



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR  
Engenharia Electromecânica

## Especificação de melhorias num dispositivo de Mobilização Passiva adequado à Reabilitação Física de membros superiores e inferiores



**Marli Isabel da Fonseca Pereira Barbosa**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Engenharia Electrotécnica e de Computadores:**  
**Sistemas Biónicos**  
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Pedro Dinis Gaspar  
Co-orientador: Doutor Jorge Laíns

Covilhã, Outubro de 2010



# Agradecimentos

Quero agradecer ao Professor Doutor Pedro Dinis, meu orientador científico, por toda a sua disponibilidade e apoio prestados durante todas as fases de realização desta tese.

Ao meu Co-orientador Doutor Jorge Laíns, Director Clínico do Centro de Reabilitação de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais, por ter permitido a execução experimental deste trabalho e por toda a orientação, disponibilidade, sugestões e conselhos.

Aos Utentes e profissionais de saúde que fizeram parte da amostra; sem eles não teria sido possível a execução deste trabalho.

Aos meus pais e irmãs pelo apoio incontestável desde a primeira hora, e pela sua amizade e sensatez, que sempre me ajudaram.

A toda a minha família pelo apoio prestado ao longo de todo o curso.

A todos os meus amigos e colegas universitários que me apoiaram e me ajudaram em toda a minha vida académica.

Ao Departamento de Engenharia Electromecânica da Faculdade da Engenharia da Universidade da Beira Interior e ao Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais, pelas facilidades e apoios concedidos para a elaboração deste trabalho.

# RESUMO

Face ao crescente aumento de pessoas que necessitam de reabilitação física, assiste-se também ao aumento e desenvolvimento de recursos de apoio aos indivíduos com um qualquer tipo de incapacidade, os quais visam uma melhoria da sua qualidade de vida. Deste modo, traçam-se novas estratégias com o objectivo de proporcionar uma vida com mais independência e/ou autonomia, independentemente da extensão da sua lesão. Os equipamentos médicos são um dos componentes dos serviços de saúde que mais têm contribuído para a melhoria do diagnóstico e da terapêutica de várias doenças.

Este estudo tem como objectivo investigar de que forma se pode melhorar o processo reabilitativo dos Utentes, aquando da utilização de equipamentos de mobilização passiva, que visam o fortalecimento dos músculos e a recuperação de capacidades perdidas. Foi escolhido para o estudo um equipamento específico, o *Active Passive Trainer (APT)*, sendo feito o levantamento de todas as suas limitações, a partir de estudos directos de campo bem como de inquéritos realizados a alguns Utentes e Profissionais de Saúde do Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais (CMRRC - RP).

Face às limitações constatadas e como proposta do estudo, apresentam-se especificações de melhorias ao nível do software e do hardware do equipamento *APT*. Pretende-se que o dispositivo responda às principais necessidades do Utente durante o seu processo reabilitativo, contribuindo para melhores resultados terapêuticos e procurando oferecer-lhe uma melhor adaptação, conforto e autonomia.

## Palavras-chave

Reabilitação física, incapacidades, equipamentos de mobilização passiva, *APT*.

# ABSTRACT

Given the growing number of people that need physical rehabilitation, there also has been an increase and development of support resources to individuals with some form of disability, which will improve their life quality. Thus, new strategies are drawn up in order to provide a more independent life and/or autonomy, regardless of the extent of their injury. Medical equipments are an important part of a health service and contribute to a better diagnosis and therapeutics of several illnesses.

The purpose of this study is to investigate how we can improve the rehabilitation process of patients using passive mobilization devices whose aim is to strength muscles and restore the lost capabilities. It was chosen in this study an specific equipment, the *Active Passive Trainer (APT)*, being all its limitations evaluated, from direct field studies and surveys to patients and health professionals of the “Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais (CMRRC - RP)”.

Being constrains identified and as proposal of this study, it are specified the improvements in software and hardware of the *APT* equipment. It is intended that the device meets the main needs of patient during their rehabilitation process, contributing to better therapeutic results and trying to offer him a better adaptation, comfort and autonomy.

## Keywords

Physical rehabilitation, disabilities, passive mobilization devices, *APT*.

# Índice

<b>1. Introdução</b> .....	<b>1</b>
1.1. Considerações Gerais .....	1
1.2. Principais Objectivos.....	2
1.3. Organização do trabalho .....	3
<b>2. Engenharia Associada à Reabilitação e às Tecnologias de Apoio</b> .....	<b>5</b>
2.1. Componente Humana .....	5
2.2. Princípios de avaliação da Tecnologia de Apoio.....	7
2.3. Princípios da Engenharia associada à temática da Reabilitação .....	9
<b>3. Biomecânica de Reabilitação</b> .....	<b>12</b>
3.1. Introdução .....	12
3.2. Métodos usados na biomecânica de reabilitação.....	13
3.2.1. Cinemática .....	14
3.2.2. Cinética.....	17
3.2.3. Pressão de Interface.....	17
3.2.4. Electromiografia .....	19
3.2.5. Antropometria .....	19
3.2.6. Modelos Biomecânicos .....	20
3.3. Exemplos Clínicos.....	21
3.3.1. Quantificação da marcha .....	21
3.3.2. Défices no controlo da postura e avaliação do risco de queda .....	23
3.3.3. Melhorias da marcha com a reabilitação de uma osteoartrite do joelho .....	24
3.3.4. Previsão do insucesso das próteses implantadas .....	26
3.3.5. Optimização da condição física de uma prótese do membro inferior para a eficiência da marcha e para diminuir o risco de úlceras em pacientes com amputação. 26	
3.4. Perspectivas Futuras .....	27
<b>4. Adaptações Crónicas do Sistema Motor</b> .....	<b>29</b>
4.1. Princípios de treino.....	29
4.2. Dispositivos de Acomodação .....	30
4.3. Adaptação ao Uso Reduzido.....	31
4.3.1. Imobilização do membro .....	31
4.3.2. Suspensão dos membros posteriores .....	32
4.3.3. Corte transversal da medula espinhal.....	34
4.4. Recuperação Motora de Lesões.....	35
4.4.1. Sistema Nervoso Periférico.....	35
4.4.2. Sistema Nervoso Central.....	36
4.5. Adaptações com a Idade.....	36
4.6. Nota Conclusiva .....	38

