenta o aspeto gráfico das cargas aplicadas ao fim dos 45 segundos.

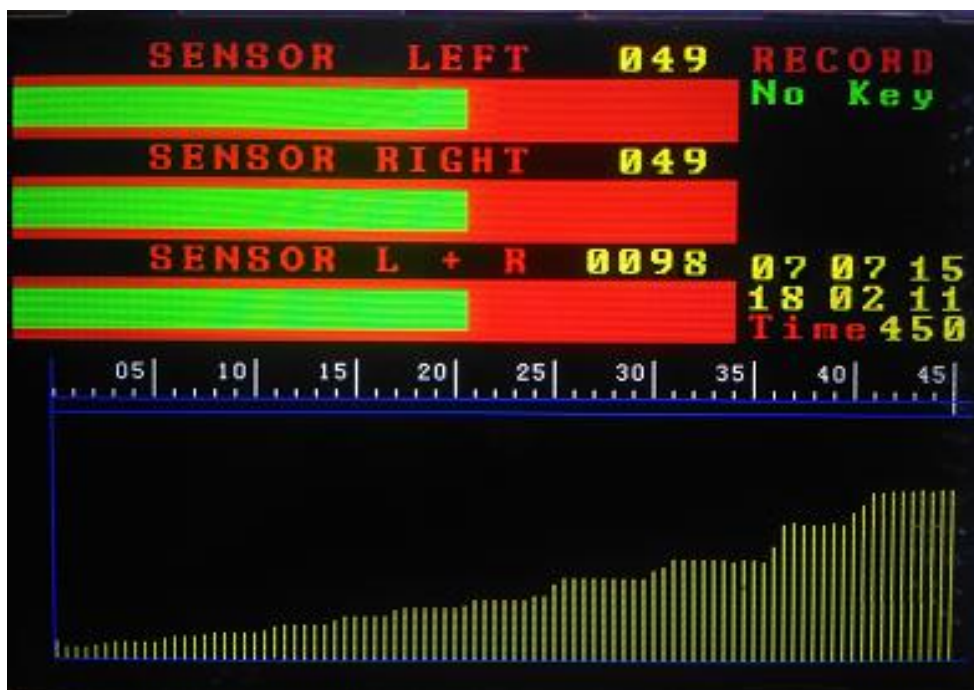


Figura 4.1 - Visualização no LCD do crescente das forças aplicadas.

Os resultados obtidos foram os esperados. Estavam de acordo, no espaço e no tempo, com as condições especificadas inicialmente. Na figura 4.2 observa-se o gráfico correspondente ao ficheiro gerado em 07/07/15.

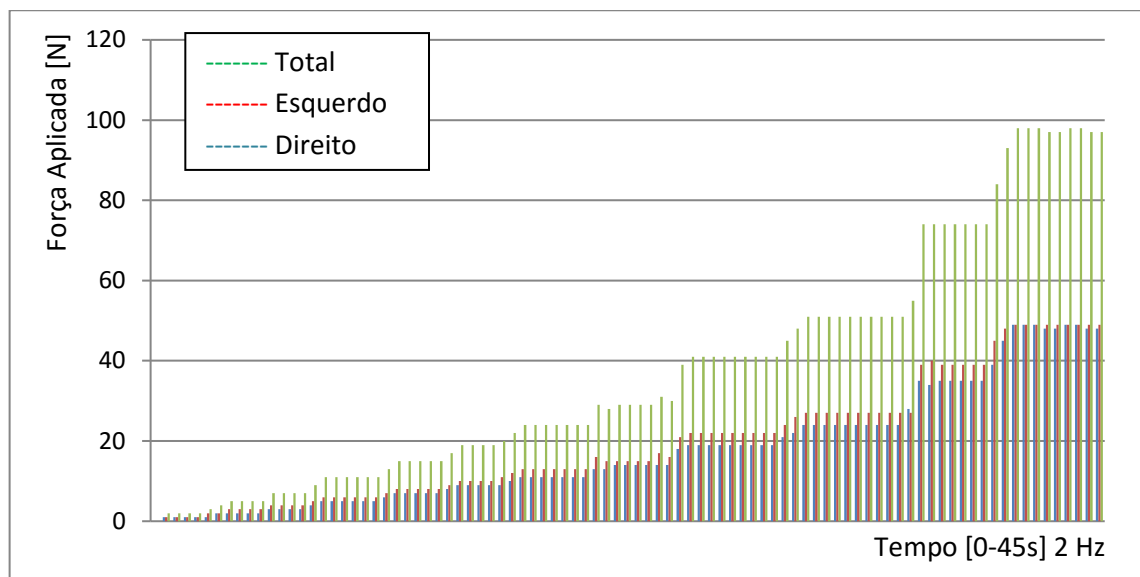


Figura 4.2 - Correspondente visualização gráfica do ficheiro gerado.

