



Mestrado em Engenharia Mecânica

Hand Rehabilitation System

Dispositivo Biomecânico para Reabilitação da Mão

Trabalho de Projeto apresentado para a obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Mecânica
Especialização em Construção e Manutenção de Equipamentos
Mecânicos

Autor

Diogo Videira Figueiredo

Orientadores

Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro

Professor do Departamento de Engenharia Mecânica
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Prof. Mestre Fernando Domingues Moita

Professor do Departamento de Engenharia Eletrotécnica
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Coimbra, setembro, 2017

Dedico este trabalho aos meus pais.

Agradecimentos

Ao Professor Doutor e Orientador Luis Manuel Ferreira Roseiro pela partilha de ideias e conhecimentos e por toda a dedicação, acompanhamento e compreensão disponibilizada durante a realização de todo o trabalho.

Ao Professor Mestre e Orientador Fernando Domingues Moita pela partilha de ideias e conhecimentos, apoio e disponibilidade prestada.

Ao Doutor Filipe Carvalho e ao Doutor Jorge Laíns pela sua disponibilidade, acompanhamento e ajuda prestada ao longo de todo o projeto.

À Professora Anabela Gomes, ao Professor Álvaro Santos e ao Professor César Paris por toda colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Hospital Rovisco Pais e ao Lar Boa Esperança pela disponibilidade e apoio na realização dos testes de utilização.

A todos os voluntários e terapeutas que se disponibilizaram a participar nos testes de utilização do equipamento.

À Engenheira Linda Pinto pela disponibilidade e apoio dado ao longo de todo o projeto.

Aos meus colegas de laboratório pelas críticas construtivas, ajuda e amizade prestada.

À minha namorada Patrícia, pelas palavras de incentivo, compreensão, paciência, apoio e por acreditar sempre em mim.

Aos meus Pais, Irmã e Avós que, com o seu apoio incondicional, carinho e compreensão, possibilitaram a concretização dos meus objetivos. A eles devo tudo aquilo que conquistei!

A todos o meu Obrigado!

Resumo

A ocorrência de acidentes vasculares cerebrais – AVC tem vindo a aumentar, sendo uma das principais causas de morte e de invalidez em todo o mundo. Graças à grande evolução que se tem assistido na área da saúde, o número de sobreviventes tem também aumentado, embora, na grande maioria dos casos, fiquem com graves sequelas e com necessidades de reabilitação para poderem melhorar a sua qualidade de vida pós AVC. Embora já existam ferramentas de apoio à reabilitação direcionadas para este tipo de pacientes, a emergente evolução tecnológica permite o desenvolvimento de sistemas que tornem a reabilitação mais estimulante, autónoma e eficaz. Este trabalho de projeto pretende ser uma contribuição para essa evolução. Assim, apresenta-se um protótipo funcional direcionado para a reabilitação da mão, designado por HRS – *Hand Rehabilitation System*. O equipamento que se propõe tem como principal objetivo a avaliação e melhoria da capacidade de preensão e dos movimentos da mão dos pacientes, assim como o seu desempenho cognitivo. O equipamento conjuga a utilização de componentes estruturais com um conjunto de sensores, ligados a uma unidade de processamento que, além da interface de medição e registo, disponibiliza um conjunto de exercícios com *biofeedback* sob forma de jogo, permitindo assim que os utilizadores realizem as tarefas de reabilitação de forma mais divertida e interativa. Apesar de ser direcionado para os pacientes em processo de reabilitação pós AVC, o HRS pode também ser utilizado em outros contextos em que os exercícios que envolvam a capacidade de preensão e a motricidade da mão ou ainda a implementação de atividades ocupacionais, possam ser úteis.

Neste trabalho descrevem-se as etapas que conduziram ao desenvolvimento do HRS, desde a sua conceção, projeto e construção aos testes de funcionalidade e usabilidade, cujos resultados se apresentam e que salientam a relevância deste equipamento.

Palavras-chave: Biomecânica de Reabilitação, Reabilitação da Mão, AVC

Abstract

The occurrence of cerebrovascular accidents – CVA has been increasing, being one of the main causes of death and invalidity all over the world. Due to the great evolution in healthcare, the number of survivors has increased as well, although, in most cases, they present serious sequels and need rehabilitation to improve their quality of life after a stroke. Although there are tools to support the rehabilitation of these patients, the evolution of emerging technologies allows the development of systems that make rehabilitation more stimulating, autonomous and effective. This project work aims at making a contribution to that evolution. Thus, we present a functional prototype for hand rehabilitation designated HRS – Hand Rehabilitation System. The proposed equipment has as its main goal the assessment and improvement of patients' grip ability and hand movements, as well as their cognitive performance. The equipment combines the use of structural components with a set of sensors, connected to a processing unit that, in addition to the measurement and recording interface, provides a set of biofeedback exercises in game form, thus allowing users to perform rehabilitation tasks in a more fun and interactive way. Although it is intended for patients who are in the process of post-stroke rehabilitation, HRS can also be used in contexts where exercises involving grip and hand motility, or the implementation of occupational activities, can be useful.

This paper describes the steps that led to the development of HRS, from conception, design and construction to functionality and usability tests, the results of which show the relevance of this equipment.

Keywords: Rehabilitation Biomechanics, Hand Rehabilitation, Stroke

Índice

RESUMO	I
ABSTRACT	III
ÍNDICE	V
ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABELAS	IX
LISTA DE ABREVIATURAS	XI
1. INTRODUÇÃO	1
2. CONCEITOS TEÓRICOS E PESQUISA DE PATENTES	5
2.1. Acidente Vascular Cerebral.....	5
2.2. Mão.....	7
2.3. Escala de Fugl-Meyer.....	10
2.4. Equipamentos de Reabilitação da Mão e Patentes.....	11
2.4.1. Tyromotion Amadeo.....	11
2.4.2. Saebo Glove.....	12
2.4.3. Hocoma Armeo Power.....	13
2.4.4. Motorika ReoGo	14
3. HAND REHABILITATION SYSTEM	15
3.1. Enquadramento.....	15
3.2. Protótipo HRS	18
3.3. Eletrônica.....	21
3.3.1. Circuito do Sistema de Medição de Força	22
3.3.2. Circuito do Sistema de Jogos.....	24
3.4. Mecânica	26
3.4.1. Modelação e Montagem da Estrutura Base.....	26
3.4.2. Modelação do Sistema de Medição de Força.....	28
3.4.3. Modelação e Prototipagem dos Objetos para Medição da Força	30
3.4.4. Verificação Estrutural dos Objetos para Medição da Força.....	35
3.4.4.1. Bola	37
3.4.4.2. Caneca	39
3.4.4.3. Caneta	42
3.4.4.4. Folha	44
3.5. Informática	45
3.5.1. S4A	45
3.5.2. Visual Studio C#.....	50
4. TESTES DE FUNCIONALIDADE E ANÁLISE DE RESULTADOS	53
5. CONCLUSÕES E DESENVOLVIMENTOS FUTUROS	59
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
7. ANEXOS	63
7.1. Escala de Avaliação de Fugl-Meyer	65
7.2. Datasheet Célula de Carga.....	86
7.3. Datasheet HX711	91
7.4. Datasheet FSR 402	101

8. APÊNDICES	107
8.1. Consentimento Informado	109
8.2. Questionário de Utilização.....	111
8.3. Questionário de Utilidade	134

Índice de Figuras

Figura 1- Tipos de AVC (RedeBrasilAVC, 2017)	6
Figura 2- Principais Causas de Morte em 2000 e 2015 (WHO, 2017)	7
Figura 3- Preensão Grossa e Preensão Fina (Britannica, 2017).....	8
Figura 4- Ossos do Carpo (Anatomia, 2017).....	9
Figura 5- Ossos do Metacarpo (Anatomia, 2017).....	9
Figura 6- Falanges (Anatomia, 2017).....	9
Figura 7- Tyromotion Amadeo (Tyromotion, 2017)	12
Figura 8- Saebo Glove (Saebo, 2017)	13
Figura 9- Hocoma Armeo Power (Hocoma, 2017).....	13
Figura 10- Motorika ReoGo (Motorika, 2017).....	14
Figura 11- 1º Protótipo do Hand Rehabilitation System	16
Figura 12- Luva do primeiro Protótipo.....	17
Figura 13- Protótipo HRS.....	18
Figura 14- Base de Suporte	19
Figura 15- a) Luva; b) Botões de Pressão; c) Sensores de Força Resistivo.....	20
Figura 16- a) Folha; b) Caneca; c) Bola; d) Caneta	20
Figura 17- Arduino Nano (Arduino, 2017).....	21
Figura 18- Circuito Sistema de Medição	22
Figura 19- Célula de Carga CZL635	23
Figura 20- Módulo HX711	24
Figura 21- Representação Esquemática do Circuito Elétrico do Sistema de Jogos	24
Figura 22- FSR 402	25
Figura 23- Esquema de PCB	26
Figura 24- Base da Estrutura	27
Figura 25- Corte do Perfil.....	27
Figura 26- Maquinação do Acrílico em CNC.....	28
Figura 27- Sistema de Medição de Força	29
Figura 28- Sistema de Conexão entre a Célula de Carga e os Objetos de Medição de Força.....	29
Figura 29- a) Vista Isométrica da Bola; b) Vista em Corte da Bola	31
Figura 30- a) Vista Isométrica da Caneca; b) Vista em Corte da Caneca.....	32
Figura 31- a) Vista Isométrica da Caneta; b) Vista em Corte da Caneta	33
Figura 32- a) Vista Isométrica da Folha; b) Base; c) Fixação Parafuso; d) Fixação Folha	34
Figura 33- Elemento Tetraédrico Parabólico.....	36
Figura 34- Objetos para Medição de Força	36
Figura 35- Modelo da Bola para Análise Estrutural	37
Figura 36- Detalhes da Malha da Bola	38
Figura 37- Distribuição das tensões de von Mises na Bola	38
Figura 38- Distribuição dos Deslocamentos Resultantes na Bola	39
Figura 39- Modelo da Caneca para Análise Estrutural	40
Figura 40- Detalhes da Malha da Caneca	41
Figura 41- Distribuição das tensões de von Mises na Caneca	41
Figura 42- Distribuição dos Deslocamentos Resultantes na Caneca	42
Figura 43- Modelo da Caneta para Análise Estrutural	43
Figura 44- Detalhes da Malha da Caneta.....	43
Figura 45- Distribuição das tensões de von Mises na Caneta.....	44

Figura 46- Deslocamentos Resultantes na Caneta	44
Figura 47- Jogo Jump Ball.....	46
Figura 48- Jogo Rebenta Bola	47
Figura 49- Jogo Coleta Estrelas	48
Figura 50- Jogo Reação Luz	49
Figura 51- Gráfico com Patamares Limite de Força	50
Figura 52- Gráfico com Força Livre	51
Figura 53- Layout da Aplicação HRS.....	51
Figura 54- Pacientes a testar o HRS	54
Figura 55- Protótipo da Luva do Jogo Rebenta Bola	55

Índice de Tabelas

Tabela 1- Características Mecânicas do Material Visijet FTI Blue.....	30
Tabela 2- Resultados Questionários Terapeutas.....	57
Tabela 3- Resultados Questionários Pacientes	58

Lista de Abreviaturas

AVC - Acidente Vascular Cerebral;

CAD - *Computer-Aided Design* (Desenho Assistido por Computador);

CAM - *Computer-Aided Manufacturing* (Fabrico Assistido por Computador);

CNC - *Computer Numerical Control* (Controlo Numérico Computadorizado);

CVA - *Cerebrovascular Accident* (Acidente Vascular Cerebral);

EFM - Escala de Avaliação de Fugl-Meyer;

EPO - *European Patent Office* (Escritório Europeu de Patentes);

FSR - *Force Sensing Resistor* (Sensor de Força Resistivo);

IDE – *Integrated Development Environment* (Ambiente Integrado de Desenvolvimento);

LCD – *Liquid Crystal Display* (Ecrã de Cristais Líquidos);

LED – *Light Emitting Diode* (Díodo Emissor de Luz);

PCB - *Printed Circuit Board* (Placa de Circuito Impresso);

WHO - *World Health Organization* (Organização Mundial da Saúde);

WIPO - *World Intellectual Property Organization* (Organização Mundial da Propriedade Intelectual) ;

1. Introdução

Tendo em conta a grande evolução que se tem assistido na medicina e com o desenvolvimento de novos medicamentos, a esperança média de vida tem vindo a aumentar gradualmente, levando por consequência a um aumento da população idosa a nível mundial. Com o avançar da idade, a probabilidade de ocorrência de problemas cardiovasculares aumenta também significativamente. O acidente vascular cerebral (AVC) é uma das ocorrências mais graves neste contexto, assumindo-se como uma das principais causas de morte e incapacidade no mundo, afetando todos os anos milhares de pessoas. Graças á consciencialização da população com os sintomas e perigos do AVC, e à melhoria na rapidez de intervenção médica após a ocorrência dos acidentes, o número de sobreviventes tem aumentado. Porém, mesmo com a rápida intervenção, na maioria dos casos, as pessoas vítimas de AVC sofrem graves sequelas, sendo necessário entrar em processo de reabilitação física para poder recuperar algumas das funções físicas perdidas aquando do acidente.

Uma vez que se trata de um problema com grande impacto a nível mundial, desde há muito que se têm vindo a desenvolver procedimentos que permitam avaliar e quantificar o grau de afetação provocado pelo acidente. Em 1975, foi criada a Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM), que apareceu com o objetivo de avaliar e quantificar o comprometimento sensório-motor de pessoas afetadas por AVC. Embora tivessem sido desenvolvidas outras escalas para avaliação, a EFM continua a ser a principal, reunindo grande consenso entre a comunidade médica quanto à sua validade e utilidade. Pese embora a utilização consensual destas escalas de avaliação, assim como a sua aplicabilidade e importância, o modo como são implementadas assume algum grau de subjetividade. Contudo, tendo em conta a grande evolução tecnológica que se tem assistido e as mais-valias que estas trazem no auxílio das avaliações médicas, é cada vez mais usual a utilização de sistemas automatizados no apoio às avaliações clínicas, permitindo desta forma diminuir o erro obtido nas avaliações efetuadas.

Além da avaliação clínica, importante para a aferição dos comprometimentos físico motores do paciente, a componente de reabilitação é determinante para o seu processo de recuperação. Também neste contexto, ao longo dos anos se têm vindo a desenvolver técnicas e metodologias

de reabilitação, maioritariamente direcionadas para a mimetização de atividades do quotidiano, com recurso à manipulação de objetos.

A evolução recente da tecnologia tem permitido o desenvolvimento de dispositivos direcionados para o processo de reabilitação, em particular com aplicação de sensores de movimento e baseados em realidade virtual. Contudo, poucos dos dispositivos conjugam o recurso a objetos do quotidiano, assim como atividades que exijam a introdução de força pelo paciente.

Normalmente as atividades de reabilitação são segmentadas para partes específicas do corpo humano. Se os membros inferiores são importantes, dado que permitem a mobilidade do paciente, os membros superiores também são determinantes no processo de recuperação. Em particular a mão e as capacidades de motricidade e preensão assumem uma importância relevante para o quotidiano do paciente.

Este trabalho de projeto teve o seu enquadramento na reabilitação da mão, com o objetivo de desenvolver um dispositivo biomecânico que permita ajudar os pacientes, vítimas de AVC, na avaliação e recuperação da força e mobilidade da mão. Assim, foi desenvolvido um sistema de avaliação e treino da mão, baseado em exercícios interativos e sob forma de jogo.

O sistema biomecânico que se apresenta, designado por HRS - Hand Rehabilitation System, permite a implementação de procedimentos de recuperação das atividades associadas à mão, de uma forma descontraída e dinâmica, cortando um pouco com o padrão dos habituais exercícios de recuperação baseados na manipulação de objetos e atividades do quotidiano. A inclusão de sistemas dinâmicos e com avaliação em tempo real, permite integrar os pacientes de uma forma mais efetiva no processo de recuperação, vendo os seus próprios progressos e fazendo a sua própria autoavaliação. Sendo o HRS um sistema automatizado permite maior autonomia ao paciente na realização dos exercícios, uma vez que o processo de avaliação é feito através do sistema, não sendo necessário uma observação a tempo inteiro do terapeuta durante a realização do exercício.

Após a introdução, apresentam-se no capítulo 2 os conceitos teóricos associados ao trabalho de compreensão do AVC, da mão e da Escala de Avaliação de Fugl-Meyer, que serviu de suporte em alguns dos desenvolvimentos implementados neste dispositivo. Descrevem-se ainda os

principais equipamentos de reabilitação direcionados para a mão e que estão disponibilizados no mercado.

O capítulo 3 apresenta o HRS, descrevendo os seus componentes, o modo de funcionamento, enquadrando os principais objetivos de cada um dos exercícios presentes o protótipo, assim como a interligação entre a mecânica, eletrónica e programação informática. Neste capítulo é ainda feita uma descrição detalhada de todos os componentes que constituem o HRS, bem como de toda fase de modelação e construção do protótipo, sendo apresentados todos os processos de desenvolvimento associados á concepção do mesmo. O desenvolvimento do HRS, implicou a utilização de vários processos de projeção e execução nas diferentes áreas de aplicação que o projeto abrangeu, tais como, o desenho e produção de placa de circuito impresso (PCB), modelação 3D, prototipagem rápida, maquinação CNC e ainda, programação e desenho gráfico de aplicações informáticas. É ainda apresentado um estudo numérico em elementos finitos de alguns dos componentes que equipam o HRS.

Tendo em conta a necessidade de averiguar a aceitação dos pacientes à introdução de tecnologias e sistemas interativos para avaliação do AVC, foram feitos testes de utilização do equipamento para verificar a utilidade e validade do mesmo, junto da comunidade médica e pacientes. A realização dos testes de usabilidade neste contexto são de extrema importância, uma vez que, só através deles, é possível verificar o real valor do mesmo. Caso não haja aceitação por parte dos pacientes e terapeutas é impossível obter resultados, uma vez que, é necessário que haja um interesse por parte de ambos em realizar os exercícios, utilizando um novo conceito de treino. De forma a apurar os resultados dos testes efetuados, foram realizados questionários de utilização e utilidade, junto de pacientes e terapeutas, que são analisados e debatidos no presente trabalho, sendo apresentados no capítulo 4.

Por último, no capítulo 5 referem-se as conclusões deste trabalho, assim como os desenvolvimentos futuros.

2. Conceitos Teóricos e Pesquisa de Patentes

Neste capítulo é apresentada uma revisão dos conceitos teóricos considerados relevantes para o projeto desenvolvido, assim como o estado da arte quanto aos equipamentos e soluções disponíveis no mercado que tenham como objetivo a reabilitação da mão.

Refira-se que, atendendo às especificidades do equipamento a desenvolver, nomeadamente o seu enquadramento na reabilitação da mão, em particular no auxílio a pacientes em fase de reabilitação pós AVC, o desenvolvimento do projeto teve como fonte de inspiração alguns dos exercícios propostos pela escala de Fugl-Meyer. Assim, apresenta-se também a pesquisa efetuada na compreensão desta escala de avaliação com o intuito de perceber melhor todos os conceitos associados ao problema que se pretende solucionar.

2.1. Acidente Vascular Cerebral

Um Acidente Vascular Cerebral, ou simplesmente AVC, ocorre quando o fluxo de sangue para uma área do cérebro é interrompido repentinamente, fazendo com que os nutrientes e oxigénio transportados através da corrente sanguínea deixem de chegar aos tecidos do cérebro e células nervosas, levando à destruição de tecidos e provocando danos imediatos na função cerebral. Existem dois tipos principais de acidente vascular cerebral (Figura 1), o Isquémico e o Hemorrágico. O AVC é considerado Isquémico quando a interrupção do fluxo sanguíneo ocorre por obstrução do vaso sanguíneo por um coágulo, sendo o tipo de AVC mais comum. Quando a interrupção do fluxo de sangue ocorre devido a um rebentamento de um vaso sanguíneo, o AVC designa-se por Hemorrágico.

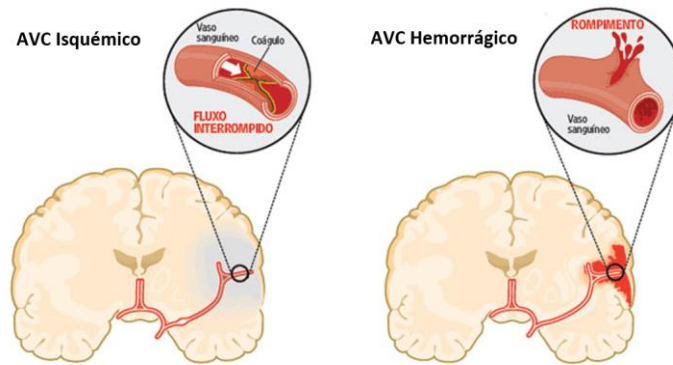


Figura 1- Tipos de AVC (RedeBrasilAVC, 2017)

Uma vez que a função das células cerebrais é processar, ativar e controlar todas as ações do corpo, quando estas células cerebrais são afetadas, deixam de cumprir a sua função. Os danos provocados nas células cerebrais por um AVC podem levar à perda das funções controladas pela área afetada do cérebro, tais como dificuldades na fala e visão, perda de memória e controle muscular, fazendo com que as pessoas afetadas fiquem paralisadas temporária ou permanentemente num lado do corpo, dependendo da gravidade da lesão e das áreas do cérebro afetadas.

Nos casos em que os danos cerebrais são menores, resultante de um AVC de menor gravidade, a afetação dos membros poderá ser apenas temporária, havendo a possibilidade de recuperar todas as funções afetadas quando o AVC. No entanto, de acordo com a *National Stroke Organization* (Association, 2017), mais de dois terços dos sobreviventes ficam com sequelas permanentes. Por outro lado, em casos de maior gravidade, e sem intervenção médica imediata, os danos resultantes de um AVC poderão ser irreversíveis ou até mesmo levar à morte súbita da pessoa afetada.

O AVC é considerado uma das principais causas de morte e de incapacidade, a nível global, no século XXI. De acordo com a Organização Mundial de Saúde (WHO, 2017), num estudo efetuado em 2000, morreram mais de 5 milhões de pessoas devido a AVC, sendo nesse ano a segunda, na escala das 10 principais causas de morte a nível global. Ao longo de 15 anos, o AVC ocupou sempre o segundo lugar entre as principais causas de morte no mundo, sendo contabilizados, num estudo efetuado em 2015, mais de 6 milhões de mortes, número superior

ao do estudo realizado em 2000. A Figura 2 ilustra os gráficos referentes aos estudos, realizados em 2000 e 2015, com indicação das 10 principais causas de morte no mundo.

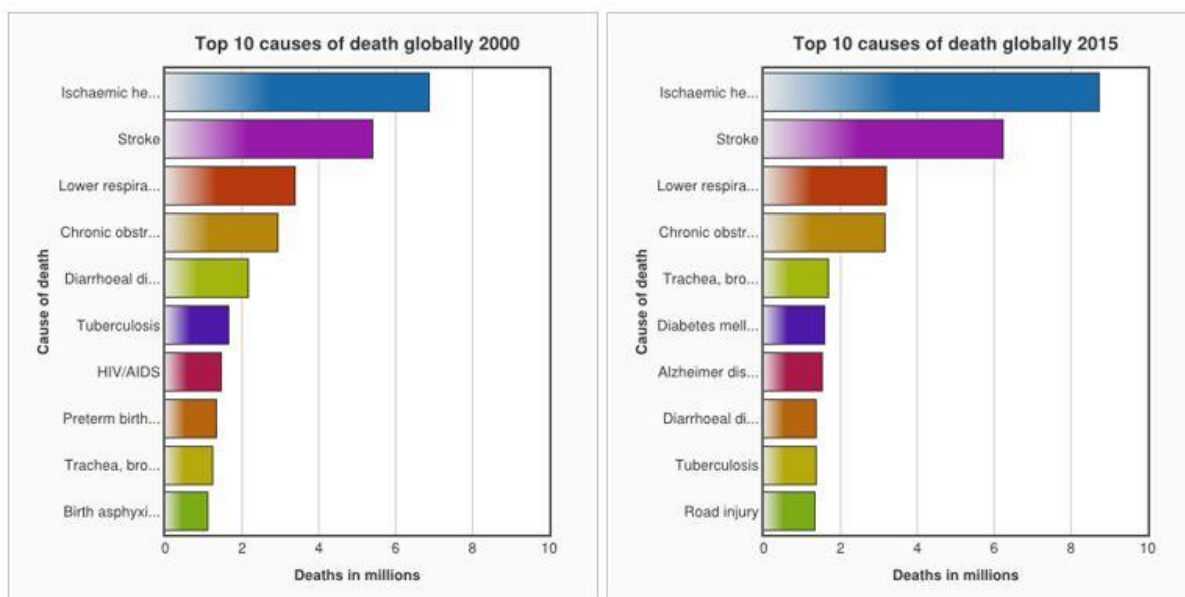


Figura 2- Principais Causas de Morte em 2000 e 2015 (WHO, 2017)

De acordo com o jornal Diário de Notícias (DN, 2017), o AVC é a principal causa de morte e incapacidade em Portugal, estimando-se que a cada hora três pessoas sejam afetadas e, consequentemente, uma delas não sobreviva e, pelo menos, outra ficará com sequelas incapacitantes.

2.2. Mão

A mão é uma parte do corpo humano localizado na extremidade dos membros superiores, constituída por 5 dedos, palma e o pulso. Entre os 5 dedos que constituem a mão, o polegar distingue-se entre os demais, pelo facto de ser definido num ângulo diferente dos restantes dedos, tornando-o oponível a todos os outros. Esta característica do polegar permite ao ser humano desempenhar as mais variadas tarefas com a mão, desde a realização de movimentos finos para tarefas de precisão, como por exemplo manipulação de ferramentas, ou de movimentos mais grossos e que exigem grande força de aperto, como por exemplo, agarrar e transportar objetos pesados, como ilustra a Figura 3.

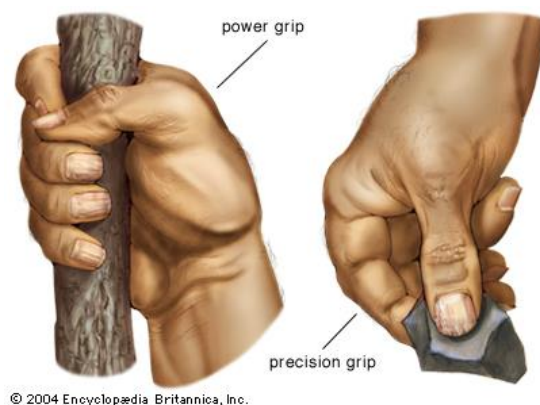


Figura 3- Preensão Grossa e Preensão Fina (Britannica, 2017)

A mão, através da pele e com destaque para a ponta dos dedos, concentra uma das zonas de maior sensibilidade ao tato do nosso corpo, capaz de identificar texturas, formas, pressão e temperaturas. Para além de todas as funções inerentes à mão no desempenho das tarefas do dia-a-dia, a mão também é utilizada como um importante meio de comunicação, para pessoas com incapacidade auditiva e da fala, através da linguagem gestual, bem como, ajudar pessoas com incapacidade visual a comunicar através da escrita, utilizando o sistema de escrita tátil- *Braille*, desenvolvido por Louis Braille, no século XIX.