<b>5. Patologias Comuns</b> .....	<b>39</b>
5.1. Introdução .....	39
5.2. Acidente Vascular Cerebral .....	39
5.3. Reabilitação Cardíaca .....	40
5.4. Lesão Vértebro-Medular .....	40
5.5. Traumatismo Crânio-Encefálico .....	42
5.6. Doença de Parkinson .....	42
5.7. Doença de Alzheimer .....	43
5.8. Esclerose Múltipla .....	45
5.9. Esclerose Lateral Amiotrófica .....	46
5.10. Poliomielite Aguda .....	46
5.11. Osteoartrose .....	47
5.12. Fibromialgia .....	48
5.13. Espasticidade .....	48
5.14. Artrite reumatóide .....	49
5.15. Artrite Psoriática .....	50
5.16. Osteoporose .....	50
5.17. Nota Conclusiva .....	51
<b>6. Mobilização Passiva de Membros - Trabalho de Campo</b> .....	<b>52</b>
6.1. Introdução .....	52
6.2. Dispositivos de Mobilização Passiva .....	53
6.3. Trabalho de Campo .....	54
6.4. Estudo desenvolvido .....	56
6.4.2. Resultados .....	57
6.4.3. Discussão dos Resultados e Conclusões do Estudo .....	65
<b>7. Especificação de Melhorias e Inovações</b> .....	<b>68</b>
7.1. Introdução .....	68
7.2. Hardware .....	68
7.2.1. Sensores de força .....	68
7.2.2. Cartão de memória .....	71
7.2.3. Espelho .....	71
7.2.4. Estimulação eléctrica .....	72
7.2.5. Diferentes resistências laterais .....	74
7.2.6. Estabilizadores da cadeira de rodas .....	75
7.2.7. Apoios dos membros .....	80
7.2.8. Movimento com maiores amplitudes .....	82
7.2.9. Portabilidade .....	84
7.3. Software .....	84
7.3.1. Sistema de feedback .....	84
7.3.2. Esquema de membros .....	89

7.3.3. Botões de interface.....	89
7.3.4. Monitorização de sinais vitais.....	90
7.3.5. Controlo anti-espasmos.....	93
7.3.6. Alternância automática.....	93
<b>8. Conclusões .....</b>	<b>94</b>
8.1. Conclusão .....	94
8.2. Perspectivas de Trabalho Futuro.....	95
<b>9. Referências Bibliográficas .....</b>	<b>96</b>
<b>Anexo A .....</b>	<b>109</b>
<b>Anexo B .....</b>	<b>110</b>
<b>Anexo C .....</b>	<b>111</b>

# Lista de Figuras

Figura 1 - Modelo de processamento de informação do indivíduo que faz uso das Tecnologias de Apoio. Cada bloco representa um conjunto de funções relacionadas com o uso da tecnologia. <i>Adaptado de Enderle &amp; Bronzino (2005)</i> . .....	5
Figura 2 - Sistema de coordenadas de referência com três planos anatómicos. ....	14
Figura 3 - Sistema de Coordenadas Local para a mão. <i>Adaptado de Wiley (2006)</i> . ....	16
Figura 4 - Ilustração dos parâmetros espaciais básicos utilizados na avaliação da marcha. Retirado e adaptado de Wiley Interscience (2010). ....	22
Figura 5 - Modelo de suspensão dos membros posteriores de um rato. O rato pode mover-se pela gaiola usando os membros anteriores. <i>Adaptado de Enoka (2008)</i> . ....	33
Figura 6 - Curso de tempo da degradação, síntese e perda de proteínas, e actividade de EMG integrado no músculo sóleo de ratos durante 28 dias de suspensão dos membros posteriores. <i>Adaptado de Enoka (2008)</i> . ....	33
Figura 7 - Força de contracção voluntária máxima para o músculo da mão (adutor do polegar) em função da idade. <i>Adaptado de Enoka (2008)</i> . ....	37
Figura 8 - Comparação entre uma célula nervosa saudável e uma lesada na EM. <i>Adaptado de SPEM (2010)</i> . ....	45
Figura 9 - Dispositivo básico de mobilização passiva para membros inferiores. <i>Adaptado de McKillip (2002)</i> . ....	53
Figura 10 - APT em utilização para membros inferiores e superiores <i>Adaptado de Planet Mobility (2010)</i> . ....	55
Figura 11 - Relação existente entre a patologia do Utente e o seu estado físico após as sessões de exercícios no APT (Gráfico obtido através do SPSS). ....	60
Figura 12 - Melhorias sugeridas para o APT por alguns dos Utentes inquiridos (Gráfico obtido através do SPSS). ....	61
Figura 13 - Modelo standard do sensor A201 FlexiForce. <i>Adaptado de Tekscan (2010)</i> . ....	69
Figura 14 - Constituição do sensor FlexiForce. <i>Adaptado de Tekscan (2010)</i> . ....	69

Figura 15 - Comportamento da variável força em relação às variáveis resistência e condutância, do sensor FlexiForce. Adaptado de Tekscan (2010). .....	70
Figura 16 - Exemplo de circuito onde pode ser integrado um sensor FlexiForce. Adaptado de Tekscan (2010). .....	70
Figura 17 - Exemplo da utilização de um dispositivo de mobilização passiva, acompanhada de técnicas de electroestimulação. Retirado e adaptado de MOTomed (2010).....	74
Figura 18 - Exemplo da montagem dos sistemas de engrenagem internos. Adaptado de Peters (1983). .....	75
Figura 19 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - plataforma antiderrapante. Adaptado de Peters (1983). .....	76
Figura 20 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - suporte rectangular. Adaptado de Giglio (2002).....	77
Figura 21 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - plataforma fixadora (vista superior). Adaptado de Martim & Martim (2008). .....	77
Figura 22 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - plataforma fixadora (vista lateral). Adaptado de Martim & Martim (2008). .....	78
Figura 23 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - cintos fixadores. Adaptado de Chen (1998). .....	79
Figura 24 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - encaixes para as rodas dianteiras. Adaptado de Catanescu et al. (2003).....	79
Figura 25 - Exemplo de botas para a instalação dos membros inferiores do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Adaptado de McKillip (2002).....	80
Figura 26 - Exemplo de guias de suporte para os membros inferiores do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Retirado e adaptado de MOTomed (2010). .....	81
Figura 27 - Exemplo de apoios para os antebraços do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Adaptado de Peters (1983). .....	81
Figura 28 - Exemplo de luva de suporte para os membros superiores do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Retirado e adaptado de MOTomed (2010). .....	82
Figura 29 - Exemplo da disposição do dispositivo APT para os membros superiores. Retirado e adaptado de MOTomed (2010). .....	82

Figura 30 - Exemplo de volante possível de se implementar no APT, para mobilização dos membros superiores. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010).....	83
Figura 31 - Exemplo de simulador de caiaque possível de se implementar no APT, para mobilização dos membros superiores. Adaptado de Hickman (1998). ....	83
Figura 32 - Exemplo de mecanismo elíptico possível de se implementar no APT, para mobilização dos membros superiores e inferiores. Adaptado de Lambert (1989).....	84
Figura 33 - Sistema de feedback baseado no armazenamento de dados de força. Adaptado de Elliot et al. (1995). ....	85
Figura 34 - Feedback visual online da força realizada em dois movimentos repetidos de 5 segundos cada, com uma amplitude de 20N e uma tolerância permitida de largura b. O cursor em movimento representa a força actual, sendo a sua trajectória igualmente exibida. Adaptado de Ivens & Marteniuk (1975). ....	86
Figura 35 - Diagrama de blocos base de um dispositivo com biofeedback electromiográfico. Adaptado de Basmajian (1989). ....	87
Figura 36 - Possibilidade de apresentação das informações referentes à distância percorrida teoricamente (com e sem auxílio do motor), no LCD/TFT do dispositivo APT. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010). ....	88
Figura 37 - Possibilidade de apresentação das informações referentes ao tónus muscular, no LCD/TFT do dispositivo APT. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010). ....	88
Figura 38 - Possibilidade de apresentação das informações referentes à performance do treino, no LCD/TFT do dispositivo APT. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010). ....	89
Figura 39 - Possibilidade de apresentação das informações referentes à condição física entre os dois membros superiores, no LCD/TFT do dispositivo APT. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010).....	89
Figura 40 - Sensor óptico incluído num equipamento de mobilização, para monitorização da frequência cardíaca. Adaptado de Blouin (2007). ....	91
Figura 41 - Representação da absorção relativa de várias secções da mão. Adaptado de Oberg (1996). ....	91
Figura 42 - Circuito electrónico do sensor de frequência cardíaca. Adaptado de Oberg (1996). ....	92