4.2 Teste com voluntário saudável.

O objetivo deste “primeiro teste” teste foi o de verificar se a exequibilidade no “terreno” seria possível. Para tal recorreu-se a um voluntário saudável. Sem disponibilizar explicação sobre o funcionamento do equipamento forneceu-se apenas o manual de utilizador. Não se seguiu nenhum protocolo especial de medições apenas se pediu para testar o dispositivo. O utilizador em causa não teve dificuldades em o operar. Selecionou e testou o protótipo segundo as suas convicções. Apresenta-se de seguida o gráfico resultante. Figura 4.3.



Figura 4.3 - Visualização do teste em voluntário saudável no LCD.

Na figura 4.4 observam-se os dados equivalentes da figura anterior. É de notar que se pode visualizar as diferenças entre as duas células de carga, que é normal, dado que a força total é a contribuição das duas componentes.

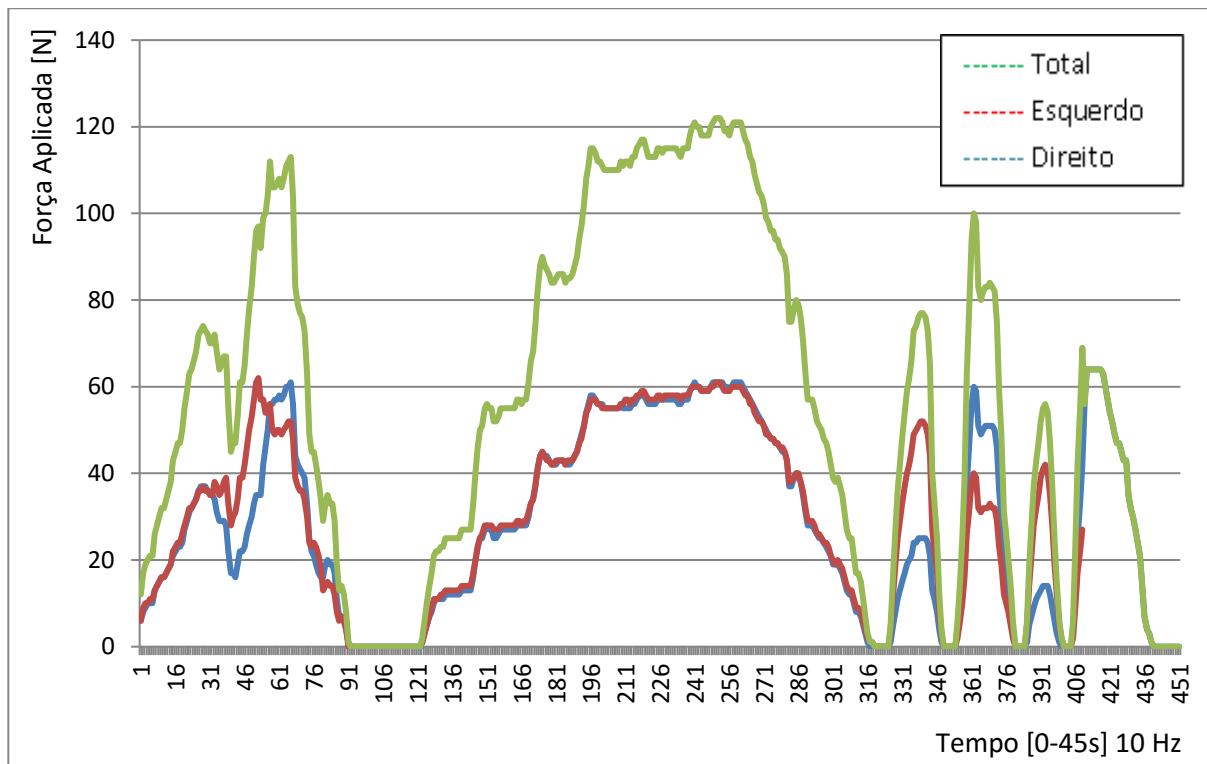


Figura 4.4 - Visualização do “primeiro” teste no LCD.

4.3 Teste final – recolha de dados em população.

O teste final foi implementado numa IPSS, com uma população idosa. O protótipo foi testado com 18 voluntários, 17 utentes e 1 funcionário. Foi explicado o enquadramento e recolhido o devido consentimento de todos os voluntários.