A mão humana é constituída por 27 ossos dos quais 2 pertencem ao polegar, 3 pertencem a cada um dos outros dedos, 5 pertencem á palma da mão, e o pulso, que une a mão ao braço, possui 8. Nas extremidades dos dedos existe uma unha que nada mais é do que uma lâmina dura de queratina e também pequenas linhas e sulcos que formam a impressão digital de cada pessoa.

De uma forma geral, pode-se descrever a anatomia da mão em termos de músculos e ossos da seguinte forma:

Ossos do carpo:

No grupo dos ossos do carpo, existem 8 ossos, estando estes divididos em dois subgrupos, o proximal e o distal, fazendo a ligação do braço à mão (Figura 4).

Ossos do metacarpo:

Os ossos do metacarpo são 5, sendo habitualmente numerados de I a V a partir do polegar. Fazem a ligação do carpo com as falanges (Figura 5).

Falanges:

Os dedos da mão são constituídos por 14 falanges (Figura 6). Cada dedo tem uma falange proximal, uma falange média e uma falange distal, com exceção do polegar que tem apenas duas falanges, a falange proximal e a falange distal.

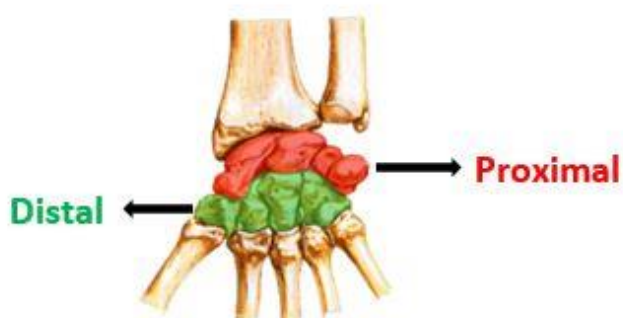


Figura 4- Ossos do Carpo (Anatomia, 2017)

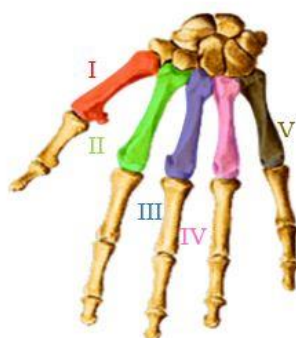


Figura 5- Ossos do Metacarpo (Anatomia, 2017)

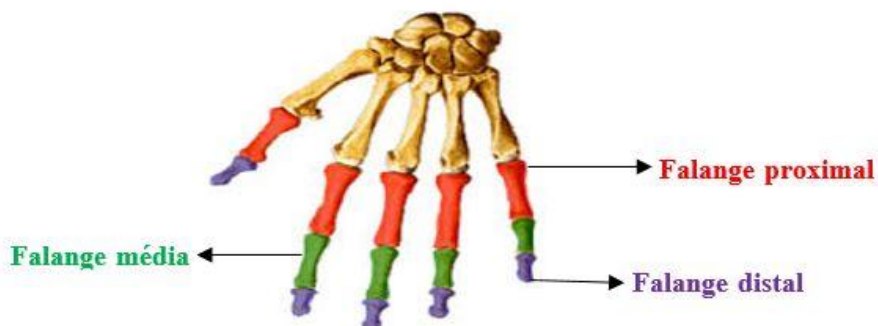


Figura 6- Falanges (Anatomia, 2017)

Músculos da mão:

Os músculos da mão também são divididos em 3 grupos: região Palmar lateral (Tenar), região Palmar medial (Hipotenar) e a região Palmar média. A região Palmar lateral é constituída por Abductor Curto do Polegar, Flexor Curto do Polegar, Oponente do Polegar e Adutor do Polegar. A região Palmar medial é constituída por Palmar Curto, Abductor do Mínimo, Flexor Curto do Mínimo e Oponente do Mínimo. A região Palmar média é constituída por Lumbricais, Interósseos Palmares e Interósseos Dorsais.

2.3. Escala de Fugl-Meyer

A escala de Fugl-Meyer (EFM) é uma escala de avaliação do desempenho físico desenvolvida por uma equipa de investigadores coordenada por Axel Fugl-Meyer (Fugl-Meyer AR, 2017) e validada pela comunidade médica em 1975. A EFM foi a primeira escala utilizada na avaliação e quantificação da função sensório-motora de pessoas pós AVC e é ainda a escala mais utilizada no mundo para quantificar índices de comprometimento de uma pessoa pós AVC, uma vez que, os estudos de validações da EFM têm demonstrado um alto índice de confiabilidade inter e intra-observador, quer em pacientes que tenham tido o AVC há relativamente pouco tempo quer em pacientes crónicos.

A avaliação da EFM é quantificada relativamente a domínios como: função motora, sensibilidade, equilíbrio, amplitude de movimento e dor. Embora a EFM seja uma escala bastante utilizada e útil, muitos utilizadores consideram-na um processo de avaliação muito demorado, fazendo com que ao longo do tempo fossem feitas algumas adaptações da mesma. Na escala que serviu como base de consulta para o presente trabalho (Katherine J. Sullivan, Julie K. Tilson, & Steven Y. Cen, 2017), que pode ser consultada no **Anexo 7.1**, o sistema de pontuação está dividido em dois grupos, a Função Motora e Sensibilidade, havendo um máximo de 124 pontos para o teste. No grupo da função motora a pontuação máxima é de 100 pontos, estando divididos em 66 pontos para o membro superior e os restantes 34 para o membro inferior, enquanto o grupo da sensibilidade tem um total de 24 pontos.

O sistema de pontuação da EFM é feito através de uma escala ordinal de três pontos, atribuídos em cada exercício, em que 0 significa que o exercício não foi realizado; 1 indica que foi parcialmente realizado; e 2 que foi realizado completamente.

A pontuação atribuída é feita pelo observador, tendo como base para a pontuação, a realização do exercício executado pelo membro não afetado em comparação com o membro afetado aquando do AVC. Durante o desenvolvimento da EFM foi definida uma escala de comprometimento da função motora, na qual uma pontuação inferior a 50 pontos indica um comprometimento motor severo; 50-84 marcante; 85-95 moderado; e 96-99 leve.

2.4. Equipamentos de Reabilitação da Mão e Patentes

Neste subcapítulo irão ser apresentados alguns equipamentos existentes no mercado para a reabilitação do membro superior, mais especificamente a mão. Para tal, foi elaborada uma pesquisa cuidada em busca de patentes e registos de equipamentos para reabilitação da mão, a fim de verificar se o equipamento que se pretende projetar no presente trabalho não viola qualquer direito de propriedade intelectual de produtos já registados. Para efetuar a pesquisa de patentes, recorreu-se ao motor de pesquisa de entidades especializadas no registo de patentes, entre as quais se destacam a *European Patent Office* (EPO) e a *World Intellectual Property Organization* (WIPO). Além da pesquisa nas duas entidades mencionadas anteriormente também foi feita uma procura no motor de busca *Google* e *Google Patents*.

Em função do resultado da pesquisa, destacam-se alguns dos equipamentos considerados mais relevantes na área da reabilitação da mão, registados no mercado.

2.4.1. Tyromotion Amadeo

O *Tyromotion Amadeo* (Figura 7) é um dispositivo de terapia robótica para dedos e para a mão. Como o *Amadeo* é um dispositivo bastante flexível, é possível ter uma vasta gama de opções de terapia com aplicações, entre outras, nas áreas de ortopedia, pediatria e também neurologia.

Este dispositivo pode ser usado em caso de mobilidade limitada e adapta-se às necessidades e características físicas dos pacientes, como por exemplo, variação do tamanho das mãos ou a

necessidade do uso de todos os dedos ou apenas de um deles. Também é importante a nível neurológico pois o paciente ao movimentar a mão e os dedos envia sinais ao cérebro, estimulando-o.

O *Tyromotion Amadeo* é um equipamento com elevado interesse na recuperação das lesões dos pacientes pois este simula os movimentos e também tem programação de sequência de movimentos adaptáveis às circunstâncias e particularidades do utilizador.



Figura 7- Tyromotion Amadeo (Tyromotion, 2017)

2.4.2. Saebo Glove

O *Saebo Glove* (Figura 8) é uma luva que permite aos pacientes que sofreram lesões neurológicas e ortopédicas poderem fazer terapia através do sistema de tensão que estende os dedos e o polegar após agarrar, melhorando assim as lesões nervosas das mãos e dos braços.



Figura 8- Saebo Glove (Saebo, 2017)

2.4.3. Hocoma Armeo Power

O *ArmeoPower* (Figura 9) é usado em pacientes com deficiência de funções de agarrar, abrir e fechar a mão. Foi desenvolvido para que os pacientes reaprendam a abrir e fechar a mão através do treino com recurso a exercícios com feedback, que necessitam de um grande esforço, de modo a melhorar a função da mão.



Figura 9- Hocoma Armeo Power (Hocoma, 2017)

2.4.4. Motorika ReoGo

O *Motorika ReoGo* (Figura 10) é um braço robótico motorizado, usado para a terapia de membros superiores, onde é possível efetuar exercícios personalizados, específicos para a situação do paciente através de jogos terapêuticos e atrativos.

Este sistema de terapia funciona essencialmente através do treino neuromuscular, ou seja, através dos movimentos repetidos e guiados, que vão estimular o cérebro a reaprender e reorganizar a recuperação funcional dos membros superiores.



Figura 10- Motorika ReoGo (Motorika, 2017)

Importa referir que a pesquisa em busca das principais patentes e equipamentos para a reabilitação da mão existentes no mercado, as características e especificidades destes modelos não se assemelham ao equipamento descrito no presente trabalho, assegurando-se desta forma a originalidade deste projeto, assim como a garantia de não colisão com o direito da propriedade intelectual destes equipamentos.

3. Hand Rehabilitation System

3.1. Enquadramento

O Hand Rehabilitation System (HRS) é a designação atribuída ao equipamento projetado e desenvolvido no presente projeto. Tendo em conta o crescimento da taxa de população idosa em todo o mundo, e em particular em Portugal, e por consequência o aumento do número de casos de AVC, que atingem maioritariamente uma faixa etária mais idosa, torna-se cada vez mais necessário desenvolver tecnologias que prestem auxílio na recuperação pós AVC. Sendo o AVC a principal causa de morte e incapacidade em Portugal, e atendendo ao elevado número de ocorrências todos os anos, é cada vez mais comum a lotação de espaços especializados para a sua recuperação e por consequência a falta de meios humanos para prestar auxílio a tantos pacientes, tornando-se assim crucial o desenvolvimento de tecnologias que permitam auxiliar os terapeutas no seu trabalho de recuperação.

Atendendo a tudo o que foi descrito anteriormente, e após uma pesquisa, verificou-se uma carência de tecnologias que auxiliem os terapeutas na reabilitação dos seus pacientes, uma vez que as tecnologias que existem e que realmente mostram ser uma mais-valia são de custo muito elevado, estando assim inacessíveis à grande maioria dos potenciais utilizadores. Constatados os factos, procurou-se aferir junto da comunidade médica, que acompanhou todo o processo de desenvolvimento deste projeto, qual a real necessidade de um equipamento que permitisse auxiliar os terapeutas no seu programa de reabilitação junto dos pacientes, tendo-se confirmado tudo aquilo que se tinha verificado na pesquisa feita anteriormente.

Uma vez reunidas todas as informações primárias, essenciais para o início do desenvolvimento do projeto, foi começada a conceção de um equipamento que auxiliasse os terapeutas nos procedimentos de reabilitação da mão dos pacientes, bem como, no desenvolvimento cognitivo dos mesmos. Assim sendo, foi definido como prioritário no desenvolvimento do HRS, a conceção de um equipamento que permitisse ao paciente fazer os seus trabalhos de reabilitação de forma descontraída, sendo os exercícios realizados em formato de jogo, abstraindo assim o paciente dos seus reais problemas, tornando os exercícios mais apelativos e motivantes. Era pretendido também, um equipamento que permitisse ao paciente realizar os seus exercícios de

forma autónoma, mas ao mesmo tempo controlada, isto é, registando os dados dos exercícios, permitindo assim ao terapeuta a consulta posterior de todo o histórico dos valores obtidos pelo paciente durante a realização dos exercícios. Outro aspeto tido em consideração para o desenvolvimento do projeto, foi a avaliação em tempo real e de forma simples, permitindo ao paciente verificar e avaliar a sua evolução autonomamente, recebendo um *biofeedback* imediato dos exercícios realizados. Para além de tudo, pretendia-se desenvolver um equipamento de baixo custo e de fácil utilização, tornando-o acessível à grande maioria das pessoas, permitindo desta forma continuar a utilizar o equipamento, por exemplo em sua casa.

Sendo o HRS um equipamento destinado à área médica, e tendo como público-alvo pessoas idosas na sua maioria, foi necessário ter um especial cuidado no seu desenho conceptual. De acordo com a equipa médica que acompanhou o projeto, e tendo em conta a sua longa experiência, foi recomendado a elaboração de um equipamento de traços simples, uma vez que, os pacientes por vezes mostram-se algo apreensivos quando se deparam com equipamentos muito robustos e com elementos pouco usados no quotidiano.

De modo a verificar a receptividade dos pacientes e testar a funcionalidade dos principais componentes que se pretendiam implementar no HRS, foi elaborado um primeiro protótipo (Figura 11), inspirado nos exercícios para avaliação da mão utilizados na escala de Fugl-Meyer.



Figura 11- 1º Protótipo do Hand Rehabilitation System

Este primeiro protótipo é composto por uma caixa, onde é colocada toda a componente eletrónica, uma célula de carga, uma luva instrumentada, três LED, um botão de pressão, que tem como função fazer a tara da célula de carga, um LCD e um Arduino Nano. Nele foram testados todos os exercícios da escala de Fugl-Meyer para a mão, tendo sido realizados os testes de força com os objetos indicados na EFM, utilizando-se para o efeito a célula de carga para efetuar a medição. Os valores de força são apresentados diretamente no display, informando em tempo real o valor de força feito pelo paciente. Para os testes de extensão e flexão da mão, foi desenvolvida uma luva (Figura 12), instrumentada com sensores de flexão, que permite avaliar a amplitude do movimento da mão. No auxílio a este exercício, foram colocados três LED (vermelho, amarelo e verde), que têm como objetivo indicar a amplitude do movimento realizado pelo paciente. Assim, quando o movimento de extensão ou flexão não é realizado acende a luz vermelha, quando é realizado parcialmente acende a luz amarela e quando o movimento é realizado por completo acende a luz verde, permitindo desta forma avaliar o paciente de forma rápida e intuitiva.



Figura 12- Luva do primeiro Protótipo

Finalizado o primeiro protótipo, foram efetuados testes de recetividade com alguns voluntários. Verificada a funcionalidade e validade do equipamento pelo corpo médico e pacientes e atestada a sua utilidade, foi iniciada a projeção do protótipo do HRS.

3.2. Protótipo HRS

O desenvolvimento do HRS envolveu a aplicação de diversas áreas de conhecimento. O protótipo, que engloba o conjunto de elementos que se podem visualizar na Figura 13, conjuga a utilização de componentes estruturais com um conjunto de sensores ligados a uma unidade processamento, que por sua vez faz a comunicação e apresentação gráfica em interfaces desenvolvidas para o uso dos mesmos.

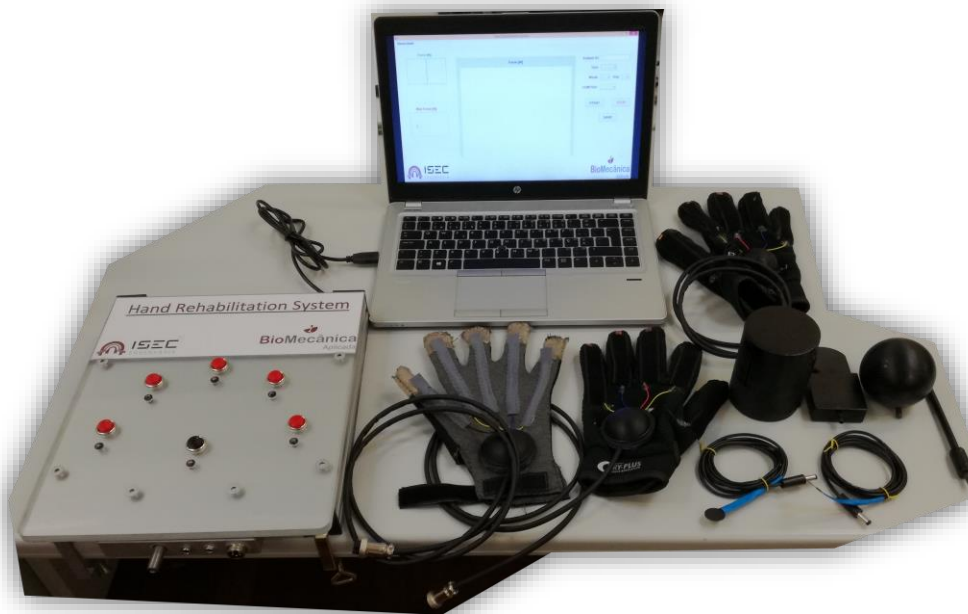


Figura 13- Protótipo HRS

O HRS é constituído por dezasseis elementos, sendo estes divididos em quatro grupos: Base de Suporte, Interface Gráfica, Sistema de Jogos e Sistema de Medição de Força. A base de suporte (Figura 14) tem como objetivo acoplar e proteger todo o circuito elétrico, bem como servir como base de ligação dos restantes componentes que constituem o HRS.



Figura 14- Base de Suporte

A interface gráfica é constituída por um computador, equipado com sistema operativo *Windows*, que garante a comunicação entre os jogos e aplicação desenvolvida com microcontrolador que constitui o projeto, bem como a apresentação gráfica das aplicações, que irá fazer a interação com o utilizador.

O sistema de jogos é constituído por dez componentes: duas luvas instrumentadas (mão esquerda e mão direita), seis botões de pressão, dispostos na base em formato de meia-lua, de forma a tornar mais fácil a sua utilização por parte dos pacientes e dois sensores de força resistivo (FSR). Os elementos mencionados funcionam como comando para a realização dos jogos criados, que são apresentados posteriormente. A Figura 15 ilustra todos componentes pertencentes ao sistema de jogos.

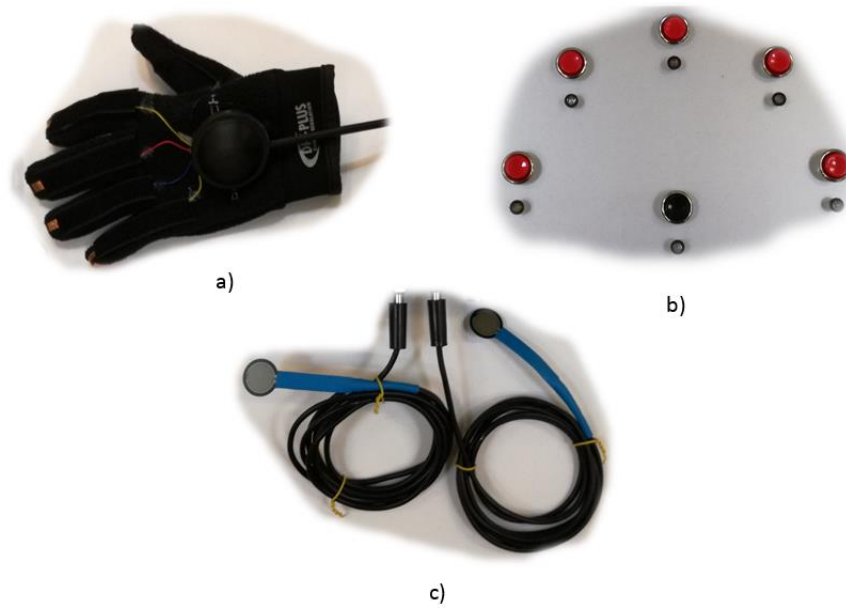


Figura 15- a) Luva; b) Botões de Pressão; c) Sensores de Força Resistivo

No sistema de medição de força existem quatro componentes: uma Folha, uma Caneca, uma Bola e uma Caneta. Estes elementos permitem fazer a ligação entre o paciente e a célula de carga e têm como objetivo simular diferentes tipos de garra para avaliar a força de tração dos pacientes. A Figura 16 apresenta os objetos que constituem o sistema de medição de força.



Figura 16- a) Folha; b) Caneca; c) Bola; d) Caneta

Tendo em conta o carácter interativo e tecnológico do projeto, foi necessário proceder a um conjunto de ligações eletrónicas e programação de *hardware* para efetuar a comunicação entre todos os acessórios que constituem o HRS, bem como o desenvolvimento de interfaces gráficas para poder fazer a interação com o usuário. Foi ainda necessário, desenvolver uma estrutura de suporte para acoplar todos os componentes envolvidos, e a construção de elementos estruturais necessários para a realização dos testes.

De forma a tornar mais perceptível a apresentação de todo o processo de conceção, fabrico e montagem dos elementos do HRS, foi feita uma divisão por área de desenvolvimento, sendo apresentados nos subcapítulos seguintes, os diferentes processos desenvolvidos nas componentes Eletrónica, Mecânica e Informática que constituem o projeto.

3.3. Eletrónica

A componente eletrónica do projeto divide-se em dois circuitos independentes, em que um circuito é responsável pela ligação do sistema de medição de força e o outro pela parte dos jogos. Em ambos os circuitos, utilizou-se o microcontrolador Arduino Nano (Figura 17) para fazer o processamento de dados e conectar os sensores utilizados.



Figura 17- Arduino Nano (Arduino, 2017)

O Arduino Nano é um microcontrolador que vem provido de entradas/saídas, digitais e analógicas no seu *hardware*, que permitem a ligação de outros componentes eletrónicos, como é o caso dos LED, botões de pressão, sensores de força resistivos (FSR) e da Célula de Carga utilizados no projeto. Para além de permitir a interligação de todos os componentes eletrónicos, o Arduino possui um Ambiente Integrado de Desenvolvimento (IDE), onde é possível criar

linhas de código para leitura e programação dos sensores, permitindo de forma rápida programar os sensores que se pretendem utilizar.

3.3.1. Circuito do Sistema de Medição de Força

O circuito do sistema de medição de força é composto pelo Arduino, uma célula de carga e o módulo HX711, tal como é representado na Figura 18.

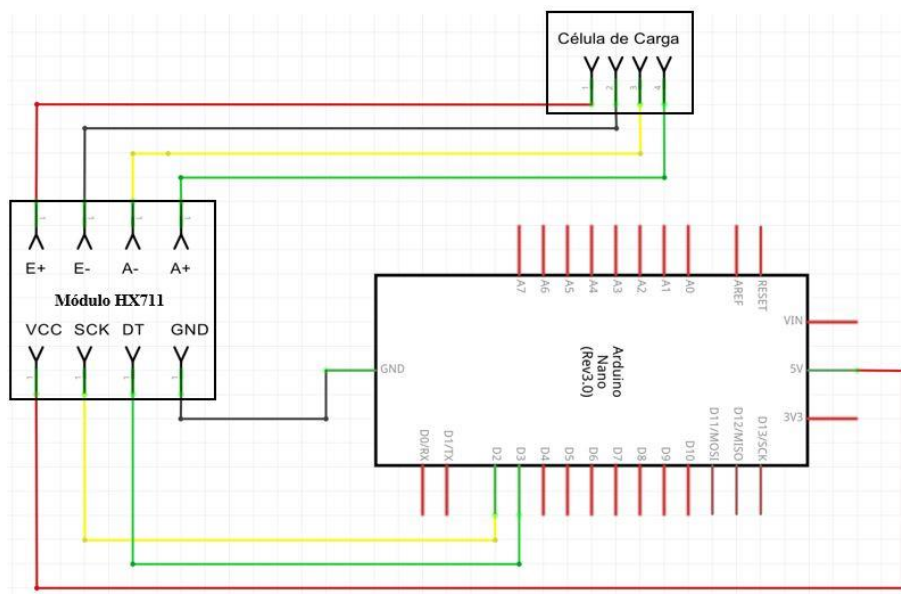


Figura 18- Circuito Sistema de Medição

A célula de carga é um transdutor de força, constituído por um corpo metálico que tem colados na sua superfície sensores, designados por extensómetros de resistência elétrica. Os extensómetros são transdutores que convertem uma deformação mecânica em uma variação de resistência elétrica. Quando uma carga é aplicada no corpo metálico, a deformação sofrida, provoca uma pequena variação de resistência nos extensómetros proporcional á carga aplicada. Posteriormente, o sinal elétrico gerado pela aplicação da carga, é devidamente tratado e convertido num valor de força.

A célula de carga utilizada no projeto é a CZL635 (Figura 19), que tem como limite máximo de medição 50 [N]. As especificações técnicas da célula podem ser consultadas no **Anexo 7.2**. Esta célula de carga é constituída por um elemento estrutural do tipo viga, em alumínio,

funcionando mecanicamente por solicitação à flexão. Uma das extremidades da estrutura é fixa, sendo a carga aplicada na outra extremidade, sendo por isso uma montagem típica de viga em balanço. A viga tem seção diferente na zona central, onde está instrumentada, de modo a que a deformação possa assumir valores que modifiquem a resistência elétrica dos extensômetros que lá estão colados.

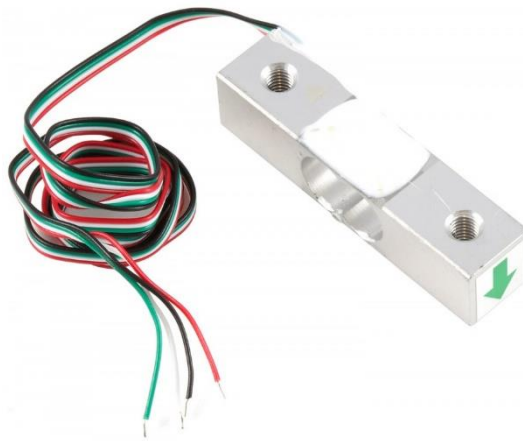


Figura 19- Célula de Carga CZL635

Para efetuar a ligação da célula de carga com o Arduino foi utilizado o módulo conversor amplificador HX711 (Figura 20). A utilização deste módulo permite amplificar o sinal, tornando as medições efetuadas mais precisas e com menos ruído. O HX711 possui um programa, disponível na biblioteca do Arduino, que permite de forma rápida e eficaz calibrar a célula de carga. No processo de calibração foram utilizadas massas com pesos conhecidos, de modo a linearizar a reta de calibração e obter o fator de calibração da célula de carga. Este valor é depois inserido no programa do módulo HX711.

As especificações técnicas do HX711 podem ser consultadas no **Anexo 7.3**.