Figura 43 - Sensor óptico incluído num equipamento de mobilização, para monitorização da frequência cardíaca e oxigenação do sangue. Adaptado de Blouin (2007) ..... 92

# Lista de Tabelas

Tabela 1 - Estatística descritiva das patologias dos Utentes mediante o género (obtida através do SPSS). .....	58
Tabela 2 - Estatística descritiva da frequência de utilização do dispositivo APT pelos Utentes (obtida através do SPSS). .....	58
Tabela 3 - Tabela informativa do grau de dificuldade dos Utentes no processo de instalação no dispositivo APT (obtida através do SPSS). .....	59
Tabela 4 - Tabela informativa do grau de dificuldade dos Utentes na programação da sessão de exercícios no dispositivo APT (obtida através do SPSS). .....	59
Tabela 5 - Opinião dos Utentes (em termos percentuais) sobre as melhorias sugeridas (obtida através do SPSS). .....	61
Tabela 6 - Habilitações académicas dos Profissionais de Saúde (obtida através do SPSS). .....	62
Tabela 7 - Tabela informativa sobre utilização do APT, segundo opinião dos profissionais inquiridos (obtida através do SPSS). .....	62
Tabela 8 - Estatística descritiva sobre a duração das sessões de exercícios no APT - mínimo, máximo, média e desvio-padrão (obtida através do SPSS). .....	64
Tabela 9 - Opinião dos profissionais (em termos percentuais) sobre as melhorias sugeridas (obtida através do SPSS). .....	64
Tabela 10 - Melhorias sugeridas por alguns dos profissionais inquiridos (obtida através do SPSS). .....	65

# Lista de Abreviaturas

3D	Tridimensional
APT	<i>Active Passive Trainer</i>
CMRRC - RP	Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais
AVC	Acidente Vascular Cerebral
LVM	Lesão Vértebro Medular
TCE	Traumatismo Crânio-Encefálico
NHIS	<i>National Health Interview Survey</i>
AVD	Actividades da vida diária
SCG	Sistema de coordenadas global
FEA	<i>Finite Elements Analysis</i>
EMG	Electromiografia/Electromiograma
MVIC	<i>Maximal voluntary isometric contraction</i>
OA	Osteoartrite/Osteoartrose
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i>
SNP	Sistemas nervoso periférico
SNC	Sistema nervoso central
MFR	Medicina Física e Reabilitação
SPMFR	Sociedade Portuguesa de Medicina Física e Reabilitação
ASIA	<i>American Spinal Injury Association</i>
DP	Doença de Parkinson
DA	Doença de Alzheimer
EM	Esclerose Múltipla

SPEM	Sociedade Portuguesa de Esclerose Múltipla
ELA	Esclerose Lateral Amiotrófica
AR	Artrite Reumatóide
DMO	Densidade mineral óssea
CES	Comissão de Ética para a Saúde
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
OEM	<i>Original equipment manufacturer</i>
ADC	<i>Analogical digital conversor</i>
TENS	<i>Transcutaneous electrical nerve stimulation</i>
NMES	<i>Neuromuscular electrical stimulation</i>
TES	<i>Threshold Electrical Stimulation</i>
FNS	<i>Functional neuromuscular stimulation</i>
FTS	<i>Feedback Training System</i>
BF	<i>Biofeedback</i>
EMGBF	<i>Electromyographic Biofeedback</i>
LCD	Liquid crystal display
TFT	<i>Thin film transistor</i>
NIR	<i>Near Infrared</i>
LED	<i>Light emitting diode</i>

# Lista de Símbolos

$I$	Intensidade de corrente eléctrica, [A]
$n$	nº de elementos da amostra
$R$	Resistência eléctrica, [ $\Omega$ ]
$R_F$	Resistência de referência, [ $\Omega$ ]
$V_{\text{máx}}$	Tensão máxima, [V]
$V_T$	Tensão de excitação, [V]
$x, y, z$	Coordenadas cartesianas

## Introdução

---

### 1.1. Considerações Gerais

Actualmente a actividade física pode ser entendida como qualquer movimento corporal produzido pela musculatura esquelética, que resulta em gasto energético, tendo componentes e determinantes de ordem social, cultural e comportamental (Caspersen *et al.*, 1985). Todas as partes do corpo se tornarão sadias, bem desenvolvidas e com envelhecimento lento se exercitadas. No entanto, se não forem exercitadas, tornar-se-ão susceptíveis a doenças, deficientes no crescimento e envelhecerão precocemente (Hipócrates). Podemos observar que, na sua rotina diária, a relação entre a actividade física e a humanidade parece ter diminuído gradativamente ao longo do nosso progresso, sendo necessário grandes esforços para provar o quanto a actividade física é importante e quanto tem contribuído na vida das pessoas, principalmente pessoas com deficiência.

A biomecânica do movimento humano pode ser definida como uma ciência interdisciplinar que descreve, analisa e avalia o movimento humano. Uma grande gama de movimentos físicos é considerada desde o movimento físico de uma pessoa deficiente motora, ao levantar de uma carga de peso variável por parte de um funcionário fabril, ao desempenho de um atleta de alta competição. Os princípios físicos e biológicos aplicados serão iguais em todos os casos. O que difere de um caso para o outro é exactamente a tarefa que leva a um movimento específico e o nível de pormenor e desempenho de cada movimento (Winter, 1990).

As doenças neurológicas ou neuromusculares são a causa frequente das restrições e de problemas físicos como paralisia e fraqueza física, espasticidade, reduzido controlo do movimento e da força, capacidade limitada para caminhar, pés frios devido a problemas circulatórios, rigidez articular, infecções na bexiga/intestino, obstipação, distúrbios metabólicos e circulatórios, e perda de massa muscular (atrofia). No passado, o processo de reabilitação para as pessoas com deficiência física era utilizado como meio de sobrevivência durante a sua permanência em hospitais. Porém, com o aumento da perspectiva de vida destas pessoas essa visão mudou, a objectivar uma vida mais autónoma. A actividade física e o desporto vêm contribuindo muito para esse processo, melhorando a auto-estima e auto-imagem dos indivíduos, desenvolvendo o potencial residual, melhorando a condição orgânica funcional e aprimorando as qualidades físicas (Caspersen *et al.*, 1985).

O sistema neuro-músculo-esquelético humano é um sistema biológico bastante complexo, com comportamento adaptativo e de forte não linearidade. Esta extrema complexidade, tem desafiado a comunidade científica para uma mais profunda compreensão

da arquitectura estrutural e funcionamento deste sistema, abrindo novas perspectivas sobre este tema (Jiping *et al.*, 2001), tendo aplicabilidade em várias áreas, nomeadamente na área da reabilitação.