4.3.1 Protocolo de medição.

O protocolo de medição seguiu um conjunto de exercícios propostos que tiveram a duração de 8 segundos, com uma taxa de amostragem de 10 Hz. No primeiro exercício pedia-se que se aperte com a força máxima, seguido de uma relaxação suave, e nova repetição. Para o segundo exercício pedia-se que apertassem com a força máxima durante os 8 segundos. Foi mostrada uma figura-tipo com o que se pretendia, idêntica à apresentada na figura 4.5.

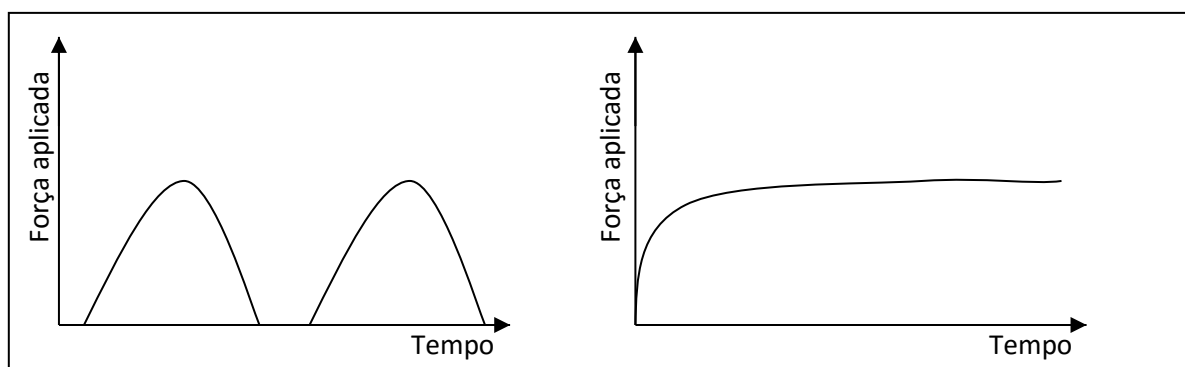


Figura 4.5 - Gráficos típicos para ilustração aos voluntários

4.3.2 Caracterização da população.

A população da amostra foi constituída por 6 elementos do sexo masculino e 12 do sexo feminino. A idade máxima foi de 92 anos, a mínima de 36, a média 73, a mediana e a moda é de 79 anos. A figura 4.6 indica a distribuição etária.

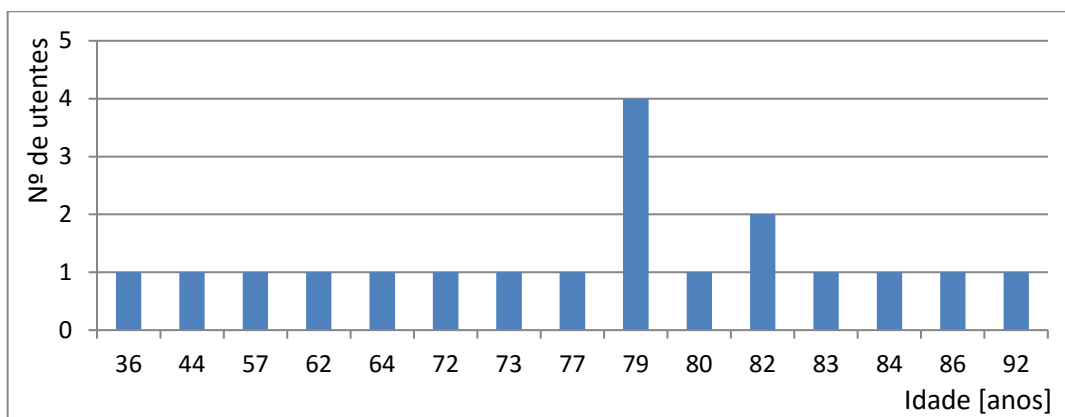


Figura 4.6 - Distribuição de idades pelos utentes.

Alguns utentes são fisicamente dependentes (7), outros autónomos (7), havendo 4 semi dependentes. As doenças / limitações físicas prendem-se essencialmente com a idade afetando a locomoção. A HTA (híper tensão arterial) bem como os diabetes estão presentes. Por fim refira-se que a confidencialidade será sempre mantida, referindo-se os utentes com recurso a uma sigla na interpretação dos dados.