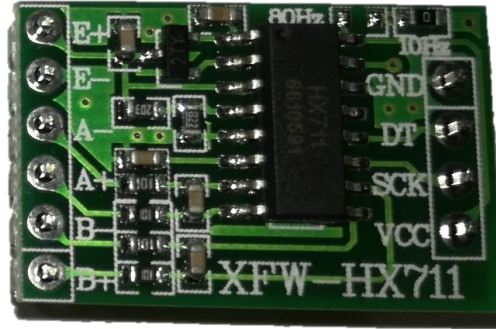


Figura 20- Módulo HX711

3.3.2. Circuito do Sistema de Jogos

O circuito elétrico do sistema de jogos (Figura 21) é constituído por 4 componentes principais: Sensor de Força Resistivo (FSR), Luva, Botões de Pressão e LED. A ligação do FSR e da Luva ao circuito é feita através de fichas de ligação, localizadas na parte frontal do protótipo. Já os botões de pressão e os LED estão colocados numa base superior, feita em acrílico.

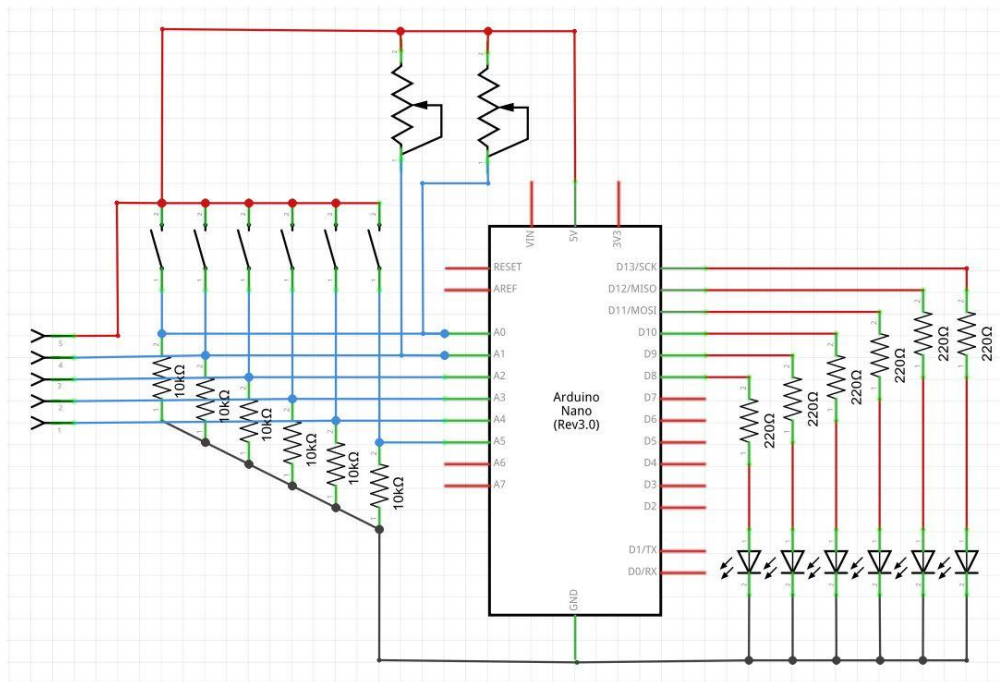


Figura 21- Representação Esquemática do Circuito Elétrico do Sistema de Jogos

O FSR- Sensor de Força Resistivo, é um dispositivo eletrónico utilizado para detetar variações de força quando pressionado. O FSR é constituído por um polímero condutor que quando pressionado, diminui a sua resistência, sendo possível desta forma, verificar a intensidade da força aplicada.

O modelo do sensor utilizado no trabalho de projeto é o FSR 402 da marca *Interlink Eletronics* (Figura 22), que tem uma área de pressão sensível e otimizada para o toque humano, permitindo desta forma, a sua utilização sem necessidade de recorrer a adaptações. A faixa de sensibilidade à força do sensor é de 0.1 a100 Newton. No **Anexo 7.2**, é possível consultar as especificações técnicas do FSR 402.



Figura 22- FSR 402

Com o aumento da complexidade do circuito eletrónico e do número de componentes que constituem o sistema de jogos, foi necessário elaborar uma placa de circuito impressa (PCB) de forma a otimizar o circuito e o espaço utilizado. Para a elaboração do circuito de PCB recorreu-se ao *software* de desenho de placas de circuito impresso *Fritzing*, tendo a impressão da mesma sido executada no gabinete de apoio técnico do ISEC. A figura seguinte representa o esquema da PCB elaborada no seu estágio final.

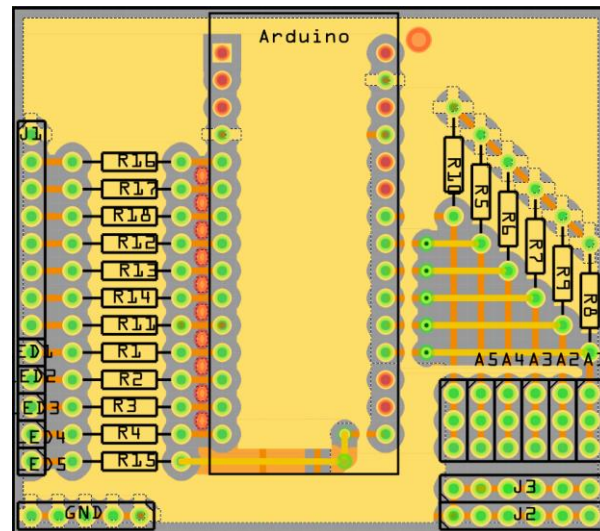


Figura 23- Esquema de PCB

A PCB do circuito encontra-se protegida por uma caixa, colocada na base inferior da estrutura, isolada dos restantes componentes.

3.4. Mecânica

Terminado todo o desenvolvimento da componente eletrónica do projeto, procedeu-se à elaboração da estrutura base de suporte do projeto, tendo em vista o acoplamento da componente eletrónica e da interface gráfica com o utilizador.

Para a modelação da estrutura de suporte do HRS e dos demais componentes que o constituem foi utilizado o *software* CAD *Solidworks*. A modelação e conceção da componente mecânica foi dividida em três fases: modelação e construção da estrutura base, sistema de medição de força e modelação dos componentes para interface com o utilizador.

3.4.1. Modelação e Montagem da Estrutura Base

A base de suporte da estrutura foi executada em perfil metálico de alumínio 30x30 [mm] da marca *Minitec* (Figura 24). Trata-se de um perfil de fácil utilização e que não necessita de soldaduras, sendo todas as ligações feitas através de parafusos específicos para este tipo de perfil, designados de *power lock*. Esta modelação 3D efetuada, tem uma geometria retangular,

com 278.90 [mm] de comprimento e 270 [mm] de largura, que teve em conta as dimensões dos vários componentes a acoplar na estrutura.



Figura 24- Base da Estrutura

Uma vez terminada a modelação da base da estrutura iniciou-se o processo de corte do perfil foi feito com recurso a um serrote mecânico (Figura 25).



Figura 25- Corte do Perfil

Terminado o processo de corte do perfil metálico, procedeu-se ao corte e preparação da base de acrílico, que serviu como proteção da componente eletrónica bem como base para colocação dos botões para a interação com o paciente. Uma vez que se pretendia um corte limpo, com um bom acabamento superficial, e furações precisas para colocação de botões, foi necessário recorrer à maquinação CNC (Figura 26). Com esse fim, recorreu-se a um *software* CAM, para criar todos os ciclos necessários para a maquinação da peça pretendida. O *software* utilizado para criar os ciclos de maquinação foi o *Mastercam*. Terminado o processo de programação, foi iniciada a maquinação da peça, sendo para tal utilizada a máquina CNC de 3 eixos *Fanuc*, presente no laboratório de Fabrico Assistido por Computador do ISEC.

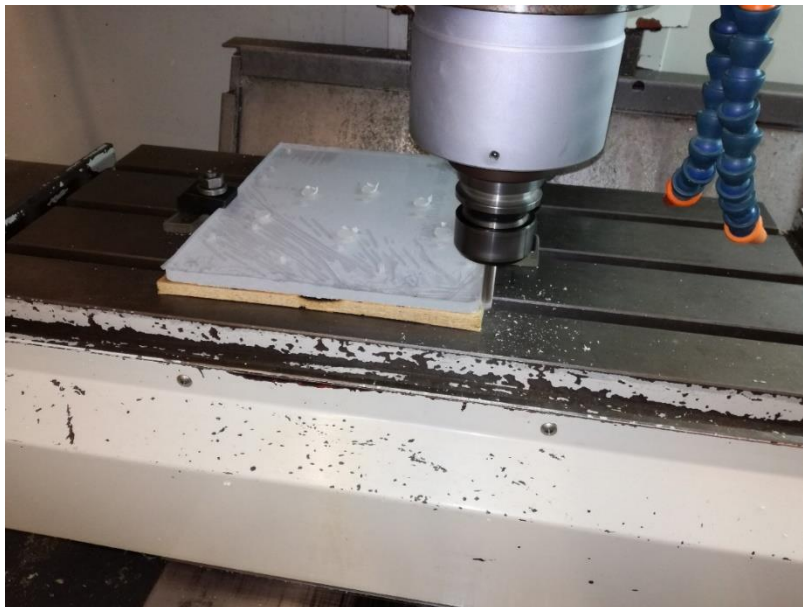


Figura 26- Maquinação do Acrílico em CNC

3.4.2. Modelação do Sistema de Medição de Força

Para construção do sistema de medição considera-se a célula de carga com uma das extremidades fixa na estrutura de alumínio. Dado que a célula funciona mecanicamente por solicitação à flexão, e que se pretendia medir a força de tração exercida pelo utilizador durante os exercícios, foi desenvolvido um adaptador cilíndrico para acoplar na extremidade livre da célula, tal como ilustra a Figura 27.

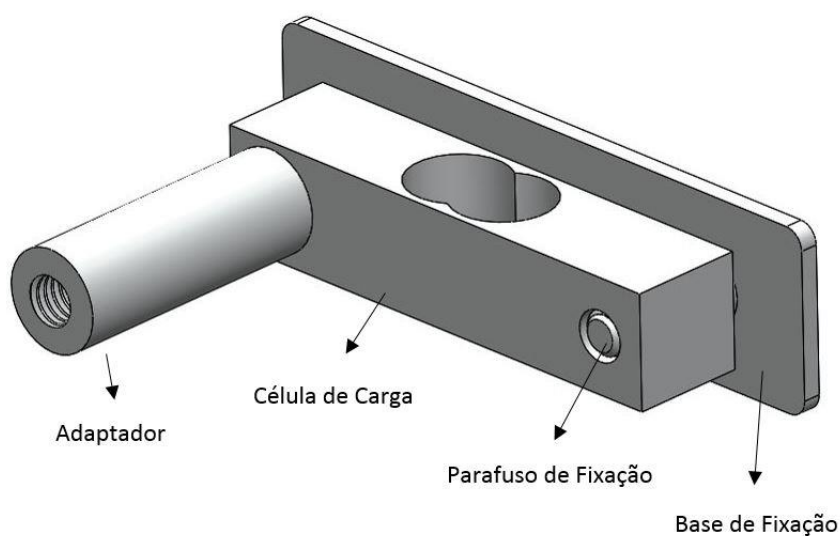


Figura 27- Sistema de Medição de Força

A inclusão do adaptador permite camuflar a célula de carga numa caixa de proteção, evitando assim possíveis danos causados pelo manuseamento direto do utilizador, assim como a sua visualização. Este adaptador tem uma rosca fêmea M6 na sua extremidade, de modo a permitir a conexão dos vários elementos de interface mecânica com o utilizador, constituintes do equipamento. Na Figura 28 é possível observar com maior pormenor o sistema de conexão com um dos objetos de interface para medição, que serão posteriormente descritos.

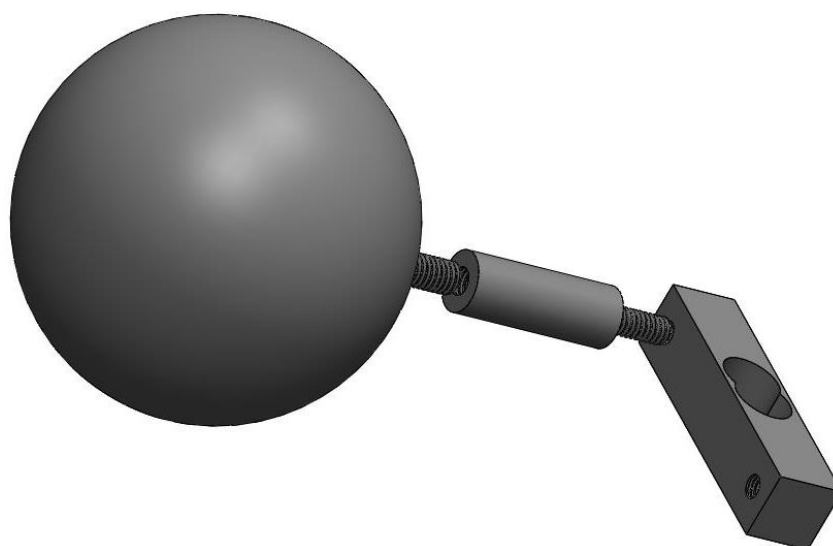


Figura 28- Sistema de Conexão entre a Célula de Carga e os Objetos de Medição de Força

3.4.3. Modelação e Prototipagem dos Objetos para Medição da Força

Para o uso no sistema de medição de força foram modelados quatro objetos que são utilizados na EFM para avaliação da mão, que tem como objetivo avaliar a força de tração exercida em diferentes diâmetros. Os objetos descritos na EFM não têm dimensões padrão, sendo apenas feita referências a objetos do quotidiano para elaboração do mesmo, que no caso são: uma bola de ténis, uma caneca, uma caneta e uma folha de papel. Assim sendo, os objetos modelados foram baseados em dimensões médias dos objetos referidos e recomendações da equipa médica que acompanhou o projeto.

Os modelos em estudo foram construídos com recurso a tecnologia de fabrico aditivo, conhecido como impressão 3D, utilizando para isso a impressora *Projet 1500* da marca *3D Systems*, equipamento do laboratório de biomecânica aplicada do ISEC. A impressora utilizada possui uma tecnologia de impressão designada por FTI (*Film Transfer Imaging*), que utiliza como material de construção uma resina fotocurável. A impressão FTI, como o nome indica, baseia-se na projeção de luz ultra violeta (UV) através de um projetor de vídeo, que ao incidir numa película de resina, formará o modelo camada a camada. Uma vez que o processo de impressão FTI exige um processamento pós impressão de limpeza e cura do material, que influencia as características mecânicas do mesmo, foi utilizado o mesmo tempo de cura em todas as peças, de forma a uniformizar as características mecânicas dos componentes.

O material utilizado na impressão dos modelos foi o *Visijet FTI Blue*, que apresenta as características mecânicas da Tabela 1.

Tabela 1- Características Mecânicas do Material Visijet FTI Blue

Material Visijet FTI Blue	
Massa Volúmica [g/cm ³]	1.08
Tensão de Cedência [MPa]	10-24
Módulo de Elasticidade [MPa]	600-1300
Alongamento na Rutura [%]	2-3

Em seguida são apresentados os modelos 3D de cada um dos componentes referidos.

Bola

O modelo 3D apresentado na Figura 29 pretende simular uma bola, com as dimensões aproximadas de uma bola de ténis, que é um dos objetos utilizados nos testes de avaliação da escala de Fugl-Meyer. O modelo é composto por um corpo esférico oco, com 70 [mm] de diâmetro externo e uma espessura de 3.5 [mm]. Na sua superfície, existe uma cavidade com 12.7 [mm] de diâmetro, que tem como função a colocação de um parafuso M6 para fazer a ligação com o sistema de medição de força, através do adaptador, e que irá ficar embutido no modelo através dessa cavidade. A fixação do parafuso foi feita utilizando o mesmo material de construção do modelo (*Projet Visijet Blue*). Por forma de aumentar a resistência da bola à compressão, foi acrescentado em volta do mesmo uma aba de reforço, tal como se pode visualizar na vista em corte da bola.

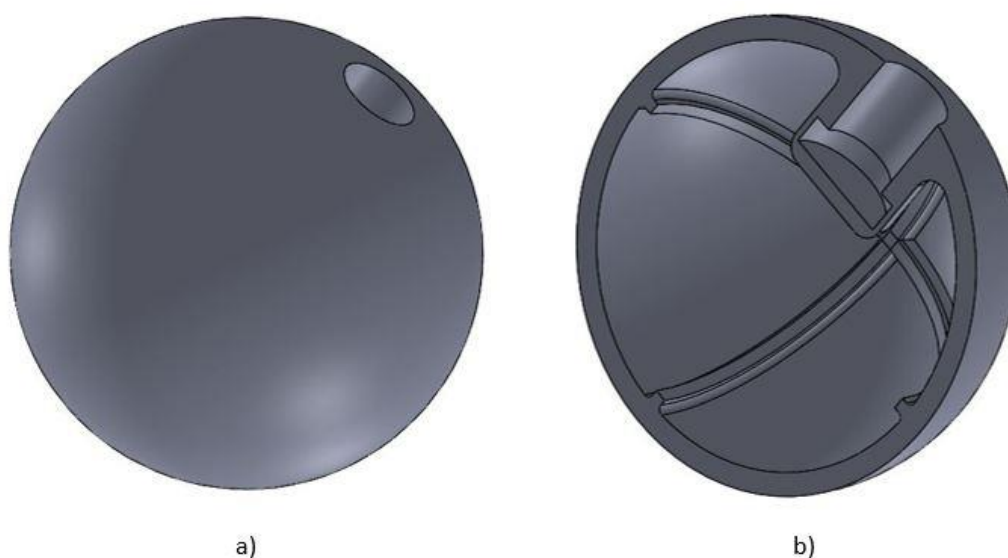


Figura 29- a) Vista Isométrica da Bola; b) Vista em Corte da Bola

Caneca

Na construção do modelo que pretende simular uma caneca (Figura 30), foi desenhado um corpo cilindro oco com 70 [mm] de diâmetro externo, 90 [mm] de altura e uma espessura de 3 [mm]. O valor do diâmetro do cilindro foi escolhido tendo em conta as indicações dos médicos que acompanharam o desenvolvimento do protótipo. No interior do cilindro, foi desenvolvido um sistema para fixação de um parafuso M6, de forma efetuar a ligação da caneca com o sistema de medição, através do adaptador.

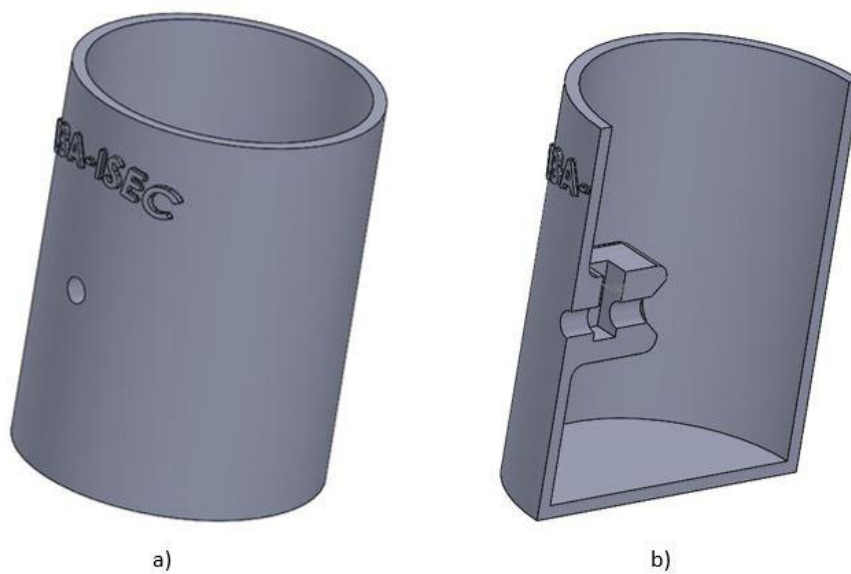


Figura 30- a) Vista Isométrica da Caneca; b) Vista em Corte da Caneca

Caneta

O modelo apresentado na Figura 31 pretende simular uma caneta. Para a sua conceção foi desenhado um corpo cilíndrico sólido, com 7 [mm] de diâmetro e 100 [mm] de altura. No topo do corpo sólido foi acrescentado outro corpo cilíndrico oco tendo como objetivo a colocação de um parafuso M6 para ligação da caneta ao sistema de força, através do adaptador. O parafuso é embutido no cilindro superior, sendo utilizado o mesmo material de construção para efetuar a sua fixação.

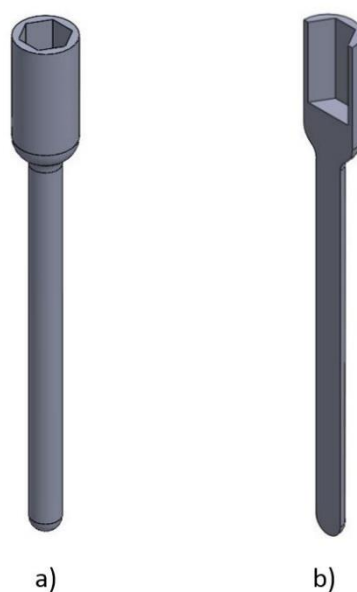


Figura 31- a) Vista Isométrica da Caneta; b) Vista em Corte da Caneta

Folha

Um dos exercícios contemplados na escala de avaliação de Fugl-Meyer consiste na preensão de uma folha de papel e a sua tração longitudinal. Tendo em conta as dimensões diminutas, características de uma folha de papel comum, torna-se inviável a sua construção direta, uma vez que, resultaria num objeto demasiado frágil e suscetível a causar acidentes durante a sua utilização. Assim sendo, foi criado um sistema de fixação para a folha (Figura 32), de modo a conseguir efetuar a medição de acordo com o equipamento desenvolvido. O sistema de fixação da folha é constituído por três partes: base, fixação do parafuso e fixação da folha. A ligação das partes é feita por parafuso M3 e porca. A parte designada como fixação do parafuso tem como objetivo a colocação de um parafuso, que irá fazer a ligação com o sistema de medição de força. A parte designada por fixação da folha tem como objetivo fixar a folha para poder ser tracionada e realizar o teste. A base tem como finalidade unir as duas partes anteriormente citadas, fazendo com que tanto o parafuso como a folha fiquem fixas por aperto entre as partes.

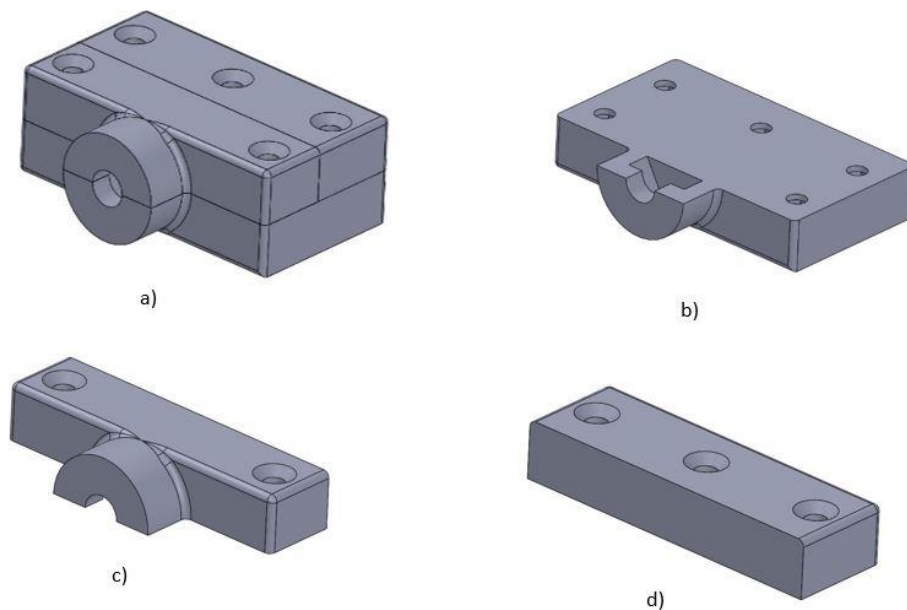


Figura 32- a) Vista Isométrica da Folha; b) Base; c) Fixação Parafuso; d) Fixação Folha

3.4.4. Verificação Estrutural dos Objetos para Medição da Força

A análise ao comportamento estrutural dos objetos projetados para avaliação do sistema de força do equipamento foi feita numericamente através do método dos elementos finitos. Com este estudo numérico, pretende-se prever o seu comportamento quando solicitados mecanicamente, de modo a garantir que o dimensionamento e a geometria projetadas, bem como o seu material de construção, se adequam aos testes que se pretendem ser efetuados pelo utilizador, evitando assim possíveis acidentes.

O método dos elementos finitos consiste na divisão de um modelo geométrico 3D em pequenas partes simples, designadas por elementos, ligadas entre si por pontos, designados por nós. O processo de divisão do modelo em vários elementos e nós é conhecido por malha. Na análise efetuada, foi utilizada a extensão *Simulation* do software CAD *Solidworks*.

Numa análise por elementos finitos, a elaboração da malha assume um papel crucial no estudo. Assim sendo, a criação da malha do modelo exige um estudo de convergência de malha, onde é otimizado o número de elementos necessários, bem como da dimensão máxima e mínima que cada elemento deverá ter. A malha é adaptada para cada modelo em estudo, permitindo desta forma, que os elementos gerados se adequem à estrutura em análise, conseguindo assim obter resultados válidos e que traduzem o comportamento da estrutura quando solicitada.

Tendo em conta a geometria dos modelos em estudo, foi utilizado o elemento sólido tetraédrico com 10 nós (4 nós de canto e 6 nós intermediários) e 6 arestas (Figura 33). Este elemento, com a designação SOLID na biblioteca do *Solidworks*, possui 3 graus de liberdade, permitindo 3 translações nos principais eixos (X, Y e Z), havendo no total, 30 graus de liberdade por cada elemento. A utilização deste tipo de elemento em detrimento do elemento tetraédrico linear, faz com que o modelo fique mais complexo e exija maior capacidade computacional por parte do computador, mas em contrapartida, garante resultados mais fiáveis e precisos.

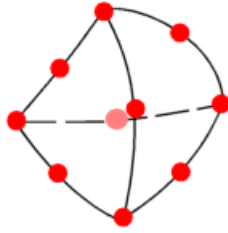


Figura 33- Elemento Tetraédrico Parabólico

As imagens da Figura 34 ilustram o modo como a força é aplicada em cada um dos modelos. O valor de força total a considerar é de 50 [N], que vai de encontro com o valor máximo de força indicado para a célula de carga. Em cada um dos casos se considera a força distribuída em superfícies que aproximam o contacto da mão e/ou dos dedos nos componentes.

Tal como se pode observar na Figura 34, o topo do parafuso de cada um dos componentes fica roscado no adaptador da célula de carga. Assim, considera-se com rigidez infinita o adaptador. Deste modo, como condições de fronteira considera-se a extremidade do parafuso que aperta no adaptador com todos os graus de liberdade constrangidos.



Figura 34- Objetos para Medição de Força

3.4.4.1. Bola

A Figura 35 mostra o modelo numérico para a bola, sendo visível a superfície com imposição das condições de fronteira, assim como a aplicação das condições de carga. De modo a simplificar o modelo, foi definida uma zona central da superfície externa da bola para aplicação das cargas. Considera-se uma carga de compressão de 50 [N], perpendicular à superfície, que simula o aperto da mão na bola e uma carga de 50 [N] na direção do eixo do parafuso, e que simula a carga máxima a aplicar na utilização do equipamento.