Os exercícios passivos dos membros são uma das possíveis opções a que recorrem os fisioterapeutas, sendo geralmente definidos como movimentos repetitivos da articulação dentro dos seus limites de amplitude (Morris, 2007). Para tais exercícios, estão actualmente disponíveis no mercado sistemas de mobilização automatizados que vêm, em muito, facilitar o processo reabilitativo, desde facilitar a circulação sanguínea, melhorar o tónus muscular, até reduzir a atrofia dos músculos.

Perante a evolução tecnológica que se tem vindo a presenciar nos últimos anos, há que tentar acompanhar esse avanços e tentar melhorar os serviços, nomeadamente os de saúde, que são os que se revelam de maior importância nos dias de hoje, a par do envelhecimento da população e dos inúmeros casos que necessitam de reabilitação.

## 1.2. Principais Objectivos

Esta dissertação enquadra-se no campo da aplicabilidade da Engenharia associada a Sistemas Biónicos e particularmente no contexto de Reabilitação na melhoria da qualidade de vida das pessoas com incapacidades ou deficiências, não só no desenvolvimento de melhores e mais eficientes tecnologias de apoio, que serão o suporte para uma maior autonomia e independência destas pessoas, mas também no melhoramento dos serviços das Instituições de Saúde.

Pretende-se, com este trabalho, atender às principais necessidades clínicas ao nível de equipamentos de reabilitação, estando a contribuição principal desta dissertação relacionada com o avanço das tecnologias no ramo da saúde. Para tal foi realizado um levantamento e estudo dos diversos Sistemas Passivos de Terapia do Movimento, sendo o alvo do estudo o *Active Passive Trainer (APT)*, existente nas instalações do Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais (CMRRC - RP).

Com base no estudo de campo realizado e nos principais problemas encontrados, é proposto um conjunto de especificações que visam o desenvolvimento de melhorias e inovações no *APT*, que tentam ir de encontro tanto às necessidades dos Utentes, como às necessidades dos Profissionais de Saúde, relativamente às tecnologias e sistemas que têm ao seu dispor.

### 1.3. Organização do trabalho

O presente trabalho encontra-se organizado em sete capítulos. Os quatro capítulos seguintes visam providenciar a abordagem de todos os temas necessários para o desenvolvimento do capítulo onde são apresentadas as especificações de melhorias ao dispositivo de mobilização passiva adequado à reabilitação física de membros superiores e inferiores, especificamente ao *APT*.

No segundo capítulo, são dados a conhecer os principais princípios da engenharia de reabilitação e de que forma é aplicada visando ajudar pessoas com limitações físicas. São abordadas as cinco fases pelas quais passa um indivíduo que se tornou incapacitado por lesões traumáticas: choque, realização, negação, reconhecimento e adaptação. São apresentados os princípios físicos que regem os projectos dos sistemas/dispositivos de reabilitação, isto é, de sistemas biónicos e ainda alguns princípios fundamentais que devem ser respeitados e que regem as aplicações das tecnologias para pessoas com incapacidades.

No terceiro capítulo, o tema de destaque é a biomecânica de reabilitação. É descrito o modo como são feitas as avaliações biomecânicas e os métodos utilizados no campo da reabilitação como a cinética, a cinemática, a electromiografia, entre outros. É discutido o seu uso no contexto da avaliação funcional, intervenções terapêuticas e equipamentos clínicos. No final do capítulo apresentam-se alguns exemplos que empregam esses métodos, as suas limitações e as perspectivas futuras da biomecânica de reabilitação.

O quarto capítulo faz a explicitação das adaptações crónicas do sistema motor ao treino de força e de potência, à redução nas actividades, à recuperação de lesões e ao envelhecimento. Faz-se também alusão aos dispositivos utilizados na acomodação, normalmente aparelhos isocinéticos.

No capítulo cinco, descrevem-se, de forma sumária, as principais patologias encontradas em indivíduos que experimentam intervenções terapêuticas reabilitativas e que tentam restabelecer ou encontrar parte das capacidades funcionais perdidas. Abordam-se patologias quer do foro neurológico, como Acidente Vascular Cerebral (AVC), Lesão Vértebro-Medular (LVM) e Traumatismo Crânio-Encefálico (TCE), quer do foro músculo-esquelético, como osteoartrose, artrite reumatóide, entre outras.

O capítulo seis é dedicado à descrição da proposta deste trabalho, tendo em conta os temas abordados nos quatro capítulos anteriores. Faz referência à utilização e respectiva importância de dispositivos de mobilização passiva dos membros superiores e inferiores dos Utentes fisicamente limitados, na área da reabilitação. É descrito todo o estudo desenvolvido à volta do equipamento alvo - *APT*, desde a aplicação dos inquéritos, passando pela obtenção

e análise dos resultados, visando a definição de especificações de melhorias ao dispositivo de mobilização passiva. Posto isto, no capítulo sete são indicadas melhorias e medidas inovadoras, que visam o desenvolver de um novo equipamento que possa responder a todas as necessidades e limitações constatadas, culminando num progresso ao nível da tecnologia clínica.

Finalmente, no capítulo oito são apresentadas as conclusões e linhas de trabalho futuras, complementares ao trabalho apresentado.

# Engenharia associada à Reabilitação e às Tecnologias de Apoio

---

## 2.1. Componente Humana

Para o conhecimento e aplicação dos princípios de engenharia e desenvolvimento de dispositivos que procuram auxiliar pessoas com condições incapacitantes, é necessário ter uma perspectiva sobre a componente humana e, como consequência, das diferentes incapacidades e deficiências. Uma maneira de ver um ser humano é como um receptor, processador e emissor de informação (Figura 1).

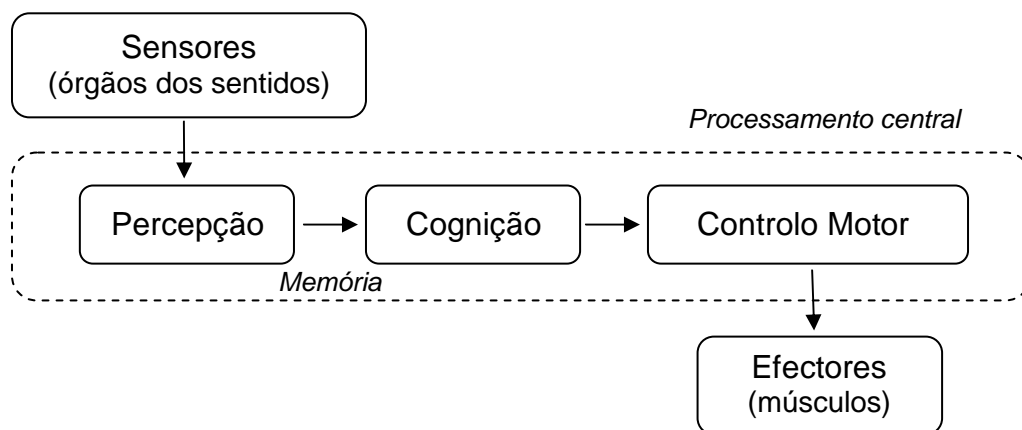


Figura 1 - Modelo de processamento de informação do indivíduo que faz uso das Tecnologias de Apoio. Cada bloco representa um conjunto de funções relacionadas com o uso da tecnologia. *Adaptado de Enderle & Bronzino (2005).*