4.3.3 Recolha dos dados e discussão.

Cada utente, após explicação, efetuou entre 4 e 8 repetições para cada exercício. Iniciou-se com o exercício número 1 para a mão direita, ao que se seguiu o número 2. Para a mão esquerda também foram considerados os mesmos pressupostos. A gravação dos dados, para cada utente, ocorreu num ficheiro individual. Para cada ficheiro gerado foi retirado o gráfico mais representativo após estudo das sequências típicas de cada paciente (no anexo são devidamente apresentados e interpretados estes dados). Devido à heterogeneidade da população da amostra verifica-se que a força de uma mão (a melhor) varia entre os 127 Newton e os 43 Newton, tendo como média 104. Isto indica que há alguns elementos com muito pouca força preênsil, 7 estão abaixo da média, 8 atingem força máxima. Um utente atinge 43 Newton, cerca de ¼ do valor máximo, Figura 4.7.

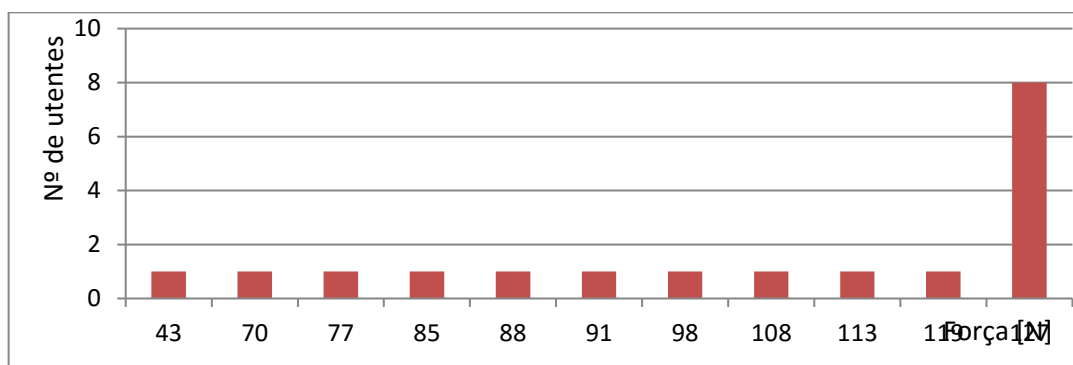


Figura 4.7 - Distribuição da maior força da melhor mão.

Os exercícios 1 e 2 totalizam conclusões muito semelhantes, mas o exercício 2 tem melhores resultados, como seria de esperar. Os valores médios e máximos estão aceitáveis. Para o exercício 1 a maioria dos valores situa-se entre os 20 e os 50 Newton, “preocupante” é a média total teste mínima com um valor de 1 Newton. Destaca-se um valor perto dos 100 Newton. A média fica-se pelos 37. A figura 4.8 reflete esses dados.

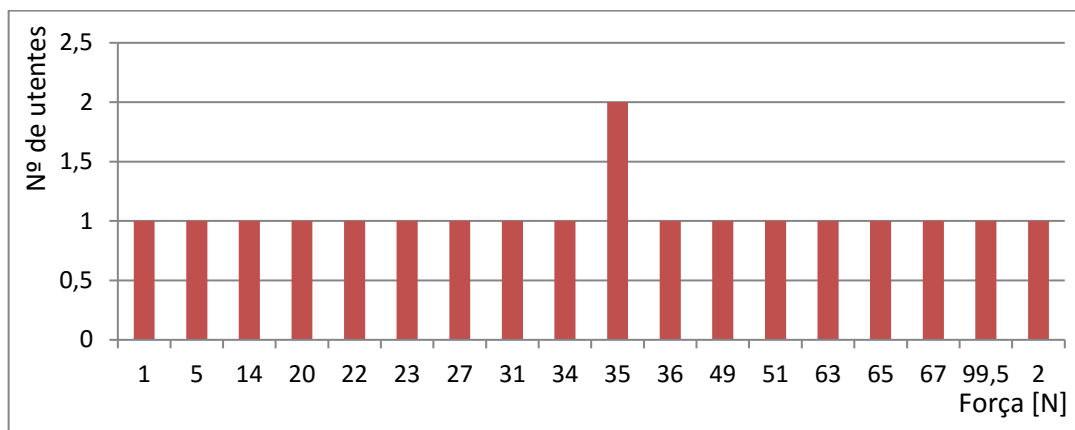


Figura 4.8 - Distribuição de melhor força para o exercício 1.

Para o exercício 2 a média situa-se nos 73 valores. Existem 3 valores um pouco baixos, observável na figura 4.9 com os valores na ordem dos 20 Newton, 4 utentes atingem valores superiores a 100 Newton como se observa na figura 4.9.