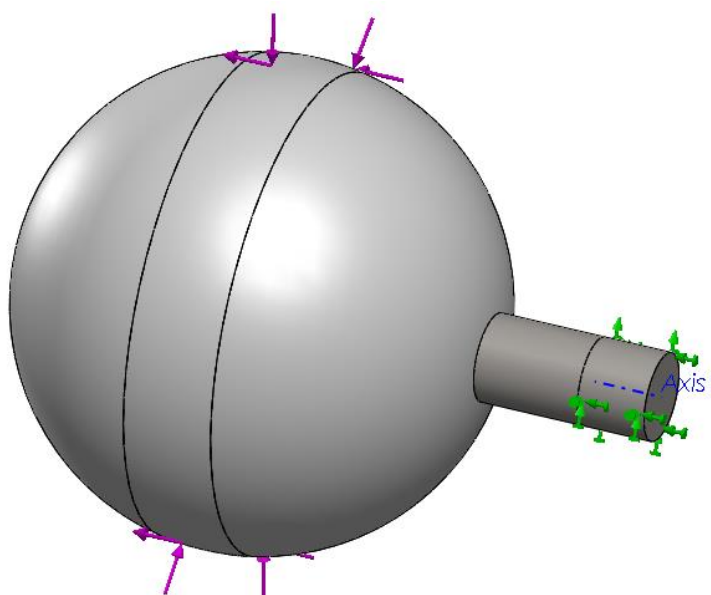


Figura 35- Modelo da Bola para Análise Estrutural

Após um estudo de convergência de malha, baseada no deslocamento máximo do modelo, obteve-se uma malha final com as características apresentadas na Figura 36, com dimensão do elemento a variar entre 0.6 [mm] e 3 [mm], um total de 67479 elementos e 107238 nós. A malha apresenta uma percentagem de 98.2%, de elementos com uma relação de aspeto inferior a três e 0% de elementos com uma relação de aspeto superior a dez. Estes dados são um indicativo da boa qualidade da malha gerada, apresentando uma uniformização dos elementos, o que se traduz num estudo mais preciso e com maior qualidade.

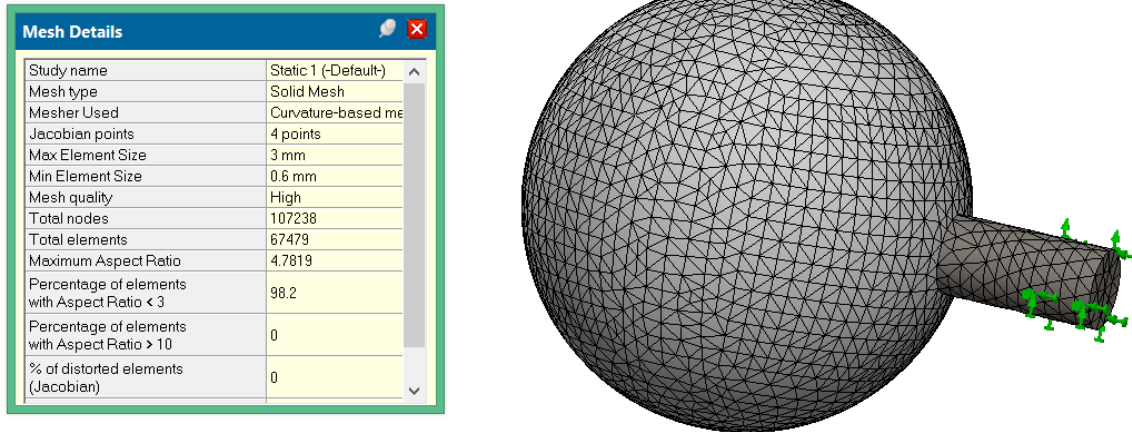


Figura 36- Detalhes da Malha da Bola

A Figura 37 mostra a distribuição das tensões de von Mises na bola, com um valor máximo de 0.989 [MPa], bastante inferior à tensão de cedência do material (17 [MPa]), evidenciando a resistência deste componente. A Figura 38 mostra a distribuição dos deslocamentos resultantes na bola, com valor máximo desprezível, indicando uma adequada rigidez do componente.

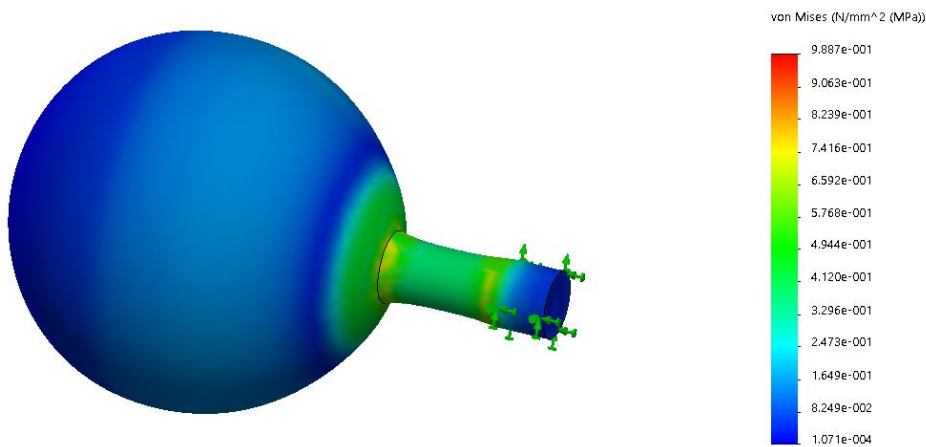


Figura 37- Distribuição das tensões de von Mises na Bola

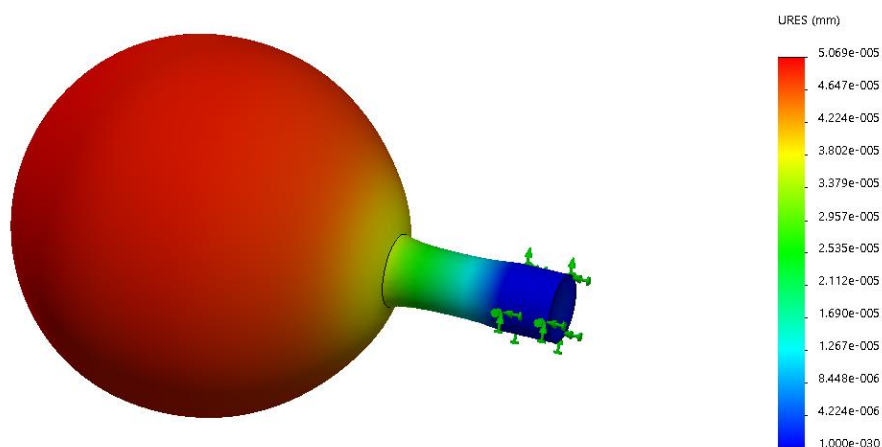


Figura 38- Distribuição dos Deslocamentos Resultantes na Bola

3.4.4.2. Caneca

A Figura 39 mostra o modelo numérico para a caneca, sendo visível a superfície com imposição das condições de fronteira, assim como a aplicação das condições de carga. Tal como no modelo da bola, foi definida uma zona central para aplicação das condições de carga, correspondendo à região mais crítica do modelo, assim como a que habitualmente será usada. Do mesmo modo, considera-se uma carga de compressão de 50 [N], perpendicular à superfície, que simula o aperto da mão na bola e uma carga de 50 [N] na direção do eixo do parafuso, e que simula a carga máxima a aplicar na utilização do equipamento.

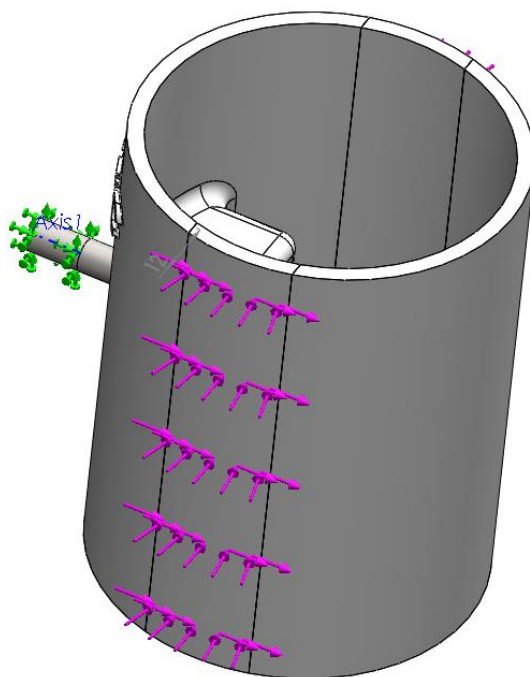


Figura 39- Modelo da Caneca para Análise Estrutural

Do estudo de convergência de malha, ficou definido como tamanho máximo de elemento 1.75 [mm] e como tamanho mínimo 0.35 [mm]. A malha definida pelo estudo de convergência é composta por 190660 elementos e 300756 nós, apresentando uma percentagem de 98.4%, de elementos com uma relação de aspecto inferior a três e 0.108% de elementos com uma relação de aspecto superior a dez. A Figura 40 apresenta um aspecto geral da malha e as suas principais características.

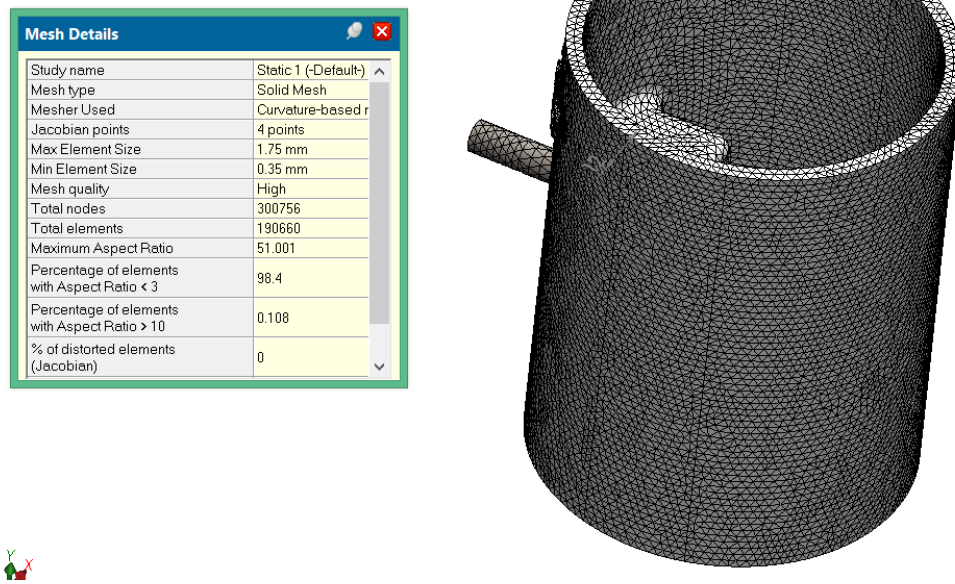


Figura 40- Detalhes da Malha da Caneca

O modelo em estudo apresenta uma tensão máxima de von Mises (Figura 41) de 4.382 [MPa] e deslocamentos resultantes desprezíveis (Figura 42). Desta forma, conclui-se que o componente apresenta a resistência e rigidez adequadas.

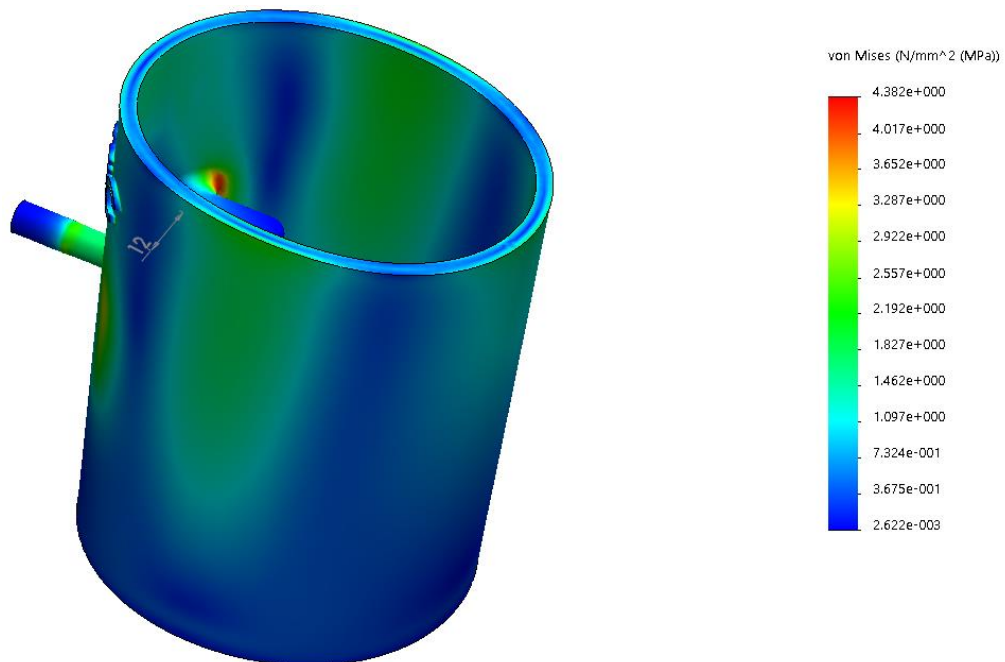


Figura 41- Distribuição das tensões de von Mises na Caneca

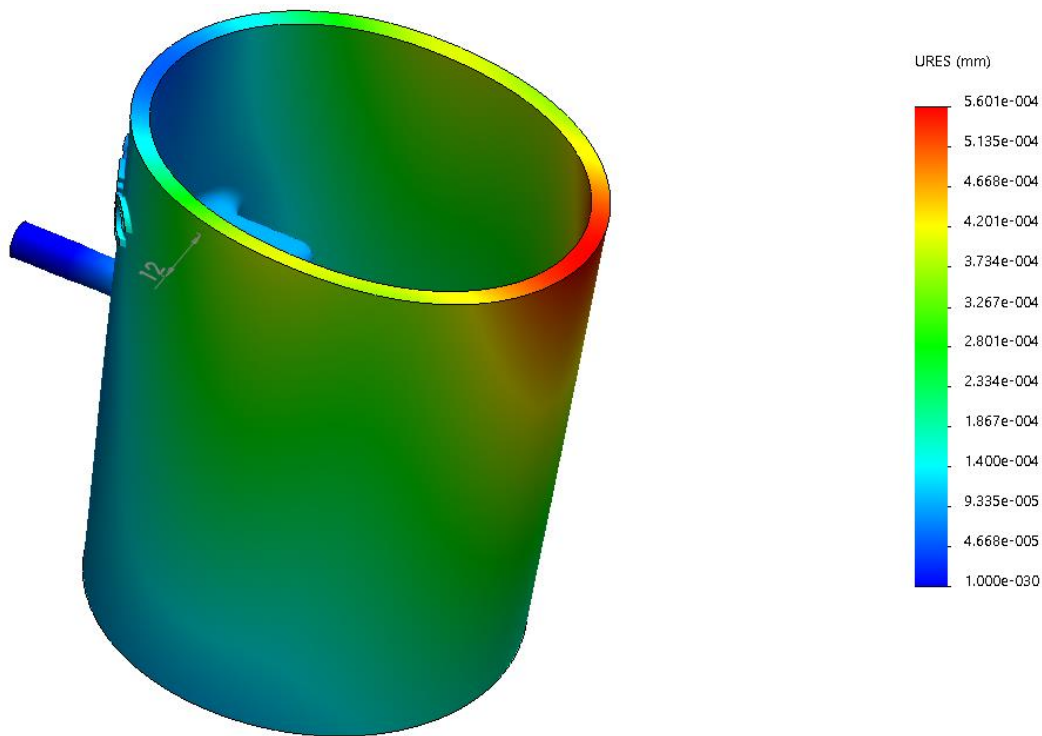


Figura 42- Distribuição dos Deslocamentos Resultantes na Caneca

3.4.4.3. Caneta

O modelo numérico para a caneta é apresentado na Figura 43. Na preparação do modelo foram definidas superfícies de contacto para simular as zonas de aperto da peça pelo utilizador. Considera-se uma distribuição assimétrica de carga de compressão, com 15 [N] na região A, 5 [N] na região B e 20 [N] na região C, simulando a apreensão da caneta pelo utilizador. Complementarmente é aplicada uma carga de 50 [N] no eixo do parafuso, simulando as condições limite de utilização.

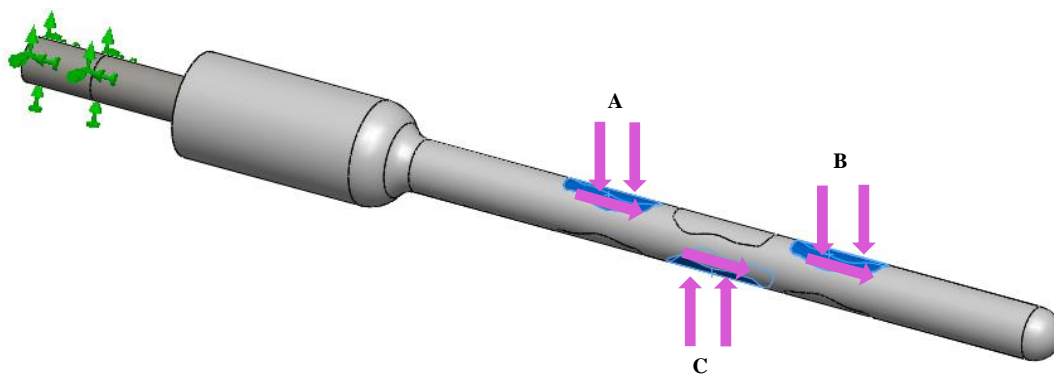


Figura 43- Modelo da Caneta para Análise Estrutural

O estudo de convergência de malha conduziu a uma dimensão do elemento a variar entre 0.6 [mm] e 3 [mm]. A malha obtida (Figura 44) é composta por 12417 elementos e 19346 nós, apresentando uma percentagem de 99.4% de elementos com uma relação de aspeto inferior a três e 0% de elementos com uma relação de aspeto superior a dez.

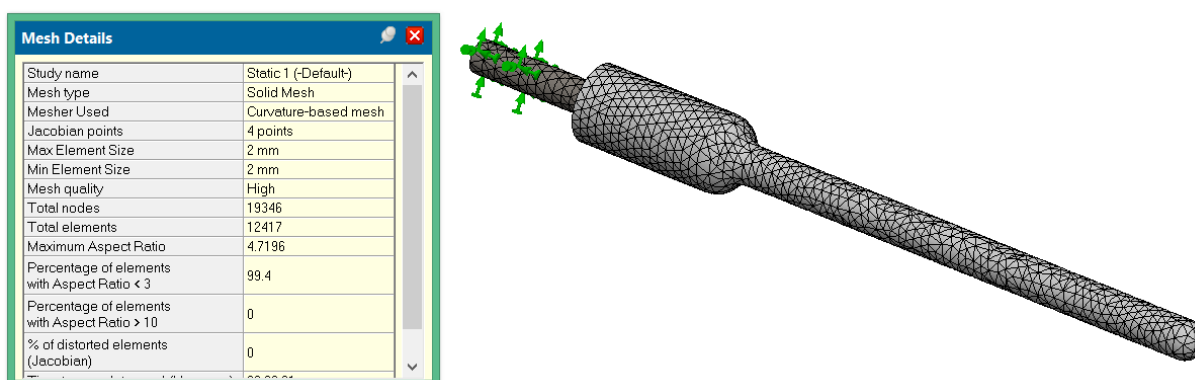


Figura 44- Detalhes da Malha da Caneta

Através dos resultados obtidos da análise feita por elementos finitos, verifica-se que o modelo apresenta uma tensão máxima de von Mises de 7.745 [MPa] (Figura 45) e um deslocamento resultante desprezível (Figura 46). Tal como nos restantes modelos analisados, estes resultados evidenciam a robustez do componente, com resistência e rigidez adequadas.

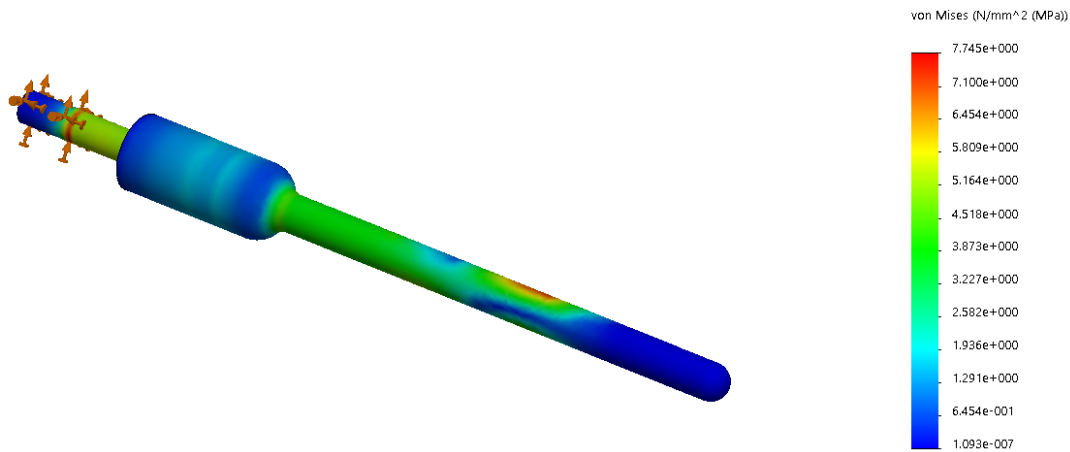


Figura 45- Distribuição das tensões de von Mises na Caneta

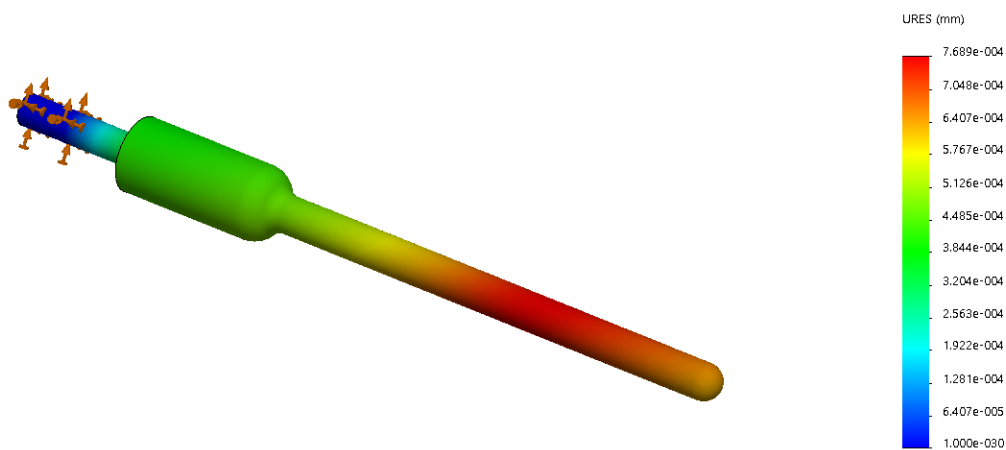


Figura 46- Deslocamentos Resultantes na Caneta

3.4.4.4. Folha

No sistema de fixação da folha não foi elaborado uma análise numérica por elementos finitos, uma vez que, a folha utilizada é composta por um material com uma tensão de cedência muito inferior ao material de construção do sistema. Neste caso, a estrutura está sempre salvaguardada, uma vez que, caso o valor de tensão de cedência da folha seja ultrapassado, a mesma é libertada do sistema sem causar qualquer dano ao mesmo. Por estas razões, o estudo

do sistema de fixação da folha não foi efetuado, uma vez que não se iria obter qualquer resultado relevante para a análise pretendida.

3.5. Informática

Sendo um dos principais objetivos do projeto a conceção de um equipamento interativo com o paciente, utilizando jogos para a realização dos exercícios e avaliações propostas, foi necessário recorrer a *software* de desenvolvimento gráfico para elaborar as interfaces, tendo sido selecionados e utilizados dois tipos de *software*, o *S4A* e o *Visual Studio C#*.

3.5.1. S4A

O *S4A* é um *software* de desenvolvimento gráfico especificamente desenvolvido para ser utilizado com o microcontrolador *Arduino*, baseado no *software Scratch*. Sendo o *Arduino* o processador escolhido para o HRS, e tendo em conta os objetivos do presente projeto optou-se pela utilização do *S4A* para elaborar os jogos que se pretendiam implementar, uma vez que, tal como referido anteriormente, o *S4A* é um *software* desenvolvido especificamente para operar com o *Arduino*.

Uma vez que era ambicionado desenvolver um conjunto de exercícios para avaliar e estimular a execução dos movimentos do membro superior, foram elaborados quatro jogos distintos e com características específicas para cada exercício que se implementou. Os jogos desenvolvidos foram nomeados de Jump Ball; Rebenta Bola; Coleta Estrelas e Reação Luz.

Jump Ball

O jogo designado por “Jump Ball” (Figura 47) é um jogo dividido em 8 níveis de dificuldade e que pretende estimular o paciente no controlo da motricidade fina. Neste exercício o paciente tem de controlar a altura de uma bola através da preensão do sensor de força resistivo (FSR), apresentado na Figura 15 – c), tendo de ultrapassar os obstáculos colocados sem deixar que a bola colida com os mesmos. Ao mesmo tempo que são ultrapassados os obstáculos irão aparecer ao longo do jogo objetos em forma de estrela que os pacientes terão de coletar, fazendo desta forma com que haja sempre uma variação constante de intensidade de pressão no sensor,

estimulando o desenvolvimento da preensão fina. A pontuação do jogo é definida pelo número de estrelas coletadas pelo paciente em cada nível finalizado. Coletando todas as estrelas, o paciente receberá a estrela dourada nesse nível, ao coletar praticamente todas as estrelas receberá a estrela de prata e coletando apenas algumas estrelas receberá a estrela de bronze. Assim, o paciente conseguirá, de forma simples e lúdica analisar o seu desempenho em cada nível.

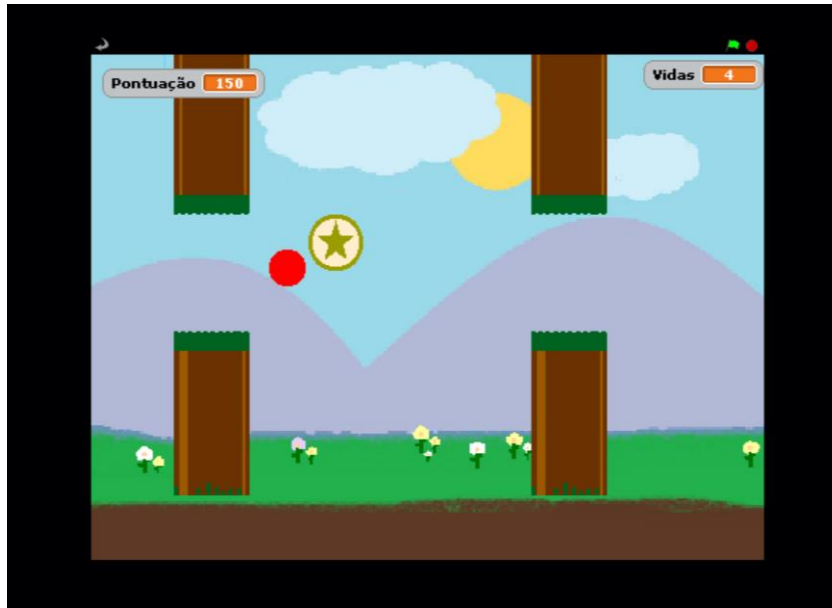


Figura 47- Jogo Jump Ball

Rebenta Bola

O “Rebenta Bola” é um jogo que pretende estimular o movimento entre os dedos da mão dos pacientes e o seu tempo de reação. Para realizar este exercício o paciente utiliza a luva apresentada na Figura 15 – a), desenvolvida especificamente para o jogo em questão, para poder rebentar os balões que vão aparecendo na interface gráfica do jogo.