O utilizador da Tecnologia de Apoio humana percebe o ambiente através de sentidos e responde ou manipula-o através de órgãos efectores. Interpostas entre os sensores e os efectores encontram-se as funções de processamento central que incluem percepção, cognição e controlo de movimentos. A percepção é a maneira pela qual o ser humano interpreta a entrada de dados sensoriais. O mecanismo da percepção depende do circuito neuronal localizado no sistema nervoso periférico e central e dos factores psicológicos, como a memória de anteriores experiências sensoriais. A cognição refere-se a actividades que sustentam a resolução de problemas, a tomada de decisão e a formação de linguagem. O controlo do movimento utiliza o resultado das funções de processamento descritas anteriormente, para formar um padrão motor que é executado pelos órgãos efectores (nervos, músculos e articulações). O impacto dos órgãos efectores sobre o meio ambiente é,

então, detectado pelos sensores, proporcionando assim uma realimentação entre o ser humano e o ambiente. Quando um erro surge na cadeia de processamento de informação, muitas vezes, é resultado de alguma deficiência (Stolov & Clowers, 1981).

Quando um déficit sensorial está presente num dos três canais primários sensoriais (visão, audição e tacto), os dispositivos de apoio podem detectar informações ambientais importantes e apresentá-las através de um ou outros mais sentidos remanescentes. Por exemplo, as ajudas sensoriais para deficiências visuais graves utilizam o tacto e/ou saídas auditivas para exibir informações ambientais importantes para o utilizador. Nos exemplos de tais auxílios sensoriais incluem-se os bastões laser, os óculos com ultra-sons e os cães-guia (Webster *et al.*, 1985). A Engenharia de Reabilitação, pautada por uma associação muito forte à Engenharia Electrotécnica assim como a todo o tipo de Sistemas Biónicos, também teve sucesso ao substituir ou melhorar a função de alguns órgãos efectores incapacitados, recorrendo aos órgãos artificiais, às cadeiras de rodas de vários tipos, aos controladores do ambiente, e, num futuro próximo, aos assistentes robóticos.

No entanto, quando a disfunção reside nos "centros superiores de processamento de informação" de um ser humano, a Tecnologia de Apoio tem sido muito menos sucedida na melhoria das limitações resultantes. Por exemplo, engenheiros e terapeutas da fala têm grandes dificuldades em fazer com que alguém que sofre de afasia (dificuldade em formular frases) comunique eficazmente, principalmente após ter sofrido um AVC. Apesar da variedade de alternativas modernas e sofisticadas e de todos os dispositivos de comunicação que actualmente se encontram disponíveis, não se é capaz de substituir os aspectos volitivos do ser humano. Se o utilizador é incapaz de formular cognitivamente uma mensagem, um dispositivo de comunicação é muitas vezes incapaz de o ajudar.

É desejável ter-se consciência dos ajustamentos psicossociais da deficiência crónica já que a tecnologia da engenharia de reabilitação e de apoio procura melhorar as consequências que provêm da deficiência. É necessário compreender os estados emocionais e mentais da pessoa que é ou se torna deficiente/incapacitada, para que as ofertas de assistência e as recomendações de soluções possam ser adequadas, oportunas, aceites e, finalmente, utilizadas.

Para os indivíduos que se tornaram incapacitados por lesões traumáticas, o ajustamento da incapacidade em geral, passa por cinco fases: choque, realização, recuo defensivo ou negação, reconhecimento e adaptação ou aceitação (Enderle & Bronzino, 2005). Durante os primeiros dias após o início da inabilidade, o indivíduo está geralmente em estado de choque, sente e reage minimamente ao ambiente e mostra pouca consciência do que aconteceu. Geralmente, neste momento, o aconselhamento e as intervenções ou esforços dos técnicos de reabilitação não são muito eficazes.

Depois de várias semanas ou meses, o indivíduo geralmente começa a reconhecer a realidade e a gravidade da sua situação. A ansiedade, o medo e o pânico podem ser as reacções emocionais predominantes. A depressão e a raiva também podem aparecer

ocasionalmente durante esta fase. Devido ao estado emocional do indivíduo, os esforços de intervenção intensa ou sustentada não são susceptíveis de serem úteis durante este tempo.

Na próxima fase, o indivíduo faz um recuo defensivo para não ser psicologicamente dominado pela ansiedade e o medo. Predominante entre essas defesas é a negação, alegando que as limitações são apenas temporárias e que a recuperação total deverá ocorrer. Essa negação pode persistir ou reaparecer ocasionalmente por muito tempo após o início da incapacidade.

O reconhecimento da limitação ocorre quando o indivíduo atinge uma compreensão precisa da natureza da sua invalidez em termos das suas limitações e prováveis implicações. As pessoas nessa fase podem apresentar um conhecimento profundo da deficiência mas não pode dispor de uma apreciação plena das suas implicações. O reconhecimento gradual da realidade é muitas vezes acompanhado por depressão e uma conseqüente perda de interesse em muitas actividades anteriormente apreciadas.

A adaptação, ou a fase de aceitação, é a meta final e o último ajustamento psicológico de uma pessoa com incapacidade. Um indivíduo nessa fase tem que saber gerir as reacções emocionais face à incapacidade. Essa pessoa tem que ser realista em relação às suas limitações e estar psicologicamente pronta para fazer o melhor uso do seu potencial. A intervenção dos engenheiros especializados em reabilitação ou técnicos de apoio durante o reconhecimento e fase de aceitação do ajustamento psicossocial à deficiência é geralmente adequada e eficaz. O envolvimento do indivíduo na identificação de necessidades, planeamento da abordagem e escolha de alternativas possíveis pode ser muito benéfico tanto psicologicamente quanto fisicamente.

## **2.2. Princípios de avaliação da Tecnologia de Apoio**

A Engenharia associada à temática da reabilitação precisa não só de se suportar nos princípios físicos que regem o desenvolvimento de projectos, mas também deve respeitar alguns princípios fundamentais que regem as aplicações das tecnologias para pessoas com incapacidade. Para haver sucesso, as necessidades, as preferências, as habilidades, as limitações e até mesmo o ambiente do indivíduo que procura a tecnologia de apoio devem ser cuidadosamente considerados. Há pelo menos cinco grandes ideias equivocadas no campo da Tecnologia de Apoio (Enderle & Bronzino, 2005):

Equívoco nº1: “A Tecnologia de Apoio pode resolver todos os problemas”. Apesar dos dispositivos de apoio poderem facilitar a realização de tarefas, a tecnologia sozinha não pode minimizar todas as dificuldades que acompanham uma incapacidade.

Equívoco nº2: “As pessoas com a mesma incapacidade precisam dos mesmos dispositivos de apoio”. A Tecnologia de Apoio deve ser individualizada porque pessoas com incapacidades similares podem ter diferentes necessidades, desejos e preferências (Wessels *et al*, 2003).

Equívoco nº3: “A Tecnologia de Apoio é necessariamente complexa e dispendiosa”. Por vezes, dispositivos de baixa tecnologia são os mais adequados e até mesmo preferidos pela sua simplicidade, facilidade de uso e manutenção, e baixo custo.