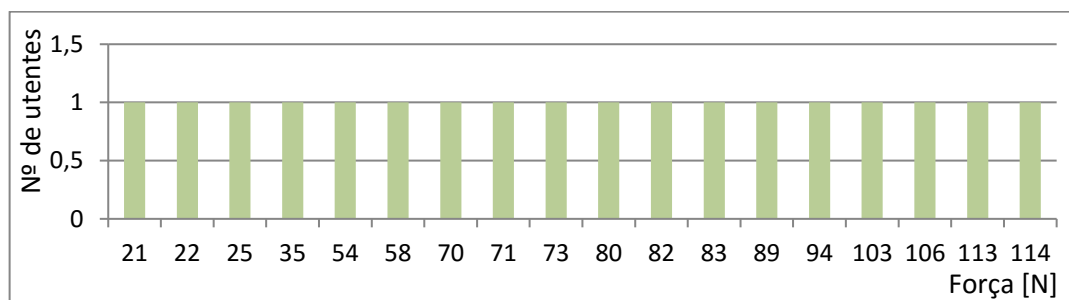


Figura 4.9 - Distribuição da força máxima - exercício 2.

O dispositivo permite também medir os desvios entre cada parte da mão, nomeadamente a força exercida pelo mindinho/anelar (m/a) e pelo indicador/médio (i/m), graças aos 2 extensómetros. O desvio médio varia entre os 10% e os 20%, mas existem desvios na ordem do 50% e até 60%. Alguns pacientes têm mais força na região m/a do que na i/m.

Pediu-se que fossem feitos 4 apertos no exercício 1, duas para a mão direita e duas para a mão esquerda. Foram efetuadas, no total, 77 apertos. A média ficou-se um pouco acima das 4 repetições. Existiram pacientes que não efetuaram as 4 repetições pedidas, variando entre os 2 e os 12 impulsos. A média situa-se nos 4 valores, onde 10 utentes responderam ao solicitado. Muito distante do pretendido está um utente com 12 repetições. Esta distribuição é verificada na figura 4.10.

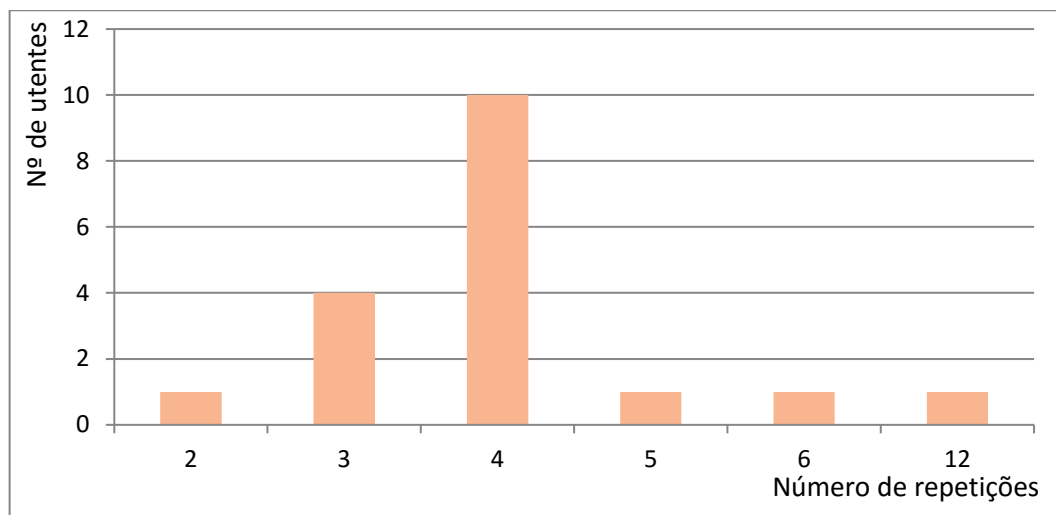


Figura 4.10 - Número de repetições para o exercício 1.

O tempo que a mão demora a atingir cerca de 90% da sua força máxima também foi considerado neste teste para o segundo exercício. Desta forma pode-se avaliar a agilidade e o “feedback” que o aperto na haste sensor tem em relação ao paciente. Figura 4.11.