Neste jogo, é feita uma numeração dos dedos da mão, em que 1 corresponde ao dedo indicador, 2 ao dedo médio, 3 ao dedo anelar e 4 ao dedo mindinho. Ao longo do jogo vão aparecendo balões por cima de cada número e o paciente terá de rebentar cada um, sendo que para isso, o paciente terá de juntar a digital do dedo correspondente á digital do polegar.

O exercício está dividido em 6 testes, em que, de teste para teste o número de balões a rebentar aumenta. Em cada teste é iniciado um cronómetro para contabilizar o tempo que o paciente demora a completar a sequência. Em termos de pontuação o resultado será melhor quanto menor for o tempo contabilizado para completar a sequência. Neste jogo as sequências são fixas, permitindo estabelecer uma análise comparativa aos tempos de reação do paciente ao longo da sua recuperação, verificando de forma concreta se o paciente está a conseguir evoluir positivamente ao longo do tempo. A figura seguinte ilustra a apresentação gráfica do jogo “Rebenta Bola”, durante a realização do exercício.

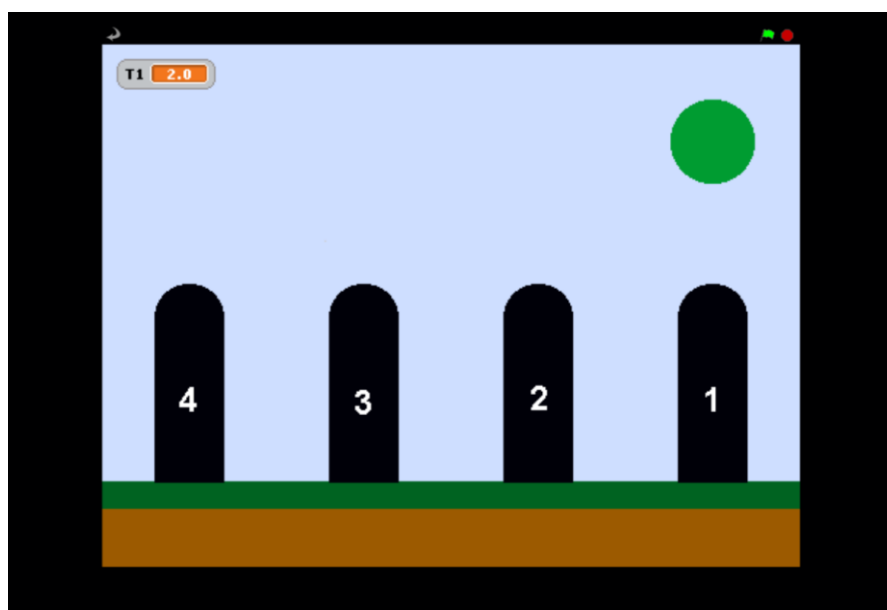


Figura 48- Jogo Rebenta Bola

Coleta Estrelas

No jogo do “Coleta Estrelas” (Figura 49) é pretendido que o paciente controle o movimento de uma cesta e que colete objetos que vão aparecendo de cima para baixo. Neste exercício, é pretendido que o paciente estimule a sua preensão fina e, ao mesmo tempo, que desenvolva o seu desempenho cognitivo, uma vez que, para além de controlar a força de preensão, terá de conseguir identificar os objetos a coletar, de forma a poder somar o maior número de pontos e não ser penalizado com a coleta de objetos intrusos. O jogador tem como objetivo coletar o maior número possível de estrelas dentro do tempo que tem disponível, somando pontos por cada estrela coletada. Durante o jogo, também irão aparecer objetos que dão bônus de tempo

ao jogador e objetos em forma de trovões que descontarão tempo e pontos ao jogador. Para jogar este jogo, o paciente precisa de pressionar um ou dois dos sensores de força, apresentados na Figura 15 – c), para movimentar a cesta para a direção que pretende. Existem 3 formas para jogar o jogo: o paciente poderá optar por jogar com os dois sensores, em que, um sensor controla o movimento da cesta para a direita e o outro para a esquerda; poderá selecionar um modo em que a cesta se movimenta para a direita quando o sensor é pressionado e para a esquerda quando não está a ser pressionado; poderá, também, selecionar um modo em que a cesta se movimenta para a esquerda quando o sensor é pressionado e para a direita quando não está a ser pressionado. Estas três formas de controlo da cesta são muito importantes, pois de acordo com o hemisfério cerebral afetado, o paciente poderá sentir dificuldade em controlar o movimento da cesta numa das direções ou em ambas, podendo desta forma adaptar o exercício às suas necessidades.

Este exercício está dividido em 8 níveis, sendo que à medida que os níveis vão aumentando, a velocidade de queda dos objetos também vai aumentar, fazendo com que a velocidade de reação do jogador tenha de ser menor para poder coletar o maior número de estrelas. No final de cada jogo, o paciente poderá ver a que nível chegou e qual foi a sua pontuação, verificando de forma simples a sua evolução ao longo do tempo.



Figura 49- Jogo Coleta Estrelas

Reação Luz

O jogo “Reação Luz” (Figura 50) pretende estimular o movimento dos dedos da mão e a velocidade de reação e execução do movimento. Neste jogo, é pretendido que os pacientes reajam ao aparecimento de luzes na base de interação, clicando no botões de pressão, apresentados na Figura 15 – b), respetivo de cada luz para ir completando a sequência. Este exercício é dividido em 6 níveis, sendo que, à medida que os níveis vão avançando, a sequência será cada vez maior. Tal como no jogo Rebenta Bola, cada nível é cronometrado para verificar qual o tempo que o paciente demora a completar cada sequência e, jogo após jogo, verificar a sua evolução. Assim sendo, o paciente verifica de forma simples se está a conseguir melhorias dia após dia, uma vez que, sendo as sequências fixas, consegue-se fazer uma comparação com os resultados anteriores e verificar e quantificar a melhoria conseguida.

Para além do estímulo para os dedos da mão, com o jogo Reação Luz, o paciente também exercita o movimento do braço bem como a sua coordenação motora, uma vez que é levado a pressionar com precisão os botões colocados na interface do jogo para poder completar o mais rápido possível a sequência.

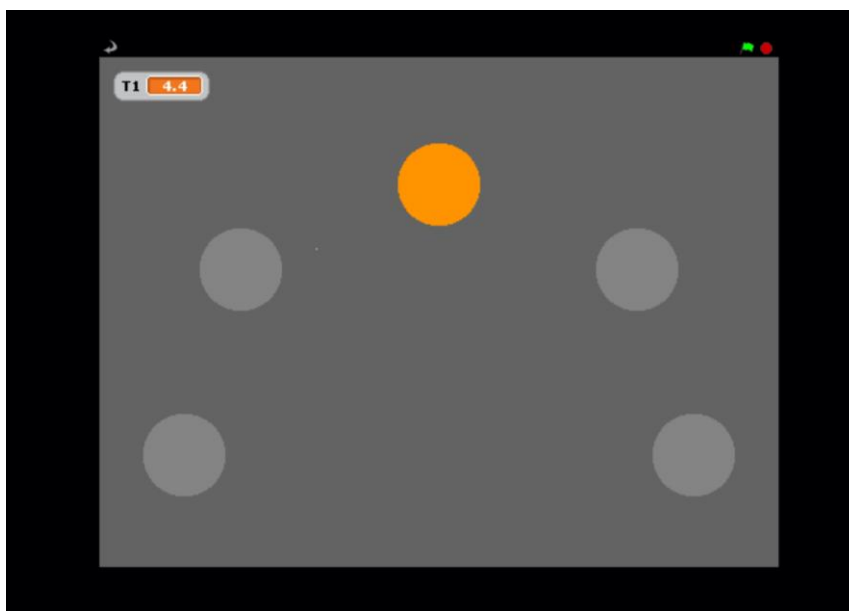


Figura 50- Jogo Reação Luz

3.5.2. Visual Studio C#

Além dos jogos criados, era ambicionado desenvolver uma aplicação que fizesse um desenho gráfico dos valores obtidos durante a realização dos testes de força, para os diferentes tipos de garra e que registasse os valores para posterior consulta. Tendo em conta as necessidades, foi necessário recorrer a um *software* de desenvolvimento gráfico, que permitisse fazer esse registo e o desenho gráfico dos mesmos, criando um gráfico Força/Tempo para posterior análise. O *software* selecionado para o desenvolvimento desta aplicação foi o C#.

O C# é uma linguagem de programação do *Visual Studio*, que é um *software* de desenvolvimento gráfico criado pela *Microsoft*. A escolha do C# deveu-se sobretudo à maior familiarização com a linguagem usada e pelo facto de se pretender desenvolver uma aplicação compatível com o sistema operativo *Windows*.

Na fase inicial, o principal objetivo da aplicação era fazer o registo da força máxima que o paciente conseguia aplicar nos diferentes objetos, mas, após o primeiro teste feito com o primeiro protótipo desenvolvido, percebeu-se que era necessário conceber algo mais interativo. Tendo isso em conta, projetou-se uma aplicação que permite ao paciente não só fazer força até ao seu limite, mas também fazer uma força controlada, possibilitando-lhe encarar a aplicação não só como uma mera avaliação, mas como um jogo, tornando o exercício mais apelativo e interativo. Assim sendo, foram criados dois modos de utilização da aplicação, em que num o paciente terá patamares de força pré definidos para atingir e manter (Figura 51) e noutro, em que poderá aplicar a sua força livremente (Figura 52).

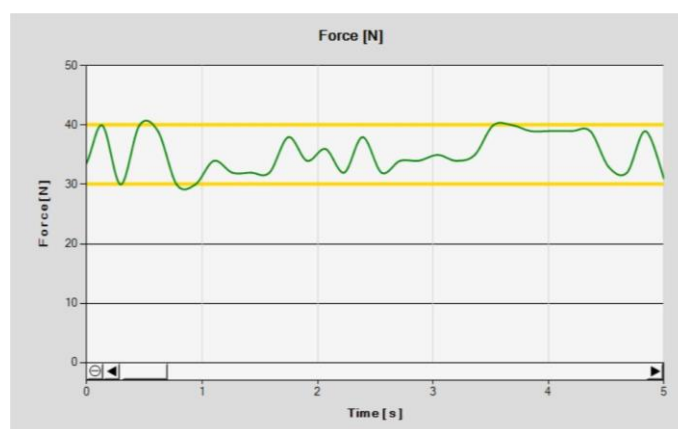


Figura 51- Gráfico com Patamares Limite de Força

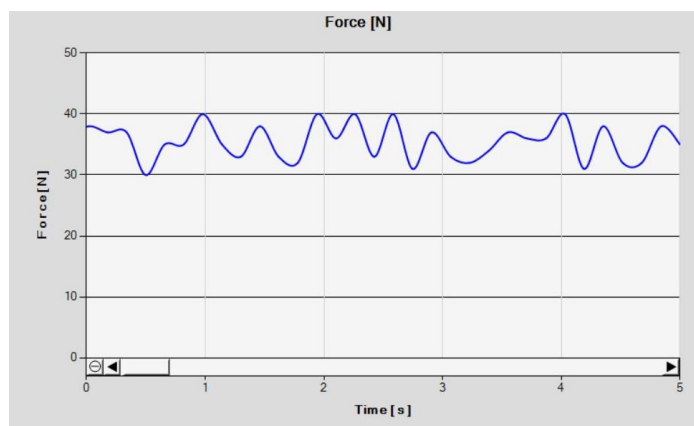


Figura 52- Gráfico com Força Livre

O paciente conseguirá monitorizar qual a sua força máxima para cada exercício, bem como verificar o controlo da força aplicada, verificando se consegue manter um nível de força constante e respeitar os limites de força definidos inicialmente. Terminados os exercícios e preenchidos os respetivos campos de identificação do paciente e do exercício realizado, a aplicação permite a gravação de todos os dados da força exercida no teste, registando também a força máxima conseguida e gravando uma imagem do gráfico. A figura seguinte ilustra o *layout* geral da aplicação desenvolvida.

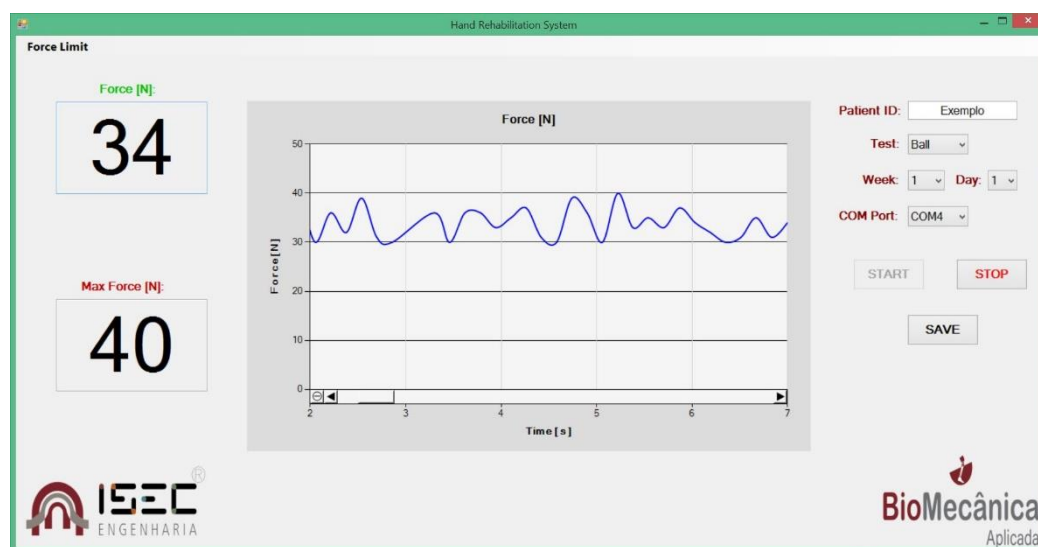


Figura 53- Layout da Aplicação HRS

4. Testes de Funcionalidade e Análise de Resultados

Terminado todo o processo de desenvolvimento, procedeu-se à preparação de alguns testes de funcionalidade do protótipo com o objetivo de verificar e validar a sua funcionalidade, assim como recolher junto de terapeutas e pacientes a sua opinião acerca do equipamento. Para a recolha de dados, foram criados dois questionários: um questionário de utilidade, direcionado para os terapeutas e um questionário de utilização, a responder pelos pacientes.

Os testes de funcionalidade foram realizados no Hospital Rovisco Pais, na Tocha, e no Lar Boa Esperança, no Caramulo. A amostra do teste envolve a participação de dez pacientes voluntários e seis profissionais de saúde, quatro fisioterapeutas e dois médicos fisiatras.

Todos os participantes, nesta fase de testes, foram devidamente informados e enquadrados no estudo pretendido, participando de forma voluntária e consciente nos testes, sendo que, todos os assinaram um consentimento livre, esclarecido e informado.

Na realização dos testes de funcionalidade, foram apresentados todos os exercícios que compõe o HRS, explicando em todos eles, o seu objetivo e modo de utilização. A realização dos testes foi efetuada com a supervisão dos médicos fisiatras e dos terapeutas que seguem os pacientes voluntários, de forma a acompanhar todo o processo de avaliação e poderem de forma clara e objetiva responder ao questionário a eles dirigido.

Os modelos dos documentos utilizados na fase de testes encontram-se no **Apêndice 8.1, 8.2 e 8.3**. A Figura 54 mostra alguns momentos de utilização do equipamento pelos voluntários.

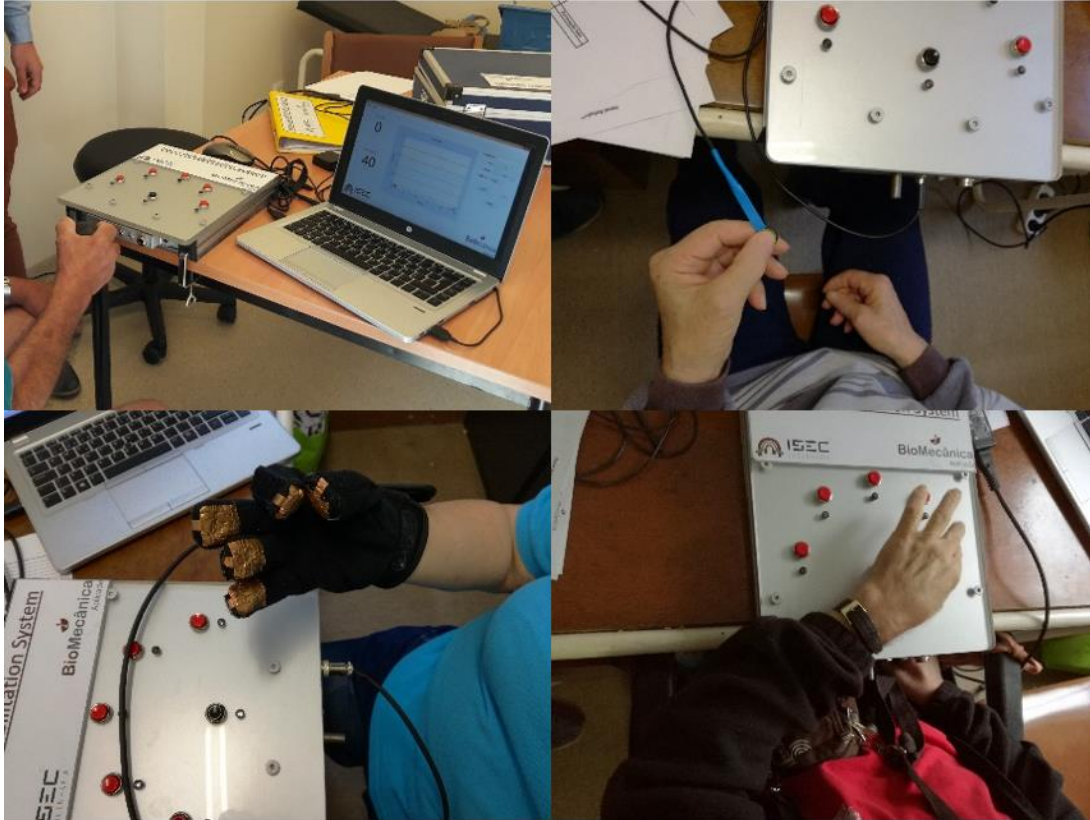


Figura 54- Pacientes a testar o HRS

Com a realização dos testes práticos, foi possível verificar que todos os voluntários foram capazes de realizar os exercícios propostos, havendo, no entanto, uma adaptação mais fácil a uns jogos do que a outros. No jogo Jump Ball, os pacientes demonstraram dificuldade em realizar os testes de nível de exigência mais elevada, apresentando claras fragilidades no controlo da força de preensão para ultrapassar os obstáculos. De acordo com os terapeutas que acompanharam os testes, as dificuldades obtidas são normais, uma vez que, a motricidade fina dos pacientes testados é muito reduzida e tiveram pouco tempo para se adaptar à sensibilidade do sensor. No entanto, consideram que, com um tempo de adaptação superior e ajuste da dificuldade nos níveis superiores, os pacientes serão capazes de realizar todos os níveis, afirmando que o mesmo será uma grande valia para exercitar a motricidade fina.

Em relação ao jogo Coleta Estrelas, todos os pacientes conseguiram jogar e perceber o objetivo do mesmo de forma rápida e intuitiva. Ainda assim, alguns dos pacientes mostram dificuldade em controlar o movimento da cesta, verificando-se alguma desorientação e confusão na direção a seguir. Neste caso, a situação prevista do controlo do movimento da cesta de três formas

diferentes, permitiu que, quando o movimento era ajustado de acordo com a dificuldade do paciente, este conseguisse realizar o exercício tranquilamente, verificando-se uma maior capacidade de controlo e orientação. O jogo Coleta Estrelas foi considerado o mais difícil pela maioria dos voluntários, mas ao mesmo tempo, foi o segundo jogo que recolheu maior votação nas preferências dos pacientes.

O jogo Rebenta Bola, a par com o jogo Jump Ball foi encarado pelos pacientes como um dos mais difíceis de executar. Ao realizar o exercício, alguns pacientes mostraram-se um pouco confusos quanto ao dedo que deveriam mover para jogar, baralhando-se com frequência relativamente ao sistema de numeração dos dedos usada na realização do exercício. Observando essa dificuldade, recomeçou-se o exercício, dando uma indicação sonora do dedo que se devia mover (indicador, médio, anelar e mindinho). Com a nova instrução associada, os pacientes conseguiram ultrapassar a dificuldade que estavam a ter, começando de forma clara a movimentar os dedos corretos. Ainda neste jogo, alguns pacientes, mostraram dificuldade em realizar os movimentos dos dedos devido ao facto de a luva ser considerada demasiado larga e grossa para alguns utentes. Esta situação deveu-se ao facto, de não ter sido possível terminar a tempo dos testes, as luvas projetadas (Figura 55) para o jogo, tendo sido adaptado numas luvas comuns, o sistema para poder testar o jogo. Mesmo com as dificuldades mencionadas, os pacientes mostraram-se bastante entusiasmados e motivados com o jogo, agradando-lhes bastante o facto de poderem controlar o mesmo através de uma luva.



Figura 55- Protótipo da Luva do Jogo Rebenta Bola

No jogo Reação Luz, todos os pacientes demonstraram um grande à-vontade em realizar o exercício, conseguindo jogar de forma autónoma desde logo, necessitando apenas da primeira explicação dos objetivos do jogo para o fazer. Durante a realização do teste, foi visível em todos os pacientes, o seu entusiasmo e satisfação, mostrando-se orgulhosos consigo mesmos, pelo facto de estarem a conseguir realizar tudo de forma autónoma. O jogo da Reação Luz foi considerado pela maioria dos pacientes como o que mais gostaram de jogar.

No geral, o *feedback* recebido por parte de pacientes acerca do HRS foi muito positivo. Todos os voluntários que participaram na fase testes afirmaram que se sentiram mais motivados em realizar os exercícios no HRS e que gostariam de continuar a usá-lo nos seus treinos futuros, uma vez que consideram que o HRS é uma mais-valia no seu treino diário. Terminados os testes e o preenchimento dos questionários, os pacientes questionavam se iriam poder continuar a usar o equipamento, mostrando um claro interesse em poder continuar a realizar os seus exercícios no HRS.

Também por parte dos terapeutas, foi recebido um *feedback* bastante positivo. Foi considerado de forma unânime, que o HRS é um equipamento bastante vantajoso para a recuperação e avaliação dos pacientes, uma vez que, através do seu carácter interativo e lúdico, estimula os pacientes na realização dos exercícios. Na sua análise, os terapeutas consideram que o HRS é um equipamento com relevância no apoio à reabilitação dos pacientes e que reúne condições necessárias para poder ser utilizado no treino do mesmo, manifestando interesse em poder continuar a contar com o HRS na recuperação dos seus pacientes. Foram também feitas algumas observações, sendo sugerido alguns ajustes nos *layouts* dos jogos, de forma a elucidar os pacientes, promovendo desta forma, uma melhoria no desempenho na realização dos exercícios.

Em seguida são apresentadas as tabelas com os resultados obtidos dos questionários aos pacientes e terapeutas. Em apêndice é possível consultar as respostas aos questionários realizados.

Tabela 2- Resultados Questionários Terapeutas

Questionários de Utilidade	
Questões	Resultados
<p>1.Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?</p> <p>Discordo Totalmente Concordo Totalmente</p> <p><input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/></p> <p>1 2 3 4 5</p>	<p>1- 0%</p> <p>2- 0%</p> <p>3- 16.67%</p> <p>4- 66.67%</p> <p>5- 16.67%</p>
<p>2.O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?</p> <p>Discordo Totalmente Concordo Totalmente</p> <p><input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/></p> <p>1 2 3 4 5</p>	<p>1- 0%</p> <p>2- 0%</p> <p>3- 0%</p> <p>4- 50%</p> <p>5- 50%</p>
<p>3.O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?</p> <p>Discordo Totalmente Concordo Totalmente</p> <p><input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/></p> <p>1 2 3 4 5</p>	<p>1- 0%</p> <p>2- 0%</p> <p>3- 20%</p> <p>4- 40%</p> <p>5- 40%</p>
<p>4.O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?</p> <p>Discordo Totalmente Concordo Totalmente</p> <p><input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/></p> <p>1 2 3 4 5</p>	<p>1- 0%</p> <p>2- 0%</p> <p>3- 0%</p> <p>4- 66.67%</p> <p>5- 33.33%</p>
<p>5.Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?</p> <p>Claramente Não Claramente Sim</p> <p><input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/></p> <p>1 2 3 4 5</p>	<p>1- 0%</p> <p>2- 0%</p> <p>3- 0%</p> <p>4- 50%</p> <p>5- 50%</p>
<p>6.Qual a avaliação geral que faz ao HRS?</p> <p>Muito Mau Muito Bom</p> <p><input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/></p> <p>1 2 3 4 5</p>	<p>1- 0%</p> <p>2- 0%</p> <p>3- 0%</p> <p>4- 83.33%</p> <p>5- 16.67%</p>

Tabela 3- Resultados Questionários Pacientes

Questionários de Utilização	
Questões	Resultados
1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual? a) Muito Pior b) Pior c) Melhor d) Muito Melhor	a) 0% b) 20% c) 40% d) 40%
2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento? a) Muito difícil b) Difícil c) Fácil d) Muito Fácil	a) 20% b) 30% c) 40% d) 10%
3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios? a) Totalmente Inadequado b) Pouco adequado c) Adequado d) Totalmente adequado	a) 0% b) 20% c) 60% d) 20%
4. Qual o jogo que mais gostou de jogar? a) Jump Ball b) Coleta Estrelas c) Reação Botões d) Rebenta Bola	a) 10% b) 30% c) 50% d) 10%
5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar? a) Jump Ball b) Coleta Estrelas c) Reação Botões d) Rebenta Bola	a) 22% b) 44% c) 11% d) 22%
6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino? a) Discordo Totalmente b) Discordo c) Concordo d) Concordo Totalmente	a) 0% b) 0% c) 50% d) 50%
7. Como classifica a sua experiência com o HRS? a) Mau b) Satisfatório c) Bom d) Muito Bom	a) 0% b) 20% c) 40% d) 40%
8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS? a) Nada Motivado b) Pouco Motivado c) Motivado d) Muito Motivado e)	a) 0% b) 0% c) 40% d) 60%
9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino? a) Claramente Não b) Talvez Não c) Talvez Sim d) Claramente Sim	a) 0% b) 0% c) 40% d) 60%
10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS? a) Mau b) Satisfatório c) Bom d) Muito Bom	a) 0% b) 10% c) 50% d) 40%

5. Conclusões e Desenvolvimentos Futuros

A realização deste trabalho de projeto tinha como foco o desenvolvimento de um sistema de avaliação funcional da mão. Pretendia-se conceber um equipamento capaz de avaliar e estimular as capacidades de motricidade e de preensão associadas à mão, utilizando um sistema interativo e com *biofeedback* em tempo real, permitindo ao paciente perceber de forma rápida e intuitiva os seus progressos. Assim, foi desenvolvido um equipamento, designado por HRS – Hand Rehabilitation System, que se encontra descrito neste trabalho.