Equívoco nº4: “As prescrições de Tecnologia de Apoio são precisas e óptimas”. As experiências demonstram claramente que a aplicação da tecnologia para pessoas com incapacidade é inexacta e vai-se alterando a longo do tempo (Philips & Zhao, 1993).

Equívoco nº5: “A Tecnologia de Apoio será sempre usada”. Segundo NHIS (1990), cerca de um terço dos dispositivos de apoio desnecessários para a sobrevivência não são utilizados ou são abandonados, apenas 3 meses depois de serem adquiridos inicialmente.

Além de evitar equívocos comuns, um engenheiro especializado em sistemas de reabilitação e tecnólogo deve seguir alguns princípios que têm provado serem úteis na aplicação da Tecnologia de Apoio apropriada para a pessoa ou consumidor. A adesão a estes princípios irá aumentar a probabilidade dessa tecnologia ser aceite e plenamente utilizada (Enderle & Bronzino, 2005).

Princípio nº1: Os objectivos do utilizador, as necessidades e as tarefas devem ser claramente definidas, listadas, e incorporadas o mais cedo possível no processo de intervenção. Para evitar o desconhecimento das necessidades e dos objectivos, devem ser usadas, de forma antecipada, listas de verificação, isto é, *checklists*.

Princípio nº2: O envolvimento dos profissionais de reabilitação, com diferentes competências e conhecimentos irá maximizar a probabilidade de um resultado satisfatório. Dependendo da finalidade e do ambiente em que o dispositivo de Tecnologia de Apoio será utilizado, atribuir-se-á o número de profissionais que devem participar no processo de adequação da tecnologia às necessidades de uma pessoa.

Princípio nº3: As preferências do utilizador, as habilidades e limitações cognitivas e físicas, a situação de vida, a tolerância para a tecnologia, e as prováveis mudanças no futuro devem ser cuidadosamente avaliadas, analisadas e quantificadas. Os Engenheiros associados às questões da Reabilitação acharão que um vocabulário altamente descritivo e uma linguagem qualitativa, utilizada pelos profissionais não-técnicos, precisa de ser traduzida em atributos que possam ser medidos e quantificados.

Princípio nº4: Deve-se fazer uma consideração cuidadosa e minuciosa da tecnologia disponível para atender às necessidades do utilizador, com vista a evitar o fracasso de soluções potencialmente úteis. As bases de dados electrónicas (por exemplo, *sites* de Tecnologia de Apoio e *sites* dos principais fornecedores da tecnologia) podem muitas vezes fornecer, ao engenheiro envolvido na temática na reabilitação ou de apoio técnico, uma visão inicial dos dispositivos potencialmente úteis para aconselhar ao consumidor.

Princípio nº5: As preferências e escolhas do utilizador devem ser levadas em conta na escolha do dispositivo de apoio. A principal razão de a Tecnologia de Apoio ser rejeitada ou mal utilizada é devido à falta de consideração no que respeita às necessidades e preferências do utilizador. Durante todo o processo de procura da tecnologia adequada, o consumidor final dessa tecnologia deve ser visto como um parceiro, uma das partes interessadas, e não como um receptor passivo e desinteressado dos serviços.

Princípio nº6: Os dispositivos de Tecnologia de Apoio devem ser personalizados e instalados no local onde primariamente serão utilizados. Muitas vezes, situações aparentemente insignificantes acerca do local de utilização podem significar o sucesso ou o fracasso da aplicação da Tecnologia de Apoio.

Princípio nº7: Não basta o utilizador estar treinado para usar o dispositivo de apoio. Os intervenientes ou membros da família também devem estar cientes da finalidade, benefícios e limitações do dispositivo.

Princípio nº8. O acompanhamento, o reajuste e a reavaliação dos padrões de uso e das necessidades são necessários em intervalos periódicos. Durante os primeiros 6 meses após a entrega do aparelho de Tecnologia de Apoio, o utilizador e os outros intervenientes procuram aprender a acomodar-se ao novo dispositivo. Como as pessoas envolvidas e o ambiente mudam, o que funcionou inicialmente pode tornar-se inadequado, e o dispositivo de apoio pode precisar de ser reconfigurado ou optimizado novamente. O acompanhamento periódico e os reajustes irão diminuir o abandono da tecnologia e, conseqüente, o desperdício de tempo e recursos.

### 2.3. Princípios da Engenharia associada à temática da Reabilitação

O conhecimento e as técnicas de diferentes disciplinas devem ser utilizados para projectar soluções tecnológicas que possam aliviar os problemas causados por várias condições incapacitantes. Visto que a Engenharia associada à Reabilitação (doravante denominada Engenharia de Reabilitação) embora envolva efectivamente questões relacionadas com sistemas biónicos, é intrinsecamente multidisciplinar, pelo que a

identificação dos princípios universalmente aplicáveis para este campo emergente é difícil. Muitas vezes, os princípios mais relevantes dependem do problema específico a ser examinado. Por exemplo, os princípios das áreas de engenharia relacionadas com a electrónica e com os sistemas de comunicação são fundamentais na concepção de um sistema de controlo ambiental que poderá ser integrado na cadeira de rodas eléctrica de um utilizador. No entanto, quando o objectivo é desenvolver um implante de ortóteses de estimulação eléctrica funcional de um membro superior prejudicado pela lesão da medula espinhal, os princípios da fisiologia neuromuscular, biomecânica, biomateriais e sistemas de controlo seriam os mais aplicáveis.

Seja qual for a incapacidade a ser superada, a engenharia de reabilitação é inerentemente orientada por um projecto. O projecto é o processo criativo de identificação de necessidades e elaboração de um dispositivo auxiliar para preencher essas necessidades. É essencial uma abordagem sistemática para completar com sucesso um projecto de reabilitação. Os elementos-chave do processo de *design* envolvem as seguintes etapas sequenciais: análise, síntese, avaliação, decisão e implementação (Enderle & Bronzino, 2005).

### Análise

É necessária uma investigação aprofundada do problema, antes que qualquer solução significativa possa ser encontrada. Deve-se responder a questões como: onde, quando e quantas vezes o problema surge. Qual é o ambiente ou a situação de trabalho? Como é que outros executaram a tarefa? Quais são as restrições ambientais (tamanho, velocidade, peso, localização, interface física, entre outras)? Quais são as limitações psicossociais (preferências do utilizador, apoio de outros, tolerância às tecnologias, habilidades cognitivas)? Quais são as considerações de ordem financeira (preço de compra, aluguer, períodos experimentais, manutenção e reparação do plano interventivo)? As respostas a estas perguntas irão exigir uma investigação diligente e dados quantitativos, como o peso e o tamanho a ser levantado, a forma e a textura do objecto a ser manipulado, e as características operacionais do dispositivo pretendido. A análise do problema deverá confluir numa lista de características de desempenho operacional ou especificações que a solução “ideal” deverá possuir. Essa lista de especificações de desempenho poderá servir como um guia para a escolha da melhor solução, em fases posteriores do processo de concepção.