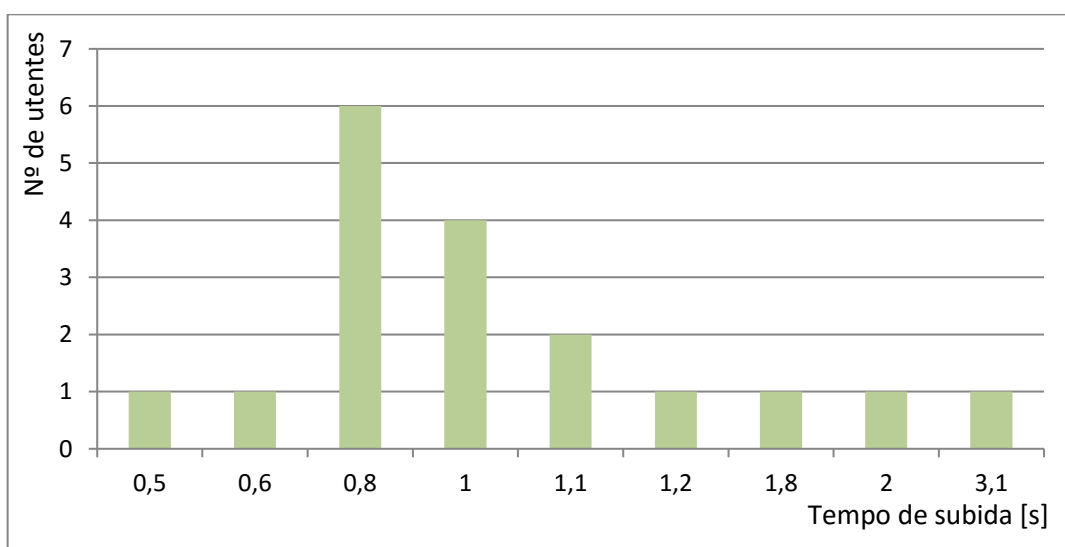


Figura 4.11 - “Rampas” de subida do exercício 2.

Observa-se uma rampa mais ou menos acentuada conforme seja a agilidade nesse membro. Os valores variam entre 0,5 e 3,1 segundo. A maior percentagem situa-se nos 0,8 segundos com 1/3 dos participantes. 4 utentes realizam-no em 1 segundo, e dois em 1,1. Os outros valores situam-se acima com exceção de um valor com 0,6 segundos. O valor médio é de 1,12 segundos.

Outro parâmetro que tem importância a saber é qual a soma da força máxima que o conjunto de ambas as mãos conseguem gerar. Para tal criou-se o gráfico da figura 4.12.

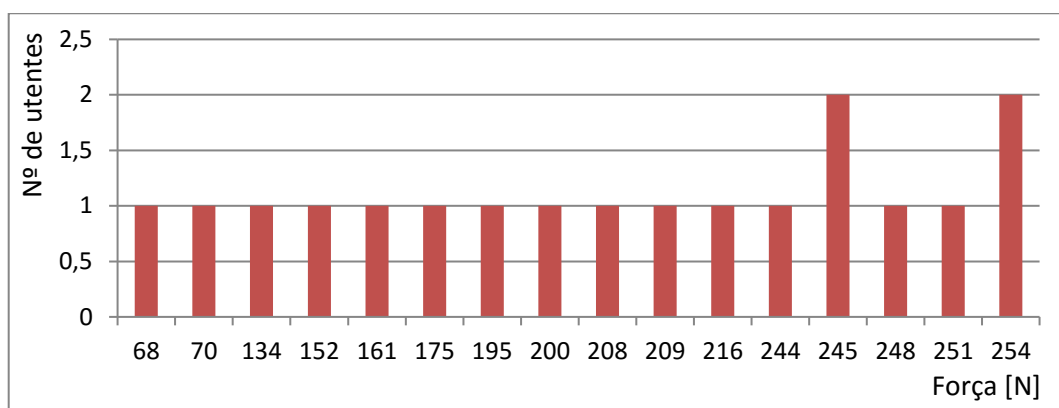


Figura 4.12 - Valores máximos esquerda + direita.

O valor médio situa-se nos 196, regredido para estes níveis pelos dois resultados mais baixos, que rondam a casa de 1/3 do valor médio, sendo que metade dos valores supera os 200 Newton.

A força média de cada utente apresenta ainda valores mais díspares. Sendo a média de 55 Newton, metade dos utentes situa-se acima e outra metade abaixo. O valor médio mais baixo apresenta 6 vezes menos do que o maior valor, 3 valores estão 50% abaixo do valor médio, 4 valores estão claramente acima da média.