Através dos ensaios realizados, pode afirmar-se que o HRS reúne consenso entre os pacientes e terapeutas, sendo considerado por todos os elementos que participaram na fase de testes como uma mais-valia e uma motivação extra no processo de reabilitação. A realização dos exercícios em forma de jogos, assim como a avaliação e *biofeedback* recebido em tempo real, foram os elementos que mais cativaram os pacientes. Sendo um equipamento de fácil utilização e que permite autonomia no seu uso, foi encarado por parte dos voluntários como uma conquista e uma motivação extra o facto de conseguirem realizar os exercícios de forma autónoma.

Os resultados obtidos, dos testes de funcionalidade realizados, são um bom indicativo da relevância do HRS, permitindo concluir que, o equipamento reúne as condições necessárias para ser uma ajuda efetiva no processo de reabilitação dos pacientes vítimas de AVC, sendo uma ferramenta de apoio aos terapeutas no exercício da sua função. O HRS apresenta também características adequadas para ser utilizado noutros contextos, como por exemplo na terapia ocupacional ou situações que exijam capacidade de preensão e a motricidade da mão.

Como trabalho futuro, pretende-se corrigir algumas limitações detetadas na fase de teste, ajustando o sistema de comunicação e o *layout* das interfaces gráficas, de forma a tornar mais claras e objetivas as instruções dadas aos pacientes para a realização dos exercícios. É desejado também, ajustar a fisionomia da luva, para que esta seja adaptada à medida da mão de cada utilizador.

A introdução de novos exercícios é também um dos objetivos a alcançar numa futura atualização do HRS, estendendo a área de ação do equipamento a todo o membro superior. É também pretendido realizar mais testes de funcionalidade durante um período de tempo superior, permitindo desta forma, uma melhor adaptação do paciente ao equipamento.

6. Referências Bibliográficas

- Anatomia, A. d. (24 de Julho de 2017). *Aula de Anatomia*. Obtido de www.auladeanatomia.com:
<http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-muscular/musculos-do-membro-superior/musculos-da-mao/>
- Arduino. (24 de Agosto de 2017). *Arduino*. Obtido de <https://www.arduino.cc/>:
<https://store.arduino.cc/arduino-nano>
- Association, N. S. (19 de Julho de 2017). <http://www.stroke.org>. Obtido de <http://www.stroke.org>: <http://www.stroke.org/understand-stroke/what-stroke>
- Britannica, E. (24 de Julho de 2017). *Encyclopædia Britannica*. Obtido de www.britannica.com: <https://www.britannica.com/science/hand-anatomy>
- DN. (24 de Julho de 2017). *DN*. Obtido de <http://www.dn.pt>:
<http://www.dn.pt/sociedade/interior/tres-pessoas-por-hora-tem-um-avc-em-portugal-5761165.html>
- Fugl-Meyer AR, J. L. (25 de Julho de 2017). Obtido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1135616>
- GmbH, T. (27 de Julho de 2017). *Tyromotion*. Obtido de tyromotion.com:
<http://tyromotion.com/unternehmen>
- Hocoma. (23 de Agosto de 2017). *Hocoma*. Obtido de <https://www.hocoma.com>:
<https://www.hocoma.com/solutions/armeo-power/modules/>
- Katherine J. Sullivan, P. P., Julie K. Tilson, D. N., & Steven Y. Cen, P. (25 de Julho de 2017). <http://stroke.ahajournals.org>. Obtido de <http://stroke.ahajournals.org>:
<http://stroke.ahajournals.org/content/strokeaha/42/2/427.full.pdf>
- Motorika. (23 de Agosto de 2017). *Motorika*. Obtido de <http://motorika.com>/product-1/:
<http://motorika.com/product-1/>
- RedeBrasilAVC. (24 de Julho de 2017). *RedeBrasilAVC*. Obtido de www.redebrasilavc.org.br: <http://www.redebrasilavc.org.br/para-pacientes-e-falimiores/o-que-e-avc/>
- Saebo. (23 de Agosto de 2017). <https://www.saebo.com>. Obtido de Saebo:
<https://www.saebo.com/saeboglove/>

Tyromotion. (23 de Julho de 2017). *http://tyromotion.com*. Obtido de Tyromotion:
<http://tyromotion.com/en/products/amadeo>

WHO. (19 de Julho de 2017). *World Health Organization*. Obtido de <http://www.who.int/en/>:
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>

7. Anexos

7.1. Escala de Avaliação de Fugl-Meyer

APPENDIX A

FUGL- MEYER ASSESSMENT OF PHYSICAL PERFORMANCE

General Procedure and Rules		
<p>PROCEDURE Description: This assessment is a measure of upper extremity (UE) and lower extremity (LE) motor and sensory impairment.</p> <p>Equipment: A chair, bedside table, reflex hammer, cotton ball, pencil, small piece of cardboard or paper, small can, tennis ball, stop watch, and blindfold.</p> <p>Administration: The complete assessment usually requires 45 minutes.</p>	<p>GENERAL RULES Perform the assessment in a quiet area when the patient is maximally alert.</p> <p><u>Volitional movement assessment:</u> This includes flexor synergy, extensor synergy, movement combining synergies, movement out of synergy, wrist, hand, and coordination/speed. For all tests of volitional motion, these guidelines are to be followed:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Give clear and concise instructions. Mime as well as verbal instructions permissible. 2. Have patient perform the movement with non-affected extremity first. On affected side, check for available passive range of motion (PROM) prior to asking patient to perform the movement. 3. Repeat each movement 3x on the affected side and score best performance. If full score is attained on trials 1 or 2, do not have to repeat 3 times. Only test Coordination/speed, one time. 4. Do not assist patient, however verbal encouragement is permitted. 5. Test the wrist and hand function independently of the arm. During the wrist tests (items 7a-e), support under the elbow may be provided to decrease demand at the shoulder; however, the patient should be activating the elbow flexors during the elbow at 90 degree tests and activating the elbow extensors during the elbow at 0 degree tests. In contrast, assistance can be provided to the arm at the elbow and just proximal to the wrist in order to position the arm during the hand tests (items 8a-g). 	
Fugl-Meyer Motor Assessment		
Lower Extremity		
Item	Procedure	Scoring
<p>I. <u>Reflex activity</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient is supine or sitting. • Attempt to elicit the Achilles and patellar reflexes. • Assess the unaffected side first. • Test affected side. 	<ul style="list-style-type: none"> • Scoring (Maximum possible score = 4): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - No reflex activity can be elicited; • (2) - Reflex activity can be elicited. Items to be scored are Achilles and patellar reflexes.
<p>IIA. <u>Flexor synergy</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient is supine. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient's available PROM at each joint to be tested. • Start with leg fully extended at hip, knee, and ankle. Instruct the patient to "bring your knee to your chest and 	<ul style="list-style-type: none"> • Scoring (Maximum possible score = 6): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - Cannot be performed at all • (1) - Partial motion • (2) - Full motion

1

	<p>pull up your toes" (therapist is observing for evidence of hip, knee, ankle flexion in order to assess the presence of all components of the flexor synergy). Therapist can cue the patient to move any missing component.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Test 3x on the affected side and score best movement at each joint. 	<ul style="list-style-type: none"> • Items to be scored are: Hip flexion, knee flexion, ankle dorsiflexion.
<u>IIB. Extensor synergy</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient is sidelying. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient's available PROM at each joint to be tested. • Start in 90 degrees hip flexion, 90 degrees knee flexion and ankle dorsiflexion. • Instruct the patient to "push your foot down and kick down and back". (Ankle plantarflexion, knee extension, hip adduction and hip extension.) • Slight resistance should be applied in adduction which is gravity-assisted in this position to ensure patient is actively adducting. • Test 3x on the affected side and score best movement at each joint. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 8): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – No motion • (1) – Partial motion • (2) – Full motion • Items to be scored are: Hip extension, hip adduction, knee extension, ankle plantarflexion.
<u>III. Movement combining synergies (in sitting)</u>	<p><u>3a. Knee flexion beyond 90°:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting, feet on floor, with knees free of chair. Knee to be tested is slightly extended beyond 90° knee flexion. Calf muscles should not be on stretch. To decrease friction, patient's shoes can be removed, but socks should remain on. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to "pull your heel back and under the chair." • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – No active motion • (1) – From slightly extended position, knee can be flexed but not beyond 90° or hip flexes while attempting to flex knee • (2) – Knee flexion beyond 90°
	<p><u>3b. Ankle Dorsiflexion:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting, feet on floor, with knees free of chair. Calf muscles should not be on stretch. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient's available PROM at the ankle joint. • Patient is instructed to "keeping your heel on the floor, lift your foot." • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – No active motion • (1) – Incomplete active flexion (heel must remain on floor with medial and lateral borders of the forefoot clearing the floor during dorsiflexion) • (2) – Normal dorsiflexion (full within available ROM, heel remains on the floor)

<p>IV. <u>Movement out of synergy (Standing, hip at 0 degrees)</u></p>	<p>4a. Knee Flexion:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is standing, hip at 0 degrees (or full available ROM up to 0 degrees). On leg that is being tested, hip is at 0 degrees (or full available ROM up to 0 degrees), but the knee is flexed, and the patient's toes are touching the floor slightly behind. Evaluator can provide assistance to maintain balance and patient can rest hands on a table. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to "keeping your hip back, kick your bottom with your heel." • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • Scoring (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Knee cannot flex without hip flexion • (1) – Knee flexion begins without hip flexion but does not reach to 90° or hip begins to flex in later phase of motion • (2) – Knee flexion beyond 90° (Knee flexion beyond 90 degrees with hip maintained in extension)
<p>IV. <u>Movement out of synergy (Standing, hip at 0 degrees)</u></p>	<p>4b. Ankle Dorsiflexion:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is standing, hip at 0 degrees. If patient's calf muscle length is limiting active dorsiflexion in this starting position, then leg that is being tested can be positioned forward, so the hip is at approximately 5 degrees of flexion, and calf muscles are in lengthened position. Knee must stay fully extended. Evaluator can provide assistance to maintain balance and patient can rest hands on a table. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient's available dorsiflexion PROM. • Patient is instructed to "keeping your knee extended and your heel on the floor, lift your foot." • Test 3x on the affected side and score best movement 	<ul style="list-style-type: none"> • Scoring (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – No active motion • (1) – Partial motion (less than full available range with knee extended; heel must remain on floor with medial and lateral borders of the forefoot clearing the floor during dorsiflexion, or hip and/or knee flexes during motion while attempting dorsiflexion) • (2) – Full motion (within available dorsiflexion range with knee extended and heel on the floor)
<p>V. <u>Normal Reflexes (sitting)</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • This item is only included if the patient achieves a maximum score on all previous lower extremity items, otherwise score 0 . • The examiner shall elicit patellar and Achilles phasic reflexes with a reflex hammer and knee flexors with quick stretch of the affected leg and note if the reflexes are hyperactive or not. 	<ul style="list-style-type: none"> • Scoring (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - At least 2 of the 3 phasic reflexes are markedly hyperactive • (1) – One reflex is markedly hyperactive or at least 2 reflexes are lively • (2) - No more than one reflex is lively and none are hyperactive

<p>VI. <u>Coordination/speed - Sitting: Heel to opposite knee repetitions in rapid succession</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient positioned in sitting with eyes open. • Starting position is with heel to be tested resting on opposite ankle. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check available PROM on the affected side. • Patient is instructed to "Bring your heel from your opposite ankle to your opposite knee, keeping your heel on your shin bone, move as fast as possible." • Use a stopwatch to time how long it takes the patient to do 5 full (ankle to knee to ankle) repetitions. • Use the full achieved active ROM on the unaffected limb as the comparison for the affected limb. If active ROM of affected limb is significantly less than that of unaffected limb, patient should be scored "0" for speed. • Repeat the same movement with the affected leg. Record the time for both the unaffected and affected sides. Observe for evidence of tremor or dysmetria during the movement • NOTE: This item attempts to discriminate between basal ganglia, thalamic, or cerebellar strokes in which tremor or dysmetria may result as a direct result of lesion to these areas. The majority of stroke cases are in the middle cerebral artery or basilar artery distributions where we expect to observe paralysis that affects movement speed but does not cause tremor or dysmetria. In cases of complete paralysis, observe for any indication of tremor or dysmetria that may be evident in face, voice, arms or legs. If there are no indicators of tremor or dysmetria, then score these items 2 and score speed 0. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring Tremor</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - Marked tremor • (1) – Slight tremor • (2) – No tremor • <i>Scoring Dysmetria</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - Pronounced or unsystematic dysmetria • (1) – Slight or systematic dysmetria • (2) – No dysmetria • <i>Scoring Speed</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - Activity is more than 6 seconds longer than unaffected leg • (1) – 2-5.9 seconds longer than unaffected leg • (2) - less than 2 seconds difference
---	--	--

Upper Extremity		
Item	Instructions	Scoring
I. <u>Reflex activity</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting. • Attempt to elicit the biceps and triceps reflexes. • Test reflexes on unaffected side first. • Test affected side. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 4): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - No reflex activity can be elicited • (2) - Reflex activity can be elicited
II. <u>Flexor synergy</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient's available PROM at each joint to be tested. • The starting position should be that of full extensor synergy. If the patient cannot actively achieve the starting position, the limb may be passively placed extended towards opposite knee in shoulder adduction/internal rotation, elbow extension, and forearm pronation. • Instruct the patient to fully supinate his/her forearm, flex the elbow, and bring the hand to the ear of the affected side. The shoulder should be abducted at least 90 degrees. • Test 3x on the affected side and score best movement at each joint 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 12): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - Cannot be performed at all • (1) - Performed partly • (2) - Performed faultlessly • Items to be scored are: Elevation (scapular), shoulder retraction (scapular), shoulder abduction (at least 90 degrees) and external rotation, elbow flexion, and forearm supination. <ul style="list-style-type: none"> •
III. <u>Extensor synergy</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient's available PROM at each joint to be tested. • The starting position should be that the limb is passively placed at patient's side in elbow flexion and supination. The examiner must ensure that the patient does not rotate and flex the trunk forward, thereby allowing gravity to assist with the movement. The pectoralis major and triceps brachii tendons may be palpated to assess active movement. • Instruct the patient to adduct & internally rotate the shoulder, extend his arm towards the unaffected knee with the forearm pronated. • Test 3x on the affected side and score best movement at each joint. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 6): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - Cannot be performed at all • (1) - Performed partly • (2) - Performed faultlessly • Items to be scored are: Shoulder adduction/internal rotation, elbow extension, and forearm pronation.
IV. <u>Movement combining synergies</u> The patient is asked to perform	<p>4a. Hand to lumbar spine:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm at side, shoulder at 0°, elbow at 0°. • Have patient perform movement with unaffected side first. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – No specific action is performed (or patient moves but does not reach



5


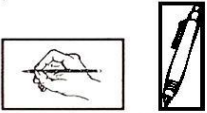

<p>three separate movements (4a, 4b, 4c).</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Check patient’s available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to actively position the affected hand on the lumbar spine by asking them to “put your hand behind your back”. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<p>ASIS)</p> <ul style="list-style-type: none"> • (1) - Hand must pass anterior superior iliac spine (performed partly) • (2) - Performed faultlessly (patient clears ASIS and can extend arm behind back towards sacrum; full elbow extension is not required to score a 2)
	<p>4b. Shoulder flexion to 90°, elbow at 0°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with hand resting on lap. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient’s available PROM for shoulder flexion to 90° and full elbow extension. • Patient is instructed to flex the shoulder to 90°, keeping the elbow extended. The elbow must be fully extended throughout the shoulder flexor movement; the forearm can be in pronation or in a mid-position between pronation and supination. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) – Arm is immediately abducted, or elbow flexes at start of motion • (1) - Abduction or elbow flexion occurs in later phase of motion • (2) - Performed faultlessly (patient can flex shoulder keeping elbow extended)
	<p>4c. Pronation/supination of forearm, elbow at 90°, shoulder at 0°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm at side, elbow flexed, and forearm in supination. • Have patient perform movement with unaffected side first. • On the affected side, check patient’s available PROM for end range of pronation and supination. • Patient is instructed to actively flex the elbow to 90° and pronate/supinate the forearm through the full available ROM. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) – Correct position of shoulder held in adduction at side of body and elbow flexion, and/or pronation or supination cannot be performed. • (1) – Active pronation or supination can be performed even within a limited range of motion, with elbow flexed at 90° and arm at side. • (2) - Complete pronation and supination with with elbow flexed at 90° and arm at side.
<p><u>V. Movement out of synergy</u></p> <p>The patient is asked to perform three separate movements (5a, 5b, 5c).</p>	<p>5a. Shoulder abduction to 90°, elbow at 0°, and forearm pronated:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm and hand resting at side. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient’s available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to abduct the shoulder to 90°, in a pure abduction motion, with the elbow fully extended 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) – Initial elbow flexion occurs, or any deviation from pronated forearm occurs • (1) - Motion can be performed partly, or, if during motion, elbow is

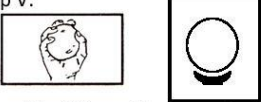
6

	<p>and the forearm pronated.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<p>flexed, or forearm cannot be kept in pronation;</p> <ul style="list-style-type: none"> • (2) - Performed faultlessly (patient can fully abduct shoulder, keeping forearm pronated with no elbow flexion)
	<p>5b. Shoulder flexion from 90°-180°, elbow at 0°, and forearm in mid-position:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with elbow extended, hand resting on knee. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to flex the shoulder above 90°, with the elbow fully extended and the forearm in the mid-position between pronation and supination. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) – Initial flexion of elbow or shoulder abduction occurs (arm is immediately abducted, or elbow flexes at start of motion) • (1) – Elbow flexion or shoulder abduction occurs during shoulder flexion (in later phases of motion) • (2) - Performed faultlessly (patient can flex shoulder above, with forearm in mid-position and no elbow flexion)
	<p>5c. Pronation/supination of forearm, elbow at 0°, and shoulder at 30°-90° of flexion:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with elbow extended, shoulder between 30°-90° of flexion. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to pronate and supinate the forearm as the shoulder remains flexed between 30-90° and the elbow is fully extended. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) – Supination and pronation cannot be performed at all, or elbow and shoulder positions cannot be attained • (1) – Elbow and shoulder properly positioned and supination performed in a limited range • (2) - Performed faultlessly (complete pronation and supination with correct positions at elbow and shoulder)
<p>VI. <u>Normal Reflexes</u> (sitting)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • This item is only included if the patient achieves a maximum score on all previous upper extremity items, otherwise score 0. • The examiner shall elicit biceps and triceps phasic reflexes with a reflex hammer and finger flexors with quick stretch and note if the reflexes are hyperactive or not. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) - At least 2 of the 3 phasic reflexes are markedly hyperactive • (1) – One reflex is markedly hyperactive or at least 2 reflexes are lively • (2) - No more than one

		reflex is lively, and none are hyperactive
<p>VII. Wrist</p> <p>During the wrist tests, support under the elbow to may be provided to decrease demand at the shoulder; however, the patient should be activating the elbow flexors during the elbow at 90 degree tests and activating the elbow extensors during the elbow at 0 degree tests. The patient is asked to perform five separate movements (7a, 7b, 7c, 7d, 7e).</p>	<p>7a. Stability, elbow at 90°, and shoulder at 0°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm and hand resting at side. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient’s available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to dorsiflex (extend) the wrist to the full range of 15° (or full available range) with the elbow at 90° flexion and the shoulder at 0°. If full range of dorsiflexion is attained, slight resistance is given. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) - Patient cannot dorsiflex wrist to required 15° • (1) – Dorsiflexion is accomplished, but no resistance is taken • (2) - Position can be maintained with some (slight) resistance
	<p>7b. Flexion/extension, elbow at 90°, and shoulder at 0°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm and hand resting at side. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Patient is instructed to perform repeated smooth alternating movements from 15 degrees of flexion (wrist extension) to 15 degrees of extension. • Test 3x on the affected side and score best movement 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) - Volitional movement does not occur • (1) – Patient cannot actively move through the wrist joint throughout the total range of motion • (2) – Faultless, smooth movement (repetitive through full available ROM)
	<p>7c. Stability, elbow at 0°, and shoulder at 30° flexion:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with elbow extended, hand resting on knee and forearm pronated. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient’s available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to dorsiflex (extend) the wrist to the full range of 15° (or full available range) with the elbow fully extended and the shoulder at 30° flexion. If full range of dorsiflexion is attained, slight resistance is given. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) - Patient cannot dorsiflex wrist to required 15° • (1) – Dorsiflexion is accomplished, but no resistance is taken • (2) - Position can be maintained with some (slight) resistance
	<p>7d. Flexion/extension, elbow at 0°, and shoulder at 30° flexion:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with elbow extended, hand resting on knee and forearm pronated. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Patient is instructed to perform repeated smooth alternating movements from maximum dorsiflexion to maximum volar flexion with the fingers somewhat flexed to the full range of 15° (or full available range) 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): • (0) - Volitional movement does not occur • (1) – Patient cannot actively move throughout the total range of motion; • (2) – Faultlessly, smooth movement (repetitive through full ROM)

	<p>with the elbow fully extended and the shoulder at 30° flex.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Test 3x on the affected side and score best movement. 	
	<p>7e. Circumduction:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm at side elbow flexed to 90°, and forearm pronated. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to circumduct the wrist with smooth alternating movements throughout the full range of circumduction. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Cannot be performed (volitional movement does not occur) • (1) – Jerky motion or incomplete circumduction • (2) – Complete motion with smoothness (performs faultlessly, smooth, repetitive movement through full ROM)
<p>VIII. Hand</p> <p>During the hand tests, assistance can be provided to the arm at the elbow and just proximal to the wrist in order to position the arm for the grasp tasks. The patient is asked to perform seven separate movements (8a, 8b, 8c, 8d, 8e, 8f, 8g). The object is not placed in the hand but presented to the patient so that it requires sufficient opening to grasp test object, closure on object, ability to hold against a slight tug.</p>	<p>8a. Finger mass flexion:</p>  <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm on bedside table or lap. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Starting from the position of finger extension (this may be attained passively if necessary), instruct the patient to fully flex all fingers. • Test 3x on the affected side and score best movement 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – No flexion occurs • (1) – Some flexion, but not full motion • (2) – Completed active flexion (compared to unaffected hand)
	<p>8b. Finger mass extension:</p>  <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm on bedside table or lap. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Starting from the position of finger flexion (this may be attained passively if necessary), instruct the patient to fully extend all fingers. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – No extension occurs • (1) – Patient can release an active mass flexion grasp • (2) – Full active extension (compared to unaffected side)
	<p>8c. Grasp I:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm on bedside table. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Required position cannot be attained • (1) – Grasp is weak

	<p>this motion.</p> <ul style="list-style-type: none"> Instruct the patient to extend the metacarpophalangeal joints of digits II-V and flex the proximal & distal interphalangeal joints. Test this grip against resistance. You can tell the patient “pretend you are holding the handle of a briefcase.” Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> (2) – Grasp can be maintained against relatively great resistance
	<p>8d. Grasp II:</p>  <ul style="list-style-type: none"> Patient is sitting with arm on bedside table. Have patient perform movement with unaffected side first. Instruct the patient to abduct the thumb to grasp a piece of paper. Then ask the patient to perform pure thumb adduction with the scrap of paper interposed between the thumb and first digit (as in figure). Test this grip against resistance by asking the patient to hold as you attempt to pull the paper out with a slight tug. Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> Scoring (Maximum possible score = 2): (0) – Function cannot be performed (1) – Scrap of paper interposed between the thumb and index finger can be kept in place, but not against a slight tug (2) – Paper is held firmly against a tug
	<p>8e. Grasp III:</p>  <ul style="list-style-type: none"> Patient is sitting with arm on bedside table. Have patient perform movement with unaffected side first. Instruct the patient to grasp a pen or pencil by opposing the thumb and index finger pads around the pen. The tester may support the patient’s arm but may not assist with the hand function required for the retrieval task. The pen may not be stabilized by the therapist or the patient’s other hand. To minimize excessive movement, however, a pen with a ‘pocket clip’ that prevents rolling more than 180° may be used. Once the pencil is retrieved, instruct the patient to oppose the thumb pad against the pad of the index finger with a pencil interposed. Test this grip against resistance by asking the patient to hold as you attempt to pull the pencil out with a slight tug upwards. Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> Scoring (Maximum possible score = 2): (0) – Function cannot be performed (1) – A pencil interposed between the thumb pad and the pad of the index finger can be kept in place, but not against a slight tug (2) – Pencil is held firmly against a tug
	<p>8f. Grasp IV:</p>  <ul style="list-style-type: none"> Patient is sitting with arm on bedside table. 	<ul style="list-style-type: none"> Scoring (Maximum possible score = 2): (0) Function cannot be performed (1) – A can interposed between the thumb and

	<ul style="list-style-type: none"> • Have patient perform movement with unaffected side first. • Instruct the patient to grasp a small can (placed upright on a table without stabilization) by opening the fingers and opposing the volar surfaces of the thumb and digits. The arm may be supported but the tester may not assist with hand function. • Once the can is grasped, test this grip against resistance by asking the patient to hold as you attempt to pull the can out with a slight tug. Test 3x on the affected side and score best movement. 	<p>index finger can be kept in place, but not against a slight tug</p> <ul style="list-style-type: none"> • (2) – Can is held firmly against a tug • NOTE: the hand must open and close on the can; it is not acceptable to have the patient grasp can by coming down from the top of the can.
	<p>8g. Grasp V:</p>  <ul style="list-style-type: none"> • Patient is sitting with arm on bedside table. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Instruct the patient to perform a spherical grasp by grasping a tennis ball. The tester may support the patient's arm but may not assist with the hand function required for the retrieval task. The ball may not be stabilized by the therapist or the patient's other hand. To minimize excessive movement, the ball can be placed on an object that reduces rolling. An inverted medium-sized bottle cap placed under the ball to prevent rolling is acceptable. Once the tennis ball is grasped, test this grip against resistance by asking the patient to hold as you attempt to pull the ball out with a slight tug. • Test 3x on the affected side and score best movement. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) Function cannot be performed • (1) – A tennis ball can be kept in place with a spherical grasp, but not against a slight tug • (2) – Tennis ball is held firmly against a tug
<p>IX. Coordination and speed - Sitting: Finger to nose (5 repetitions in rapid succession)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Patient positioned in sitting with eyes open. • Starting position is with hand on lap. • Have patient perform movement with unaffected side first. • Check patient's available PROM on the affected side for this motion. • Patient is instructed to "bring your finger from your knee to your nose, as fast as possible." • Use a stopwatch to time how long it takes the patient to do 5 repetitions. • Repeat the same movement with the affected arm. Record the time for both the unaffected and affected sides. Observe for evidence of tremor or dysmetria during the movement. • NOTE: This item attempts to discriminate between basal ganglia, thalamic, or cerebellar strokes in which tremor or dysmetria may result as a direct result of lesion to these areas. The majority of stroke cases are 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scoring Tremor</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) - Marked tremor • (1) – Slight tremor • (2) – No tremor • <i>Scoring Dysmetria</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0)- Pronounced or unsystematic dysmetria • (1) – Slight or systematic dysmetria • (2) – No dysmetria • <i>Scoring Speed</i> (Maximum possible score = 2): <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Activity is more than 6 seconds longer than unaffected hand • (1) – (2-5.9) seconds longer