### Síntese

Embora não seja estritamente sequencial, a síntese das possíveis soluções geralmente segue a análise do problema. É uma actividade criativa que é orientada por princípios de engenharia apoiados por manuais, revistas de *design*, catálogos do produto, e em consulta com outros profissionais. Geralmente, ao realizar-se e avaliar-se a lista de possíveis soluções, é atingida uma compreensão mais profunda do problema, surgindo outras soluções, previamente não aparentes. Um último ponto recomendado para a fase de síntese inclui esboços e descrições técnicas de cada solução experimental.

### Avaliação

Dependendo da complexidade do problema e de outras restrições como tempo e custo, as duas ou três soluções mais promissoras devem ser submetidas a uma avaliação adicional, eventualmente através de ensaios de campo com protótipos, simulações de computador e/ou desenhos mecânicos detalhados. Durante todo o processo de avaliação, tanto o utilizador final, como todas as outras partes interessadas no problema, devem ser consultadas. Os resultados experimentais dos ensaios de campo devem ser cuidadosamente registados para posterior análise. Um método útil para avaliar soluções promissoras é usar gráficos de comparação quantitativa para avaliar quão bem cada solução atende ou excede as especificações de desempenho e as características operacionais, tendo por base a análise do problema.

### Decisão

A escolha da solução final é muitas vezes tomada mais facilmente quando se entende que a solução definitiva envolve geralmente um compromisso. Depois de comparar as diversas soluções promissoras, mais do que uma pode parecer igualmente satisfatória. Neste ponto, a decisão final pode ser feita com base na preferência do utilizador ou nalgum outro factor que é difícil de antecipar. Por vezes, a escolha da solução final pode envolver a consulta com alguém que possa ter vivenciado um problema semelhante. Porém, o que é mais importante considerar cuidadosamente é a preferência do utilizador.

### Implementação

Para fabricar, ajustar e implementar a solução final (ou a melhor até então) é requerido o planeamento de projectos adicionais que, dependendo do tamanho do projecto, pode ir desde uma simples lista de tarefas a um complexo conjunto de actividades programadas, envolvendo muitas pessoas com habilidades diferentes.

# Biomecânica de Reabilitação

---

### 3.1. Introdução

A biomecânica de reabilitação é um campo de estudo que aborda o impacto da deficiência e a eficácia das terapias de reabilitação no desempenho humano (Wiley, 2006). São aplicados princípios físicos e de engenharia para avaliar e resolver défices no desempenho motor, assim como reduzir o risco de lesões nos tecidos corporais, e maximizar a eficiência no desempenho de tarefas. Na reabilitação, as tarefas analisadas referem-se frequentemente às actividades da vida diária (AVD) e às relacionadas com o trabalho, onde se pretende maximizar a qualidade de vida e a participação dos indivíduos. A biomecânica de reabilitação tem evoluído através de colaborações multidisciplinares entre investigadores e clínicos nas áreas da fisioterapia e terapia ocupacional, fisiologia do exercício, engenharia, física, ergonomia, cinesiologia e medicina.

As avaliações biomecânicas na reabilitação são também muitas vezes realizadas em laboratórios de pesquisa especializados. No entanto, mais recentemente, muitas ferramentas de pesquisa têm sido aplicadas em ambiente clínico, visto que os sistemas de medida têm-se tornado mais automatizados e eficazes. Como exemplo, podem-se citar as medições do momento isocinético para avaliar a força; a análise do movimento em duas e três dimensões para avaliar a marcha, a habilidade e a eficiência com que o movimento é feito; as plataformas de força para medir o equilíbrio; a electromiografia para medir a actividade dos músculos; entre outros. O uso da biomecânica de reabilitação é discutido no contexto da avaliação funcional, intervenções terapêuticas, e equipamentos incluindo cadeiras de rodas, próteses e ortóteses. Os tópicos discutidos neste capítulo incluem cinemática, cinética e análise energética do movimento humano, quer em indivíduos jovens e envelhecidos, quer em indivíduos com lesões músculo-esqueléticas ou deficiências neurológicas.

As avaliações biomecânicas são frequentemente utilizadas pelos clínicos e investigadores na reabilitação, como uma ferramenta quantitativa para uma avaliação objectiva do desempenho humano durante certas actividades diárias e essenciais, como caminhar, empurrar/puxar, levantar, saltar, e tarefas relacionadas com o emprego (por exemplo, conduzir, escrever, estar de pé, estar sentado, estar ajoelhado). Para além disso, estas avaliações estimam o potencial risco para o desenvolvimento de uma deficiência adquirida (por exemplo, lesões por esforço repetitivo, fractura do quadril, rompimento de ligamentos/tendões), como resultado da execução de tarefas que podem ser desgastantes para determinados tecidos. Podem ainda ser usadas para sugerir eventuais estratégias para o

restabelecimento do equilíbrio durante a marcha, quando pela falta deste podem haver riscos como escorregar ou cair. Tais avaliações são executadas repetidamente durante um período de tempo, para monitorizar o progresso de um indivíduo (por exemplo, após uma intervenção cirúrgica).

Uma observação directa do indivíduo que executa a tarefa e uma clara compreensão do problema são o primeiro passo para uma avaliação biomecânica. Os detalhes sobre o problema devem ser recolhidos através de entrevistas e questionários pessoais. Estas informações são utilizadas para determinar as variáveis biomecânicas que irão descrever com precisão a situação a ser analisada. A vantagem de uma avaliação biomecânica reside na medição imparcial das variáveis chave que são usadas para definir o desempenho da tarefa. As ferramentas de medição personalizadas que são capazes de gravar os movimentos do corpo (posição e velocidade), as forças e momentos aplicados, a distribuição da pressão e os padrões de activação muscular são utilizados para recolher as medidas chave. São necessárias medidas precisas e confiáveis para avaliar a eficácia das estratégias de intervenção ou fazer comparações. Assim, é importante utilizarem-se sistemas que foram devidamente calibrados e que proporcionam sinais com o mínimo de ruído e artefactos (Gwinn, 2000).

Uma vez recolhidas as medidas, o passo seguinte da avaliação biomecânica consiste no processo de análise dos dados, o que implica o condicionamento de dados e o cálculo das principais variáveis. O condicionamento é feito através da filtragem dos dados, de modo a eliminar o ruído e os erros dos sinais. Utilizando os sinais processados, as principais variáveis que descrevem a tarefa são calculadas computacionalmente. A interpretação das medidas e das variáveis-chave é a etapa final. As características individuais, como o sexo, a idade e o peso do corpo, podem ajudar na interpretação dos achados biomecânicos. Por exemplo, certos estudos de investigação têm evidenciado diferenças distintas na maneira com que os homens e as mulheres caminham e na sua susceptibilidade aos ferimentos (Chappell *et al.*, 2002; Lephart *et al.*, 2002; Malinzak *et al.*, 2001; Zeller *et al.*, 2003).

De seguida, encontra-se uma breve descrição dos métodos usados na biomecânica de reabilitação, seguido de exemplos clínicos que empregam esses métodos, as suas limitações e a orientação futura da biomecânica de reabilitação.