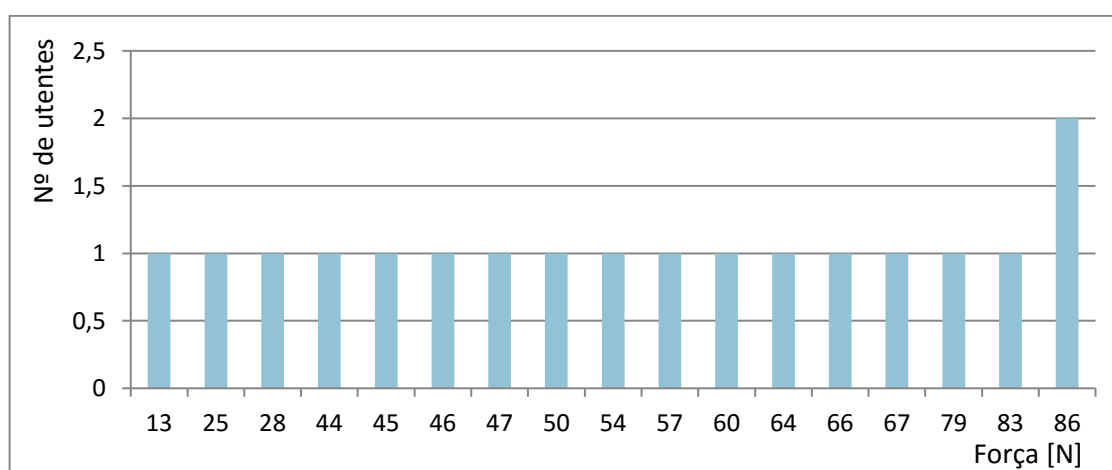


Figura 4.13 - Valores médios esquerda + direita.

4.3.4 Análise dos dados.

A análise aos dados foi feita com a ajuda de um enfermeiro da IPSS. Pelas estatísticas conclui-se claramente que um utente tem muito pouca força em ambas a mãos. Dois utentes também têm o mesmo problema, embora sendo menos grave. Um grupo de 4 utentes tem uma força preênsil acima da média, sendo muito boa. Há algumas assimetrias entre as zonas da mão e entre a mão esquerda e direita.

Vários utentes realizaram os 2 exercícios propostos com correção ou se aproximaram do que era pedido. 4 estavam muito fora do contexto. Alguns utentes não conseguem manter a força no segundo exercício.

Procedendo-se a análise individual de cada utente, verifica-se que o NLM tem a mesma força em ambas as mãos, no entanto a subida é algo lenta. O ataque isquémico sofrido pelo paciente LLLM afetou a parte i/m da mão esquerda, onde a parte a/m tem mais capacidade preênsil, ainda se denotam falhas e instabilidade na força aplicada.

Analisando o utente JC verifica-se a lentidão da rampa de subida em especial da mão direita, o que confirma os problemas de circulação de sangue associado aos diabetes. A paciente MFA verifica-se que os problemas de osteoporose e outros associados impediram que executasse corretamente o exercício um e para a mão direita apesar das 10 oportunidades concedidas, a utente AML também teve essa falha, mas para a mão esquerda.

A “jovem” de 44 anos ESA está neste lar devido a problemas de esquizofrenia e debilidade mental. Para a sua idade tem muito pouca força e na mão esquerda tem uma assimetria muito notória. A tremura também é considerável para a idade. Estes fatos explicam-se, pela atitude sempre passiva da pessoa em questão.

Analisando em especial o gráfico do segundo exercício e para a mão esquerda a paciente EA revela uma intrigante constante de força aplicada, sendo distribuída por patamares. Tal facto deve-se a esta senhora ter sido costureira. Devido à profissão sofreu luxações nas articulações digitais que provocam esse fenómeno. Fenómeno idêntico se retrata na paciente MEOA com 79 anos.

Regra geral, a mão direita tem sempre um melhor desempenho do que a congénere esquerda. As queimaduras de terceiro grau na parte direita impedem a paciente MN de atingir melhores desempenhos na parte direita. A assimetria a/m vs. i/m chega a ter valores consideráveis.

O Síndrome Vertiginoso da paciente RM não permite que esta execute os exercícios com a mínima correção. Há um grande desvio entre a parte a/m e i/m. Aplica sempre uma força inconstante.

Curiosamente a utente MRC com 92 anos executa os exercícios com uma força assinalável, também MP de 81 anos conseguiu bons resultados. O utente JCC com 80 anos tendo quadro clínico de HTA, diabetes e epilepsia, no entanto executa bem o primeiro exercício em ambas as mãos mas no segundo exercício apresenta um quadro de instabilidade.

Pelo exposto conclui-se que o historial clínico e profissional desempenham um papel ativo nos dados da amostra, no entanto existem exceções a esta regra. Idade não é sinónima de debilidade, pelo contrário a utente com mais idade está entre os melhores resultados, reforçando esta afirmação temos a paciente ESA que com 44 anos apresenta um dos piores desempenhos senão o pior. Quase todos os pacientes apresentam uma tremura mais ou menos acentuada e alguns apresentam assimetrias entre as mãos e/ou entre as partes das mãos.