	<p>in the middle cerebral artery or basilar artery where we expect to observe paralysis that affects movement speed but does not cause tremor or dysmetria. In cases of complete paralysis, observe for any indication of tremor or dysmetria that may be evident in face, voice, arms or legs. If there are no indicators of tremor or dysmetria, then score these items 2 and score speed 0. If active ROM of affected limb is significantly less than that of affected limb, patient should be scored "0" for speed.</p>	<p>than unaffected side</p> <ul style="list-style-type: none"> • (2) – less than 2 seconds difference
--	---	--

Fugl Meyer Sensory Assessment

<p>Light Touch</p>	<p>Procedure:</p> <ul style="list-style-type: none"> • For light touch assessment, area of skin to be touched, should be free of clothing and exposed. • The procedure can be tested in the sitting or supine positions. Explain to the patient with their eyes open, “I am going to touch you with this cotton ball and I would like you to tell me if you can feel that you are being touched.” Lightly touch patient with cotton ball over the unaffected muscle belly. Ask them, “Can you feel that you are being touched?” This part of the procedure confirms that the patient understands the test. • Explain to the patient, “I am going to ask you to close your eyes. Then I am going to touch you with the cotton ball on your right/left (unaffected) side followed by your right/left (affected) side. When I ask you, tell me if you can feel the touch.” Ask the patient to close their eyes. Lightly touch unaffected area with cotton ball and ask, “Do you feel this?” Lightly touch affected area with cotton ball and ask “Do you feel this?” If the patient says they feel the touch on both sides, then repeat the procedure by touching first the unaffected side immediately followed by the affected side and ask the following question. “Does ‘this’ (unaffected area touch) feel the same as ‘this’ (affected area touch)?” The intent is to determine if there are differences in the characteristics of the touch between the two sides. • If the tester is not confident that the patient understands this procedure or that the response is inconsistent, the tester may confirm their impression by using the following procedure. With the eyes closed, touch the patient on the affected side and ask them to point to where they were touched with the unaffected side. If the patient does not recognize that they are being touched, the score would be absent. If they recognize the touch but are not accurate on the localization, the score will be impaired. If they recognize the touch and are accurate on the localization, the score will be intact. <p>Upper Extremity</p> <ul style="list-style-type: none"> • <u>Upper arm:</u> Follow above procedure by touching patient over the unaffected and affected biceps muscle belly. • <u>Palmar surface of the hand:</u> Follow above procedure by touching patient over the unaffected and affected palmar surface of the hand. 	<ul style="list-style-type: none"> • Scoring : <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Absent - If the patient states that he does not feel the touch on the affected side, the score is absent. • (1) – Impaired - If the patient states that he feels the touch on the affected side and the touch does not feel the same between affected and unaffected sides or the response is delayed or unsure, the score is impaired. • (2) – Intact - If the patient states that he feels the touch on the affected side and the touch feels the same between affected and unaffected sides, the score is intact.
---------------------------	---	--

13

	<p>Lower Extremity</p> <ul style="list-style-type: none"> • Thigh: Follow above procedure by touching patient over the unaffected and affected thigh of the leg. • Sole of foot: Follow above procedure by touching patient over the unaffected and affected sole of the foot. 	
<p>Proprioception The objective of this test is to determine a consistent response that is accurate and timely. If unsure, the tester can add additional repetitions to determine if a missed response is true sensory loss or an error by the patient due to test length not sensory loss.</p>	<p>Procedure:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Proprioception can be tested in the sitting or supine positions for the upper extremity and in supine for the lower extremity. Start with the unaffected limb. Explain to the patient with their eyes open, "I am going to move your arm. This is up; this is down (demonstrate test). I want you to close your eyes and tell me if I am moving you up or down." Use the hand positions described below for each joint movement. • Move the joint through a small range of motion (approximately 10 degrees for the limb joints and 5 degrees for the digit joints of the hand and foot). Move the limb at least 3 times in random directions. If the patient is wrong on any direction, then add several more repetitions to determine if the accuracy is great than 75% (score 2) or 75% or less (score 1). • Start with the most proximal limb joint on the unaffected side. Move to the same joint on the affected side. The intent is to determine if there are differences in the perception of proprioception between the two sides. For example, if the patient identifies the movement stimulus with the same accuracy and responsiveness of the unaffected side then the score would be 2. However, if the patient is accurate but responses are delayed or unsure then the score would be 1. (At this point, you could ask the patient if the movement on this side feels the same as the other side). No perception of joint movement is scored 0. <p>Upper Extremity</p> <ul style="list-style-type: none"> • Shoulder: Therapist supports patient's arm by the medial and lateral epicondyles of the humerus and at the distal ulnar and radius. Have patient look at arm. Move shoulder, saying "This is up. This is down." I am now going to have you close your eyes and I'm going to move your shoulder in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move arm approximately 10 degrees, 4 times (more if needed), keeping track of correct responses. • Elbow: Therapist supports patient's arm by the medial and lateral epicondyles and the distal ulnar and radius. Have patient look at elbow. Move elbow, saying "This is up. This is down." I am now going to have you close 	<ul style="list-style-type: none"> • Scoring: <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Absent (no sensation) • (1) – Impaired (inconsistent response or three quarters of answers are correct, but considerable difference in sensation compared with unaffected side) • (2) – Intact (all answers are correct, little or no difference).

	<p>your eyes and I'm going to move your elbow in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move elbow approximately 10 degrees, 4 times (more if needed) keeping track of correct responses.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Wrist: Therapist supports patient's wrist at the distal ulna and radius and the heads of the 2nd and 5th metacarpal. Have patient look at wrist. Move wrist, saying "This is up. This is down." I am now going to have you close your eyes and I'm going to move your wrist in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move wrist approximately 10 degrees, 4 times (more if needed), keeping track of correct responses. • Thumb: Therapist supports patient's thumb proximal to the interphalangeal joint and either side of the most distal aspect of the thumb. Have patient look at thumb. Move thumb at interphalangeal joint, saying "This is up. This is down." I am now going to have you close your eyes and I'm going to move your thumb in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move thumb approximately 10 degrees, 4 times (more if needed), keeping track of correct responses. <p>Lower Extremity</p> <ul style="list-style-type: none"> • The hip and knee should be tested in the supine position. The ankle and toe can be tested in the supine or sitting position. • Hip: Therapist supports patient's leg at the femoral condyles and the medial and lateral malleolus. Have patient look at leg. Move hip, saying "This is up. This is down." I am now going to have you close your eyes and I'm going to move your hip in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move hip approximately 10 degrees, 4 times (more if needed), keeping track of correct responses. • Knee: Therapist supports patient's leg at the femoral condyles and the medial and lateral malleolus. Have patient look at knee. Move knee, saying "This is up. This is down." I am now going to have you close your eyes and I'm going to move your knee in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move knee approximately 10 degrees, 4 times (more if needed), keeping track of correct responses. • Ankle: Therapist supports patient's leg at the medial and lateral malleoli and the heads of the 1st and 5th metatarsal. Have patient look at ankle. Move ankle, saying "This is up. This is down." I am now going to 	
--	---	--

	<p>have you close your eyes and I'm going to move your ankle in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move ankle approximately 10 degrees, 4 times (more if needed), keeping track of correct responses.</p> <ul style="list-style-type: none">• <u>Toe:</u> Therapist supports patient's toe at the interphalangeal joint and either side of the most distal aspect of the great toe. Have patient look at great toe. Move interphalangeal joint, saying "This is up. This is down." I am now going to have you close your eyes and I'm going to move your big toe in either direction. I want you to tell me "up" or "down." Randomly move great toe approximately 10 degrees, 4 times (more if needed), keeping track of correct responses.	
--	---	--

**APPENDIX B
FUGL-MEYER ASSESSMENT OF PHYSICAL PERFORMANCE**

Motor Function Upper Extremity				
TEST	ITEM	SCORE		SCORING CRITERIA
		Pre	Post	
I. Reflexes	Biceps			0-No reflex activity can be elicited
	Triceps			2-Reflex activity can be elicited
II. Flexor Synergy	Elevation			0-Cannot be performed at all
	Shoulder retraction			1-Performed partly
	Abduction (at least 90°)			2-Performed faultlessly
	External rotation			
	Elbow flexion			
	Forearm supination			
III. Extensor Synergy	Shoulder add./int. rot.			0-Cannot be performed at all
	Elbow extension			1-Performed partly
	Forearm pronation			2-Performed faultlessly
IV. Movement combining synergies	Hand to lumbar spine			0-No specific action performed 1-Hand must pass anterior superior iliac spine 2-Performed faultlessly
	Shoulder flexion to 90°, elbow at 0°			0-Arm is immediately abducted, or elbow flexes at start of motion 1-Abduction or elbow flexion occurs in later phase of motion 2-Performed faultlessly
	Pronation/supination of forearm with elbow at 90° & shoulder at 0°			0-Correct position of shoulder and elbow cannot be attained, and/or pronation or supination cannot be performed at all 1-Active pronation or supination can be performed even within a limited range of motion, and at the same time the shoulder and elbow are correctly positioned 2-Complete pronation and supination with correct positions at elbow and shoulder
V. Movement out of synergy	Shoulder abduction to 90°, elbow at 0°, and forearm pronated			0-Initial elbow flexion occurs, or any deviation from pronated forearm occurs 1-Motion can be performed partly, or, if during motion, elbow is flexed, or forearm cannot be kept in pronation 2-Performed faultlessly
	Shoulder flexion 90-180°, elbow at 0°, and forearm in mid-position			0-Initial flexion of elbow or shoulder abduction occurs 1-Elbow flexion or shoulder abduction occurs during shoulder flexion 2- Performed faultlessly
	Pronation/supination of forearm, elbow at 0° and shoulder between 30-90° of flexion			0-Supination and pronation cannot be performed at all, or elbow and shoulder positions cannot be attained 1-Elbow and shoulder properly positioned and pronation and supination performed in a limited range 2-Performed faultlessly
VI. Normal reflex activity	Biceps and/or finger flexors and triceps (This item is only included if the patient achieves a maximum score on all previous items, otherwise score 0)			0-At least 2 of the 3 phasic reflexes are markedly hyperactive 1-One reflex is markedly hyperactive, or at least 2 reflexes are lively 2-No more than one reflex is lively and none are hyperactive

TEST	ITEM	SCORE	SCORING CRITERIA
VII. Wrist	Stability, elbow at 90 ⁰ , shoulder at 0 ⁰		0-Patient cannot dorsiflex wrist to required 15 ⁰ 1-Dorsiflexion is accomplished, but no resistance is taken 2-Position can be maintained with some (slight) resistance
	Flexion/extension, elbow at 90 ⁰ , shoulder at 0 ⁰		0-Volitional movement does not occur 1-Patient cannot actively move the wrist joint throughout the total ROM 2-Faultless, smooth movement
	Stability, elbow at 0 ⁰ , shoulder at 30 ⁰		0-Patient cannot dorsiflex wrist to required 15 ⁰ 1-Dorsiflexion is accomplished, but no resistance is taken 2-Position can be maintained with some (slight) resistance
	Flexion/extension, elbow at 0 ⁰ , shoulder at 30 ⁰		0-Volitional movement does not occur 1-Patient cannot actively move the wrist joint throughout the total ROM 2-Faultless, smooth movement
	Circumduction		0-Cannot be performed 1-Jerky motion or incomplete circumduction 2-Complete motion with smoothness
VIII. Hand	Finger mass flexion		0-No flexion occurs 1-Some flexion, but not full motion 2-Complete active flexion (compared with unaffected hand)
	Finger mass extension		0-No extension occurs 1-Patient can release an active mass flexion grasp 2-Full active extension
	Grasp I - MCP joints extended and proximal & distal IP joints are flexed; grasp is tested against resistance		0-Required position cannot be acquired 1-Grasp is weak 2-Grasp can be maintained against relatively great resistance
	Grasp II - Patient is instructed to adduct thumb, with a scrap of paper interposed		0-Function cannot be performed 1-Scrap of paper interposed between the thumb and index finger can be kept in place, but not against a slight tug 2-Paper is held firmly against a tug
	Grasp III - Patient opposes thumb pad against the pad of index finger, with a pencil interposed		0-Function cannot be performed 1-Pencil interposed between the thumb and index finger can be kept in place, but not against a slight tug 2-Pencil is held firmly against a tug
	Grasp IV - The patient should grasp a can by opposing the volar surfaces of the 1st and 2nd digits.		0-Function cannot be performed 1-A can interposed between the thumb and index finger can be kept in place, but not against a slight tug 2-Can is held firmly against a tug
	Grasp V - The patient grasps a tennis ball with a spherical grip or is instructed to place his/her fingers in a position with abduction position of the thumb and abduction flexion of the 2nd, 3rd, 4th & 5th fingers		0-Function cannot be performed 1-A tennis ball can be kept in place with a spherical grasp but not against a slight tug 2-Tennis ball is held firmly against a tug
IX.Coordination/ Speed- Finger from knee to nose (5 repetitions in rapid succession)	Tremor		0-Marked tremor 1-Slight tremor 2-No tremor
	Dysmetria		0-Pronounced or unsystematic dysmetria 1-Slight or systematic dysmetria 2-No dysmetria
	Speed		0-Activity is more than 6 seconds longer than unaffected hand 1-(2-5.9) seconds longer than unaffected hand 2-Less than 2 seconds difference
Upper Extremity Total			Maximum = 66

Motor Function - Lower Extremity				
TEST	ITEM	SCORE		SCORING CRITERIA
		Pre	Post	
I. Reflex Activity	Achilles			0-No reflex activity can be elicited 2-Reflex activity can be elicited
	Patellar			
II. A. Flexor Synergy (in supine)	Hip flexion			0-Cannot be performed at all 1-Partial motion 2-Full motion
	Knee flexion			
	Ankle dorsiflexion			
II. B. Extensor Synergy (in side lying)	Hip extension			0-Cannot be performed at all 1-Partial motion 2-Full motion
	Adduction			
	Knee extension			
	Ankle plantar flexion			
III. Movement combining synergies (sitting: knees free of chair)	A. Knee flexion beyond 90°			0-No active motion 1-From slightly extended position, knee can be flexed, but not beyond 90° 2- Knee flexion beyond 90°
	B. Ankle dorsiflexion			
IV. Movement out of synergy (standing, hip at 0°)	A. Knee flexion			0-Knee cannot flex without hip flexion 1-Knee begins flexion without hip flexion, but does not reach to 90°, or hip flexes during motion 2-Full motion as described
	B. Ankle dorsiflexion			
V. Normal Reflexes (sitting)	Knee flexors Patellar Achilles (This item is only included if the patient achieves a maximum score on all previous items, otherwise score 0)			0-At least 2 of the 3 phasic reflexes are markedly hyperactive 1-One reflex is markedly hyperactive, or at least 2 reflexes are lively 2-No more than one reflex is lively and none are hyperactive
VI. Coordination/speed - Sitting: Heel to opposite knee (5 repetitions in rapid succession)	A. Tremor			0-Marked tremor 1-Slight tremor 2-No tremor
	B. Dysmetria			
	C. Speed			
Lower Extremity Total				Max = 34
Total Motor Score (UE + LE)				Max = 100

Sensation				
TYPE OF SENSATION	AREA	SCORE		SCORING CRITERIA
		Pre	Post	
I. Light Touch	Upper Arm			0-Anesthesia 1-Hyperesthesia / dysesthesia 2-Normal
	Palm of Hand			
	Thigh			
	Sole of Foot			
II. Proprioception	Shoulder			0-No Sensation 1-75% of answers are correct, but considerable difference in sensation relative to unaffected side 2- All answers are correct, little or no difference
	Elbow			
	Wrist			
	Thumb			
	Hip			
	Knee			
	Ankle			
	Toe			
Total Sensation Score				Maximum = 24
Total Motor and Sensory Score				Maximum = 124
Comments	Pre:			
	Post:			

7.2. Datasheet Célula de Carga

Datasheet

3133 - Micro Load Cell (0-5kg) - CZL635



Contents

- 1 [What do you have to know?](#)
 - 1 [How does it work - For curious people](#)
 - 1 [Installation](#)
 - 2 [Calibration](#)
 - 2 [Product Specifications](#)
 - 3 [Glossary](#)
-

What do you have to know?

A load cell is a force sensing module - a carefully designed metal structure, with small elements called strain gauges mounted in precise locations on the structure. Load cells are designed to measure a specific force, and ignore other forces being applied. The electrical signal output by the load cell is very small and requires specialized amplification. Fortunately, **the 1046 PhidgetBridge will perform all the amplification and measurement of the electrical output.**

Load cells are designed to measure force in one direction. They will often measure force in other directions, but the sensor sensitivity will be different, since parts of the load cell operating under compression are now in tension, and vice versa.

How does it work - For curious people

Strain-gauge load cells convert the load acting on them into electrical signals. The measuring is done with very small resistor patterns called strain gauges - effectively small, flexible circuit boards. The gauges are bonded onto a beam or structural member that deforms when weight is applied, in turn deforming the strain-gauge. As the strain gauge is deformed, it's electrical resistance changes in proportion to the load.

The changes to the circuit caused by force is much smaller than the changes caused by variation in temperature. Higher quality load cells cancel out the effects of temperature using two techniques. By matching the expansion rate of the strain gauge to the expansion rate of the metal it's mounted on, undue strain on the gauges can be avoided as the load cell warms up and cools down. The most important method of temperature compensation involves using multiple strain gauges, which all respond to the change in temperature with the same change in resistance. Some load cell designs use gauges which are never subjected to any force, but only serve to counterbalance the temperature effects on the gauges that measuring force. Most designs use 4 strain gauges, some in compression, some under tension, which maximizes the sensitivity of the load cell, and automatically cancels the effect of temperature.

Installation

This Single Point Load Cell is used in small jewelry scales and kitchen scales. It's mounted by bolting down the end of the load cell where the wires are attached, and applying force on the other end **in the direction of the arrow**. Where the force is applied is not critical, as this load cell measures a shearing effect on the beam, not the bending of the beam. If you mount a small platform on the load cell, as would be done in a small scale, this load cell provides accurate readings regardless of the position of the load on the platform.



Calibration

A simple formula is usually used to convert the measured mv/V output from the load cell to the measured force:

$$\text{Measured Force} = A * \text{Measured mv/V} + B \text{ (offset)}$$

It's important to decide what unit your measured force is - grams, kilograms, pounds, etc.

This load cell has a rated output of $1.0 \pm 0.15 \text{ mv/v}$ which corresponds to the sensor's capacity of 5kg.

To find A we use

$$\text{Capacity} = A * \text{Rated Output}$$

$$A = \text{Capacity} / \text{Rated Output}$$

$$A = 5 / 1.0$$

$$A = 5$$

Since the Offset is quite variable between individual load cells, it's necessary to calculate the offset for each sensor. Measure the output of the load cell with no force on it and note the mv/V output measured by the PhidgetBridge.

$$\text{Offset} = 0 - 5 * \text{Measured Output}$$

Product Specifications	
Mechanical	
Housing Material	Aluminum Alloy
Load Cell Type	Strain Gauge
Capacity	5kg
Dimensions	55.25x12.7x12.7mm
Mounting Holes	M5 (Screw Size)
Cable Length	550mm
Cable Size	30 AWG (0.2mm)
Cable - no. of leads	4
Electrical	
Precision	0.05%
Rated Output	$1.0 \pm 0.15 \text{ mv/V}$
Non-Linearity	0.05% FS
Hysteresis	0.05% FS
Non-Repeatability	0.05% FS
Creep (per 30 minutes)	0.1% FS
Temperature Effect on Zero (per 10°C)	0.05% FS
Temperature Effect on Span (per 10°C)	0.05% FS
Zero Balance	$\pm 1.5\% \text{ FS}$
Input Impedance	$1130 \pm 10 \text{ Ohm}$
Output Impedance	$1000 \pm 10 \text{ Ohm}$
Insulation Resistance (Under 50VDC)	$\geq 5000 \text{ MOhm}$
Excitation Voltage	5 VDC
Compensated Temperature Range	-10 to $\sim +40^\circ\text{C}$
Operating Temperature Range	-20 to $\sim +55^\circ\text{C}$
Safe Overload	120% Capacity
Ultimate Overload	150% Capacity

Glossary

Capacity

The maximum load the load cell is designed to measure within its specifications.

Creep

The change in sensor output occurring over 30 minutes, while under load at or near capacity and with all environmental conditions and other variables remaining constant.

FULL SCALE or FS

Used to qualify error - FULL SCALE is the change in output when the sensor is fully loaded. If a particular error (for example, Non-Linearity) is expressed as 0.1% F.S., and the output is 1.0mV/V, the maximum non-linearity that will be seen over the operating range of the sensor will be 0.001 mV/V. An important distinction is that this error doesn't have to only occur at the maximum load. If you are operating the sensor at a maximum of 10% of capacity, for this example, the non-linearity would still be 0.001mV/V, or 1% of the operating range that you are actually using.

Hysteresis

If a force equal to 50% of capacity is applied to a load cell which has been at no load, a given output will be measured. The same load cell is at full capacity, and some of the force is removed, resulting in the load cell operating at 50% capacity. The difference in output between the two test scenarios is called hysteresis.

Excitation Voltage

Specifies the voltage that can be applied to the power/ground terminals on the load cell. In practice, if you are using the load cell with the PhidgetBridge, you don't have to worry about this spec.

Input Impedance

Determines the power that will be consumed by the load cell. The lower this number is, the more current will be required, and the more heating will occur when the load cell is powered. In very noisy environments, a lower input impedance will reduce the effect of Electromagnetic interference on long wires between the load cell and PhidgetBridge.

Insulation Resistance

The electrical resistance measured between the metal structure of the load cell, and the wiring. The practical result of this is the metal structure of the load cells should not be energized with a voltage, particularly higher voltages, as it can arc into the PhidgetBridge. Commonly the load cell and the metal framework it is part of will be grounded to earth or to your system ground.

Maximum Overload

The maximum load which can be applied without producing a structural failure.

Non-Linearity

Ideally, the output of the sensor will be perfectly linear, and a simple 2-point calibration will exactly describe the behaviour of the sensor at other loads. In practice, the sensor is not perfect, and Non-linearity describes the maximum deviation from the linear curve. Theoretically, if a more complex calibration is used, some of the non-linearity can be calibrated out, but this will require a very high accuracy calibration with multiple points.

Non-Repeatability

The maximum difference the sensor will report when exactly the same weight is applied, at the same temperature, over multiple test runs.

Operating Temperature

The extremes of ambient temperature within which the load cell will operate without permanent adverse change to any of its performance characteristics.

Output Impedance

Roughly corresponds to the input impedance. If the Output Impedance is very high, measuring the bridge will distort the results. The PhidgetBridge carefully buffers the signals coming from the load cell, so in practice this is not a concern.

Rated Output

Is the difference in the output of the sensor between when it is fully loaded to its rated capacity, and when it's unloaded. Effectively, it's how sensitive the sensor is, and corresponds to the gain calculated when calibrating the sensor. More expensive sensors have an exact rated output based on an individual calibration done at the factory.

Safe Overload

The maximum axial load which can be applied without producing a permanent shift in performance characteristics beyond those specified.

Compensated Temperature

The range of temperature over which the load cell is compensated to maintain output and zero balance within specified limits.

Temperature Effect on Span

Span is also called rated output. This value is the change in output due to a change in ambient temperature. It is measured over 10 degree C temperature interval.

Temperature Effect on Zero

The change in zero balance due to a change in ambient temperature. This value is measured over 10 degree C temperature interval.

Zero Balance

Zero Balance defines the maximum difference between the +/- output wires when no load is applied. Realistically, each sensor will be individually calibrated, at least for the output when no load is applied. Zero Balance is more of a concern if the load cell is being interfaced to an amplification circuit - the PhidgetBridge can easily handle enormous differences between +/- . If the difference is very large, the PhidgetBridge will not be able to use the higher Gain settings.

7.3. Datasheet HX711

24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales

DESCRIPTION

Based on Avia Semiconductor's patented technology, HX711 is a precision 24-bit analog-to-digital converter (ADC) designed for weigh scales and industrial control applications to interface directly with a bridge sensor.

The input multiplexer selects either Channel A or B differential input to the low-noise programmable gain amplifier (PGA). Channel A can be programmed with a gain of 128 or 64, corresponding to a full-scale differential input voltage of $\pm 20\text{mV}$ or $\pm 40\text{mV}$ respectively, when a 5V supply is connected to AVDD analog power supply pin. Channel B has a fixed gain of 32. On-chip power supply regulator eliminates the need for an external supply regulator to provide analog power for the ADC and the sensor. Clock input is flexible. It can be from an external clock source, a crystal, or the on-chip oscillator that does not require any external component. On-chip power-on-reset circuitry simplifies digital interface initialization.

There is no programming needed for the internal registers. All controls to the HX711 are through the pins.