Capítulo V – Conclusão.

5.1 Suma Final.

Este projeto foi desenvolvido sob tema “*Avaliação da Força de Preensão*” e levou a equacionar várias soluções até se chegar ao protótipo final. Durante este percurso foram várias as soluções e opções encontradas para superar os diferentes obstáculos que se foram cruzando. Como resultado final foi obtido um protótipo funcional que preenche todos os requisitos de projeto. Pelos testes efetuados no capítulo 4 verificou-se que os resultados foram muito precisos, mesmo quando operado autonomamente por bateria.

Em comparação aos aparelhos comerciais existentes no mercado, este dispositivo tem várias características diferenciadoras, sendo algumas claramente inovadoras:

1. Pelo facto de possuir um processador, significa que dispõe de mais-valias nas opções e configuração oferecidas ao utilizador, sem que isso se traduza numa complexidade na utilização. Com efeito e devido ao *software* desenvolvido, durante o arranque do dispositivo este executa os ajustes necessários recorrendo à memória interna, dispensando a intervenção do utilizador;

2. Dispõe de um relógio do tipo RTCC (*Real Time Continuous Clock*) que se traduz numa fonte de tempo, sempre certa, sem necessidade de manutenção, já que graças ao baixo consumo do módulo permite que este receba carga para 12 meses com apenas algumas horas de utilização;

3. O cartão de memória incluído, do tipo *SD Card*, permite exportar os dados sob a forma CSV, eliminando a instalação de drivers, sendo de fácil leitura e interpretação em programas do tipo de folha de cálculo;

4. O display LCD, de alta resolução tem um consumo económico, de modo a que se apresentem os resultados de imediato sendo bastante intuitivos e inteligíveis;

5. O conjunto de *switch's* laterais proporcionam uma maneira fácil de configurar o dispositivo;

6. A haste de medição tem um formato ergonómico e funcional. A estrutura base é em alumínio o que contribui para o baixo peso. É agradável ao tato devido ao revestimento em poliolefina ($C_n H_{2n}$) associado ao enchimento em espuma de poliéster. O conjunto possui elementos complementares em PES (Sulfona de Poliéster), maquinados, sendo a sua base revestida a feltro;

7. A medição é feita recorrendo a dois elementos sensores, o que poderá ser útil para verificar se existe assimetria na força a ser medida;

8. Sendo o conjunto facilmente transportável numa pequena mala de mão conclui-se que possui características compactas e portáteis;

9. Pelas suas características, permite a implementação de funcionalidades de *biofeedback* para utilização em reabilitação da mão.

5.2 Trabalhos futuros.

O protótipo desenvolvido está sempre aberto a melhoramentos. Este trabalho é desenvolvido em 3 áreas essenciais. Cada área de desenvolvimento poderá ser trabalhada no sentido de tornar o trabalho mais funcional:

1. Na implementação mecânica aconselha-se a desenvolver um sistema de ajuste entre as duas barras paralelas melhorando a ergonomia e adaptabilidade a diferentes tipos de mão;

2. Na parte da utilização será útil implementar alguma componente de “*biofeedback*”. Um interface mais evoluído que contemple uma maior interatividade com o paciente. Exercícios pré definidos, jogos e atividades podem ser programados através das chaves seletoras;

3. No desenvolvimento do *software/hardware* é possível implementar uma ligação por rede *web* para que se possa ter acesso remotamente ao dispositivo. É particularmente útil quando o médico e o paciente estão à distância.

Capítulo VI – Bibliografia.

Antunes, Fernando. (2012). ***Mecânica Aplicada - Uma Abordagem Prática***. Edições Lidel.

Figueira, Manuel (2008). ***Processamento Digital de Sinais***. Coleção NI. Fundação Calouste Gulbenkian.

Gonçalves, Vitor M. S. (2008). ***Sistemas Electrónicos com Microcontroladores***, 2ª Edição Actualizada e Aumentada. ETEP – Edições Técnicas e Profissionais.

Gonçalves, Vitor M. S. (2008). ***Sistemas Baseados em Microcontroladores PIC***. Editora Publindústria.

Lourtie, Isabel (2012) ***Sinais e Sistemas***, 2ª Edição. Escolar editora.

Maloberti F. (2015) ***Entendendo Microeletrônica, uma abordagem top-down***. LCT Editora. Brasil.

Pareto, Luis (2004). ***Mecânica e Cálculo de Estruturas***. Editora Hemus.

Portela, Artur. (1996). ***Mecânica dos Materiais***. Plátano - Edições Técnicas.