FEATURES

- Two selectable differential input channels
- On-chip active low noise PGA with selectable gain of 32, 64 and 128
- On-chip power supply regulator for load-cell and ADC analog power supply
- On-chip oscillator requiring no external component with optional external crystal
- On-chip power-on-reset
- Simple digital control and serial interface: pin-driven controls, no programming needed
- Selectable 10SPS or 80SPS output data rate
- Simultaneous 50 and 60Hz supply rejection
- Current consumption including on-chip analog power supply regulator:
 - normal operation $< 1.5\text{mA}$, power down $< 1\mu\text{A}$
- Operation supply voltage range: 2.6 ~ 5.5V
- Operation temperature range: $-40 \sim +85^\circ\text{C}$
- 16 pin SOP-16 package

APPLICATIONS

- Weigh Scales
- Industrial Process Control

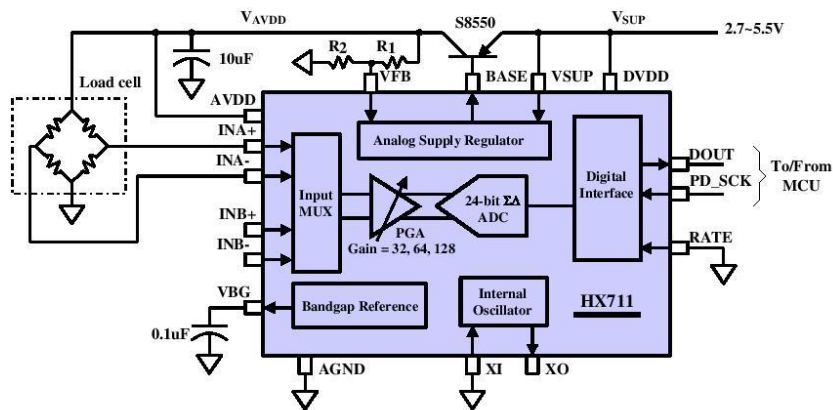


Fig. 1 Typical weigh scale application block diagram

Pin Description

Regulator Power	VSUP	1	*	16	DVDD	Digital Power
Regulator Control Output	BASE	2		15	RATE	Output Data Rate Control Input
Analog Power	AVDD	3		14	XI	Crystal I/O and External Clock Input
Regulator Control Input	VFB	4		13	XO	Crystal I/O
Analog Ground	AGND	5		12	DOUT	Serial Data Output
Reference Bypass	VBG	6		11	PD_SCK	Power Down and Serial Clock Input
Ch. A Negative Input	INNA	7		10	INPB	Ch. B Positive Input
Ch. A Positive Input	INPA	8		9	INNB	Ch. B Negative Input

SOP-16L Package

Pin #	Name	Function	Description
1	VSUP	Power	Regulator supply: 2.7 ~ 5.5V
2	BASE	Analog Output	Regulator control output (NC when not used)
3	AVDD	Power	Analog supply: 2.6 ~ 5.5V
4	VFB	Analog Input	Regulator control input (connect to AGND when not used)
5	AGND	Ground	Analog Ground
6	VBG	Analog Output	Reference bypass output
7	INA-	Analog Input	Channel A negative input
8	INA+	Analog Input	Channel A positive input
9	INB-	Analog Input	Channel B negative input
10	INB+	Analog Input	Channel B positive input
11	PD_SCK	Digital Input	Power down control (high active) and serial clock input
12	DOUT	Digital Output	Serial data output
13	XO	Digital I/O	Crystal I/O (NC when not used)
14	XI	Digital Input	Crystal I/O or external clock input, 0: use on-chip oscillator
15	RATE	Digital Input	Output data rate control, 0: 10Hz; 1: 80Hz
16	DVDD	Power	Digital supply: 2.6 ~ 5.5V

Table 1 Pin Description

KEY ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Parameter	Notes	MIN	TYP	MAX	UNIT
Full scale differential input range	V(inp)-V(inn)	$\pm 0.5(AVDD/GAIN)$			V
Common mode input		AGND+1.2		AVDD-1.3	V
Output data rate	Internal Oscillator, RATE = 0	10			Hz
	Internal Oscillator, RATE = DVDD	80			
	Crystal or external clock, RATE = 0	$f_{clk}/1,105,920$			
	Crystal or external clock, RATE = DVDD	$f_{clk}/138,240$			
Output data coding	2's complement	800000		7FFFFFF	HEX
Output settling time ⁽¹⁾	RATE = 0	400			ms
	RATE = DVDD	50			
Input offset drift	Gain = 128	0.2			mV
	Gain = 64	0.4			
Input noise	Gain = 128, RATE = 0	50			nV(rms)
	Gain = 128, RATE = DVDD	90			
Temperature drift	Input offset (Gain = 128)	± 6			nV/°C
	Gain (Gain = 128)	± 5			ppm/°C
Input common mode rejection	Gain = 128, RATE = 0	100			dB
Power supply rejection	Gain = 128, RATE = 0	100			dB
Reference bypass (V _{BG})		1.25			V
Crystal or external clock frequency		1	11.0592	20	MHz
Power supply voltage	DVDD	2.6		5.5	V
	AVDD, VSUP	2.6		5.5	
Analog supply current (including regulator)	Normal	1400			μA
	Power down	0.3			
Digital supply current	Normal	100			μA
	Power down	0.2			

(1) Settling time refers to the time from power up, reset, input channel change and gain change to valid stable output data.

Table 2 Key Electrical Characteristics

Analog Inputs

Channel A differential input is designed to interface directly with a bridge sensor's differential output. It can be programmed with a gain of 128 or 64. The large gains are needed to accommodate the small output signal from the sensor. When 5V supply is used at the AVDD pin, these gains correspond to a full-scale differential input voltage of $\pm 20\text{mV}$ or $\pm 40\text{mV}$ respectively.

Channel B differential input has a fixed gain of 32. The full-scale input voltage range is $\pm 80\text{mV}$, when 5V supply is used at the AVDD pin.

Power Supply Options

Digital power supply (DVDD) should be the same power supply as the MCU power supply.

When using internal analog supply regulator, the dropout voltage of the regulator depends on the external transistor used. The output voltage is equal to $V_{AVDD} = V_{BG} * (R1 + R2) / R1$ (Fig. 1). This voltage should be designed with a minimum of 100mV below VSUP voltage.

If the on-chip analog supply regulator is not used, the VSUP pin should be connected to either AVDD or DVDD, depending on which voltage is higher. Pin VFB should be connected to Ground and pin BASE becomes NC. The external 0.1uF bypass capacitor shown on Fig. 1 at the VBG output pin is then not needed.

Clock Source Options

By connecting pin XI to Ground, the on-chip oscillator is activated. The nominal output data rate when using the internal oscillator is 10 (RATE=0) or 80SPS (RATE=1).

If accurate output data rate is needed, crystal or external reference clock can be used. A crystal can be directly connected across XI and XO pins. An external clock can be connected to XI pin, through a 20pF ac coupled capacitor. This external clock is not required to be a square wave. It can come directly from the crystal output pin of the MCU chip, with amplitude as low as 150 mV.

When using a crystal or an external clock, the internal oscillator is automatically powered down.

Output Data Rate and Format

When using the on-chip oscillator, output data rate is typically 10 (RATE=0) or 80SPS (RATE=1).

When using external clock or crystal, output data rate is directly proportional to the clock or crystal frequency. Using 11.0592MHz clock or crystal results in an accurate 10 (RATE=0) or 80SPS (RATE=1) output data rate.

The output 24 bits of data is in 2's complement format. When input differential signal goes out of the 24 bit range, the output data will be saturated at 800000h (MIN) or 7FFFFFFh (MAX), until the input signal comes back to the input range.

Serial Interface

Pin PD_SCK and DOUT are used for data retrieval, input selection, gain selection and power down controls.

When output data is not ready for retrieval, digital output pin DOUT is high. Serial clock input PD_SCK should be low. When DOUT goes to low, it indicates data is ready for retrieval. By applying 25~27 positive clock pulses at the PD_SCK pin, data is shifted out from the DOUT output pin. Each PD_SCK pulse shifts out one bit, starting with the MSB bit first, until all 24 bits are shifted out. The 25th pulse at PD_SCK input will pull DOUT pin back to high (Fig.2).

Input and gain selection is controlled by the number of the input PD_SCK pulses (Table 3). PD_SCK clock pulses should not be less than 25 or more than 27 within one conversion period, to avoid causing serial communication error.

PD_SCK Pulses	Input channel	Gain
25	A	128
26	B	32
27	A	64

Table 3 Input Channel and Gain Selection

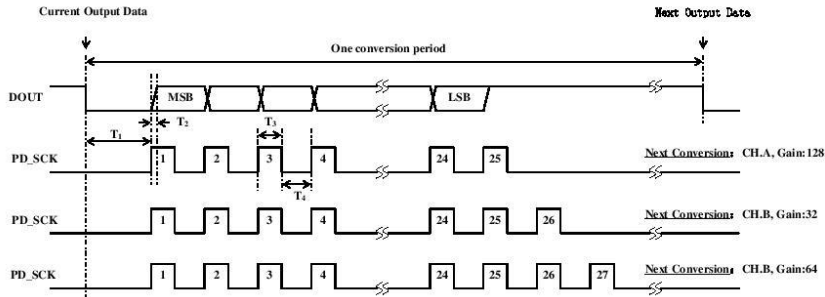


Fig.2 Data output, input and gain selection timing and control

Symbol	Note	MIN	TYP	MAX	Unit
T ₁	DOUT falling edge to PD_SCK rising edge	0.1			μs
T ₂	PD_SCK rising edge to DOUT data ready			0.1	μs
T ₃	PD_SCK high time	0.2	1	50	μs
T ₄	PD_SCK low time	0.2	1		μs

Reset and Power-Down

When chip is powered up, on-chip power on rest circuitry will reset the chip.

Pin PD_SCK input is used to power down the HX711. When PD_SCK Input is low, chip is in normal working mode.

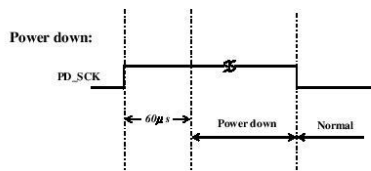


Fig.3 Power down control

When PD_SCK pin changes from low to high and stays at high for longer than 60μs, HX711 enters power down mode (Fig.3). When internal regulator is used for HX711 and the external transducer, both HX711 and the transducer will be

powered down. When PD_SCK returns to low, chip will reset and enter normal operation mode.

After a reset or power-down event, input selection is default to Channel A with a gain of 128.

Application Example

Fig.1 is a typical weigh scale application using HX711. It uses on-chip oscillator (XI=0), 10Hz output data rate (RATE=0). A Single power supply (2.7~5.5V) comes directly from MCU power supply. Channel B can be used for battery level detection. The related circuitry is not shown on Fig. 1.

Reference PCB Board (Single Layer)

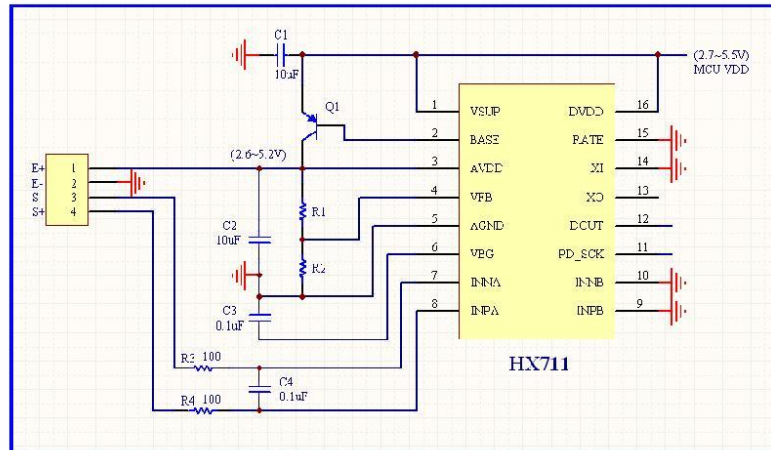


Fig.4 Reference PCB board schematic

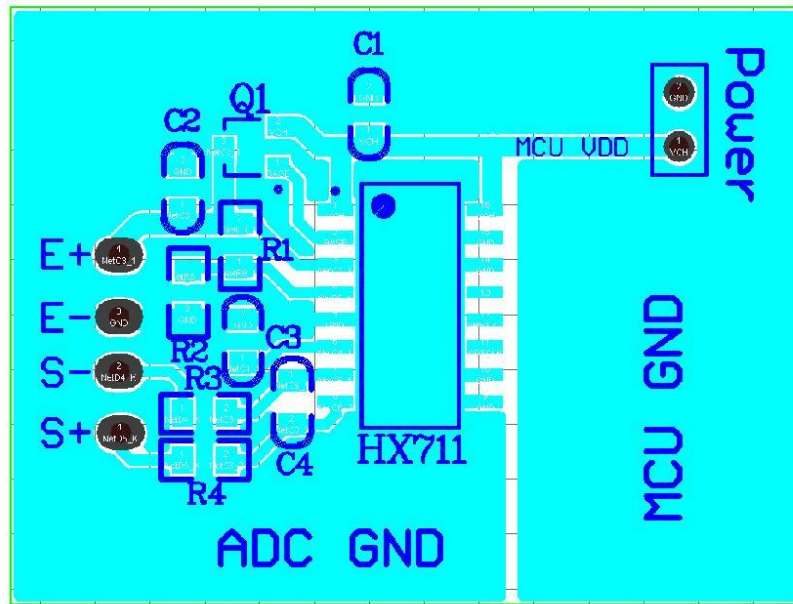


Fig.5 Reference PCB board layout

Reference Driver (Assembly)

```

/*-----*/
Call from ASM:      LCALL  ReaAD
Call from C:      extern unsigned long ReadAD(void);
                  .
                  .
                  unsigned long data;
                  data=ReadAD ();
                  .
                  .
/*-----*/

PUBLIC      ReadAD
HX711ROM   segment code
rseg      HX711ROM

sbit      ADDO = P1.5;
sbit      ADSK = P0.0;
/*-----*/
OUT:      R4, R5, R6, R7  R7=>LSB
/*-----*/

ReadAD:
  CLR  ADSK          //AD Enable (PD_SCK set low)
  SETB ADDO         //Enable 51CPU I/O
  JB  ADDO,$        //AD conversion completed?
  MOV  R4,#24

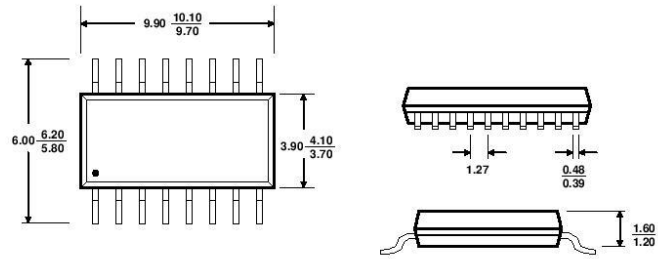
ShiftOut:
  SETB ADSK         //PD_SCK set high (positive pulse)
  NOP
  CLR  ADSK         //PD_SCK set low
  MOV  C,ADD0       //read on bit
  XCH  A,R7         //move data
  RLC  A
  XCH  A,R7
  XCH  A,R6
  RLC  A
  XCH  A,R6
  XCH  A,R5
  RLC  A
  XCH  A,R5
  DJNZ R4,ShiftOut //moved 24BIT?
  SETB ADSK
  NOP
  CLR  ADSK
  RET
  END

```

Reference Driver (C)

```
//-----  
sbit ADDO = P1^5;  
sbit ADSK = P0^0;  
unsigned long ReadCount(void){  
    unsigned long Count;  
    unsigned char i;  
    ADDO=1;  
    ADSK=0;  
    Count=0;  
    while (ADDO);  
    for (i=0;i<24;i++){  
        ADSK=1;  
        Count=Count<<1;  
        ADSK=0;  
        if(ADDO) Count++;  
    }  
    ADSK=1;  
    Count=Count^0x800000;  
    ADSK=0;  
    return (Count);  
}
```

Package Dimensions



Typ $\frac{\text{MAX}}{\text{MIN}}$ Unit: mm

SOP-16L Package

7.4. Datasheet FSR 402

Features and Benefits

- Actuation Force as low as 0.1N and sensitivity range to 10N.
- Easily customizable to a wide range of sizes
- Highly Repeatable Force Reading; As low as 2% of initial reading with repeatable actuation system
- Cost effective
- Ultra thin; 0.45mm
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

Industry Segments

- Game controllers
- Musical instruments
- Medical device controls
- Remote controls
- Navigation Electronics
- Industrial HMI
- Automotive Panels
- Consumer Electronics

Description

Interlink Electronics FSR™ 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor™ family. Force Sensing Resistors, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, and in industrial and robotics applications.

The standard 402 sensor is a round sensor 18.28 mm in diameter. Custom sensors can be manufactured in sizes ranging from 5mm to over 600mm. Female connector and short tail versions can also be ordered.



Figure 1 - Force Curve

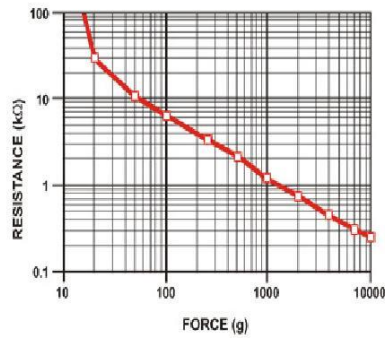
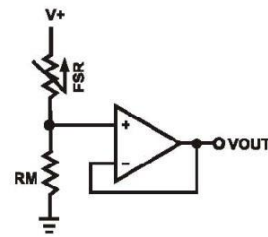


Figure 2 - Schematic



Interlink Electronics - Sensor Technologies

www.interlinkelectronics.com

Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

Of a person or patient in a bed, chair, or medical device

Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

Detect proper tube positioning

Many other force measurement applications

Device Characteristics

Feature	Condition	Value*	Notes
Actuation Force		0.1 Newtons	
Force Sensitivity Range		0.1 - 10.0 ² Newtons	
Force Repeatability ³	(Single part)	± 2%	
Force Resolution ³		continuous	
Force Repeatability ³	(Part to Part)	±6%	
Non-Actuated Resistance		10M W	
Size		18.28mm diameter	
Thickness Range		0.2 - 1.25 mm	
Stand-Off Resistance		>10M ohms	Unloaded, unbent
Switch Travel	(Typical)	0.05 mm	Depends on design
Hysteresis ³		+10%	$(R_{F+} - R_{F-})/R_{F+}$
Device Rise Time		<3 microseconds	measured w/steel ball
Long Term Drift		<5% per log ₁₀ (time)	35 days test, 1kg load
Temp Operating Range	(Recommended)	-30 - +70 °C	
Number of Actuations	(Life time)	10 Million tested	Without failure

* Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as one standard deviation / mean, unless otherwise noted.

1. Max Actuation force can be modified in custom sensors.
2. Force Range can be increased in custom sensors. Interlink Electronics have designed and manufactured sensors with operating force larger than 50Kg.
3. Force sensitivity dependent on mechanics, and resolution depends on measurement electronics.

Application Information

FSRs are two-wire devices with a resistance that depends on applied force.

For specific application needs please contact Interlink Electronics support team. An integration guide is also available.

For a simple force-to-voltage conversion, the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration (see Figure 3). The output is described by the equation:

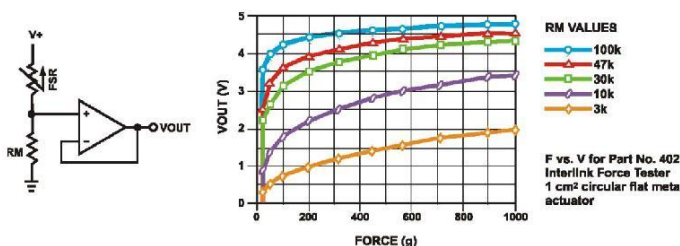
$$V_{OUT} = \frac{R_M V_{+}}{R_M + R_{FSR}}$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If R_{FSR} and R_M are swapped, the output swing will decrease with increasing force.

The measuring resistor, R_M , is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. Depending on the impedance requirements of the measuring circuit, the voltage divider could be followed by an op-amp.

A family of force vs. V_{OUT} curves is shown on the graph below for a standard FSR in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A (+) of +5V was used for these examples.

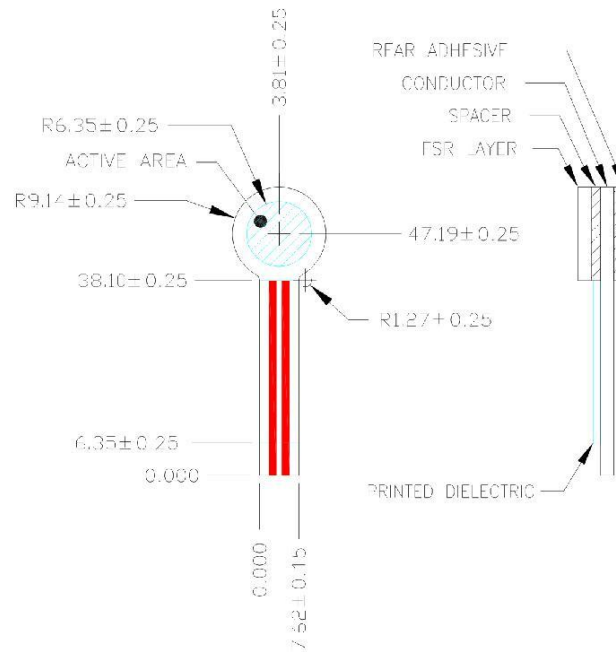
Figure 3



Mechanical Data

Part No. 402

- Active Area: 12.7mm
- Nominal thickness: 0.55 mm



8. Apêndices

8.1. Consentimento Informado

**CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA TESTE FUNCIONAL DO PROTÓTIPO
HRS – HAND REHABILITATION SYSTEM**

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar este documento.

Enquadramento e Objetivos: O HRS é um equipamento biomecânico direcionado para a reabilitação da mão. O equipamento integra um conjunto de dispositivos mecânicos e vários jogos de computador. Além dos procedimentos de reabilitação, a sua utilização também pode ser direcionada para atividades ocupacionais envolvendo diversos movimentos da mão. Pode ser utilizado com acompanhamento de um profissional de saúde ou autonomamente pelo seu utilizador. Estando numa fase de testes e otimização, o HRS necessita de ser testado, tanto por profissionais de saúde como por potenciais utilizadores. Neste contexto, muito se agradece a disponibilidade para participar como utilizador ou supervisor na utilização do equipamento nesta fase.

Equipa de Investigação: O desenvolvimento deste protótipo insere-se nos trabalhos conducentes à Tese de Mestrado do Aluno Diogo Videira Figueiredo, regularmente matriculado no Mestrado de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, e sob orientação dos Professores Luis Manuel Ferreira Roseiro e Fernando Domingues Moita.

Contactos da equipa de investigação:

diogovideiraf@gmail.com [968325296] ; lroseiro@isec.pt [967845829] ; moita@isec.pt [918749604]

Explicação dos Testes Funcionais: Com o acompanhamento do aluno Diogo Videira, assim como do médico/fisioterapeuta, o voluntário manipulará livremente cada uma das atividades funcionais previstas no protótipo. Além dos testes funcionais envolvendo a força a exercer com um conjunto de dispositivos biomecânicos, o voluntário também manipulará livremente os diversos jogos interativos. Após a manipulação do equipamento, será preenchido um pequeno questionário com avaliação funcional à utilização do equipamento.

Confidencialidade e Anonimato: Todos os dados recolhidos serão estritamente confidenciais e anónimos, destinando-se exclusivamente à avaliação funcional do equipamento.

Termo de Aceitação

Voluntário ID: _____

Eu, _____, nascido(a) em ___/___/_____, portador(a) do Cartão de Cidadão número _____, com o e-mail (facultativo): _____ e telefone nº (facultativo): _____, declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas. Desta forma, aceito sem reservas participar nos testes funcionais ao protótipo HRS e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pela equipa de investigação.

O(A) Voluntário(a)

O Aluno

O Orientador Responsável

Obrigada pela colaboração!

8.2. Questionário de Utilização

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: ____ Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 32 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 69 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
- Discordo
- Concordo
- Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
- Satisfatório
- Bom
- Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
- Pouco Motivado
- Motivado
- Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
- Talvez Não
- Talvez Sim
- Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

- 1. Mau
- 2. Satisfatório
- 3. Bom
- 4. Muito Bom

Sugestões:

Luvas muito grossas!

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 74 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 68 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

<hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/> <hr/>

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 72 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 57 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
Pior
Melhor
Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
Difícil
Fácil
Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
Pouco adequado
Adequado
Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
Coleta Estrelas
Reação Botões
Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
Coleta Estrelas
Reação Botões
Rebenta Bola

- N.º só jogou Reação Botões por
limitação de espaço

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 82 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 56 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

*N. Ponte com alterações equitativas importante
(adicionais ao quadro remuneratório)*

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 80 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

2

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilização

Idade: 63 Género: Masculino Feminino

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Como classifica o HRS em relação ao método de treino habitual?

- Muito Pior
- Pior
- Melhor
- Muito Melhor

2. Como classifica o HRS quanto ao seu funcionamento?

- Muito difícil
- Difícil
- Fácil
- Muito Fácil

3. Como considera a disposição dos comandos (Botões, Luva, etc...) no HRS, na realização dos exercícios?

- Totalmente Inadequado
- Pouco adequado
- Adequado
- Totalmente adequado

4. Qual o jogo que mais gostou de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

5. Qual o jogo que teve mais dificuldades de jogar?

- Jump Ball
- Coleta Estrelas
- Reação Botões
- Rebenta Bola

6. Na sua opinião, considera o HRS uma mais-valia para a seu treino?

- Discordo Totalmente
Discordo
Concordo
Concordo Totalmente

7. Como classifica a sua experiência com o HRS?

- Mau
Satisfatório
Bom
Muito Bom

8. Sentiu-se mais motivado(a) a realizar os exercícios no HRS?

- Nada Motivado
Pouco Motivado
Motivado
Muito Motivado

9. Gostaria de continuar a usar HRS no seu treino?

- Claramente Não
Talvez Não
Talvez Sim
Claramente Sim

10. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

1. Mau
2. Satisfatório
3. Bom
4. Muito Bom

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

2

8.3. Questionário de Utilidade

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilidade

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

2. O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

3. O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

4. O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

5. Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?

Claramente Não Claramente Sim

1 2 3 4 5

6. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

Muito Mau Muito Bom

1 2 3 4 5

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilidade

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

2. O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

3. O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

4. O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

5. Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?

Claramente Não Claramente Sim

1 2 3 4 5

6. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

Muito Mau Muito Bom

1 2 3 4 5

Sugestões:

No exercício reação à flexão poderia colocar-se antes ~~uma~~ com
um apoio extra e adaptar-se para os braços pendentes por causa
dos braços na posição, de forma a incentivar a elevação do
braço

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilidade

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

2. O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

3. O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

4. O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

5. Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?

Claramente Não Claramente Sim

1 2 3 4 5

6. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

Muito Mau Muito Bom

1 2 3 4 5

Sugestões:

Alguns exercícios, como o de levantamento de peso precisam de alteração gestos para facilitar a compreensão por parte dos idosos. Outros idosos MS também fazem exercícios e já tem alguma experiência anterior e precisam de introdução clara.

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilidade

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

2. O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

3. O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

4. O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

5. Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?

Claramente Não Claramente Sim

1 2 3 4 5

6. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

Muito Mau Muito Bom

1 2 3 4 5

Sugestões:

*Criação de exercícios / tarefas mais funcionais, para
utilizar como meios de aprendizagem mais orientados*

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilidade

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

2. O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

3. O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5 NA

4. O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

5. Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?

Claramente Não Claramente Sim

1 2 3 4 5

6. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

Muito Mau Muito Bom

1 2 3 4 5

Sugestões:

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilidade

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

2. O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

3. O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

4. O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

5. Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?

Claramente Não Claramente Sim

1 2 3 4 5

6. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

Muito Mau Muito Bom

1 2 3 4 5

Sugestões:

Maior período de tempo para a aplicação do programa com os utentes.

Obrigado pela sua colaboração!

Hand Rehabilitation System

Questionário de Utilidade

Assinale com a resposta que achar mais adequada.

1. Considera os exercícios adequados para a reabilitação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

2. O HRS é útil para a motivação do Paciente durante a recuperação?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

3. O dispositivo é bem aceite por parte dos pacientes?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

4. O HRS é uma mais-valia para a recuperação do paciente?

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

1 2 3 4 5

5. Considera o HRS um dispositivo a recomendar a outros terapeutas?

Claramente Não Claramente Sim

1 2 3 4 5

6. Qual a avaliação geral que faz ao HRS?

Muito Mau Muito Bom

1 2 3 4 5

Sugestões:

*Para alterações de algumas interfaces da dextera
cf. alterações adicionais ao quadro neuromotor; por
ex: visuais // cognitivas // articulares nas mãos*

Obrigado pela sua colaboração!