### **3.2. Métodos usados na biomecânica de reabilitação**

As medições realizadas na biomecânica de reabilitação são a quantificação das variáveis relacionadas com o movimento humano. Mais especificamente, as medidas são recolhidas sobre a posição do corpo num todo e dos segmentos individuais do corpo (cinemática) e sobre as forças que causam ou resultam do movimento (cinética). Certas medidas adicionais como o gasto energético, a activação do músculo, e a distribuição da pressão também podem ser úteis para o estudo dos problemas na reabilitação (Wiley, 2006).

### 3.2.1. Cinemática

#### Definição

A cinemática é o estudo do movimento independente de forças. As variáveis cinemáticas na reabilitação podem incluir deslocamentos lineares e angulares, velocidades, e acelerações. Os dados de posição são registados em pontos anatómicos, centros de massa dos segmentos, e pontos pertinentes sobre qualquer superfície ou dispositivo que interage com a pessoa. Os dados cinemáticos estão relacionados com um ponto fixo (por exemplo, o chão de um laboratório ou clínica) ou então com um ponto ou objecto no corpo.

O movimento tridimensional (3D) do corpo é geralmente descrito em três planos anatómicos: frontal, transversal e sagital, segundo um sistema de coordenadas de referência (ver Figura 2). Nesse sistema de coordenadas, fala-se em superior e inferior quando nos estamos a referir à parte positiva ou negativa do eixo vertical  $y$ , anterior ou posterior para a parte positiva ou negativa do eixo horizontal  $x$ , e lateral ou medial para a parte positiva ou negativa do eixo horizontal  $z$ , respectivamente em todos os eixos.

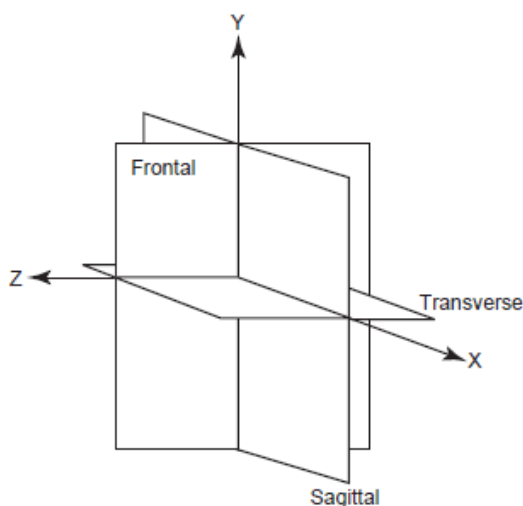


Figura 2 - Sistema de coordenadas de referência com três planos anatómicos.  
*Adaptado de Wiley (2006).*

#### Medição

São utilizados inúmeros métodos para a aquisição de dados cinemáticos, como goniómetros, acelerómetros e sistemas de vídeo e captura de movimento. Os goniómetros são dispositivos que servem para medir a amplitude dos ângulos formados pelas articulações em diversos movimentos. São adequados para medir pequenos movimentos (por exemplo, movimentos das mãos e dedos) ou para medições simples e directas de ângulos comuns (por exemplo, ângulo de flexão - extensão do joelho). A goniometria constitui um passo essencial na avaliação da função do paciente com incapacidade muscular, neurológica ou esquelética.

Os acelerómetros são também utilizados para fazer um registo directo dos dados cinemáticos de aceleração. Consistem em pequenos transdutores de força que incorporam uma massa fixa. Quando aplicada a segunda lei de Newton, “A resultante das forças aplicadas

sobre um ponto material é igual ao produto da sua massa pela aceleração adquirida” e quando a massa é estável, as mudanças na força são proporcionais à aceleração. Os acelerómetros triaxiais (acelerómetros uniaxiais montados segundo eixos ortogonais) são necessários para obter as componentes 3D da aceleração e a aceleração resultante. Os acelerómetros são os melhores dispositivos para a medição de vibrações ou impactos, onde grandes acelerações podem ocorrer com pequenos movimentos. Eles são comumente utilizados para medir o nível de actividade geral ou gasto energético total (Jakicic *et al.*, 1997). Os acelerómetros também podem auxiliar na análise do stress colocado sobre os ossos durante a caminhada ou corrida (Lafortune, 1991). Estes dispositivos têm sido utilizados na análise da marcha para examinar o equilíbrio ou acompanhar o progresso da terapia (Mayagoitia *et al.*, 1998).

Para movimentos complexos, o meio mais adequado para o registo dos dados cinemáticos é um sistema de captura de imagem ou movimento. Os estudos cinematográficos incluem a filmagem do indivíduo, utilizando vídeo analógico ou digital de alta velocidade, e por vezes um espelho. Pelo menos duas câmaras são necessárias para a determinação do movimento 3D. Mais câmaras serão necessárias se o movimento for mais complexo, como torcer ou girar (Hinrichs & McLean, 1995).

Os sistemas electromagnéticos tornaram-se poderosas ferramentas para a recolha de dados cinemáticos num cenário de reabilitação. Têm a vantagem de registar o movimento em tempo real sem necessidade de “linha-de-visão”. Os sistemas electromagnéticos são constituídos por um transmissor e vários receptores leves que são colocados em marcos do corpo. O transmissor é uma tríade de bobines electromagnéticas encapsulada num plástico que emite campos magnéticos. O transmissor é o quadro de referência para as medições do receptor e é colocado numa posição fixa perto do corpo. Cada receptor contém uma tríade de bobines electromagnéticas cuja posição e orientação 3D é precisamente medida com base na distorção de campos do transmissor. Uma desvantagem deste sistema é que os metais não ferrosos podem interferir com o sinal. Em contextos de reabilitação, o metal é comum (por exemplo, cadeiras de rodas, placas de força). Para além disso, estes sistemas são ideais para medir pequenos movimentos (por exemplo, movimento entre cabeça e braços), em oposição aos grandes movimentos (por exemplo, correr e saltar), porque o transmissor deve permanecer na proximidade (geralmente menos de 3 metros) para os sinais serem precisos.

Os sistemas de medição previamente descritos são não invasivos, com pouco ou nenhum risco para o paciente ou participante da investigação. No entanto, existe algum grau de erro quando se utilizam métodos não invasivos por causa do movimento da pele que está sob os marcadores ou sensores, especialmente se estes forem colocados em proeminências ósseas (Karduna *et al.*, 1998; Andriacchi *et al.*, 1998; Alexander & Andriacchi, 2001).

### Interpretação e Aplicação

Uma vez gravada e condicionada a posição do corpo, é muitas vezes necessária uma análise mais aprofundada para explorar as associações entre variáveis cinemáticas adicionais e o estado funcional do paciente ou resultados da reabilitação. As variáveis cinemáticas como ângulos das articulações, velocidades e acelerações são frequentemente examinadas para caracterizar o desempenho da tarefa e o risco de lesão. Estas variáveis podem ser calculadas em termos absolutos ou locais. Os dados da posição são registados em termos absolutos, tal que as coordenadas do marcador  $x$ ,  $y$ , e  $z$  são dadas em relação a um referencial fixo  $o_0 = \{0,0,0\}$  num laboratório ou sistema de coordenadas global (SCG). Os ângulos absolutos são calculados directamente dos dados de posição gravados.

Mais significativo para o profissional de reabilitação é o movimento relativo entre dois segmentos. Na maioria das aplicações de reabilitação, os ângulos são frequentemente calculados utilizando um sistema de coordenadas local. Esta abordagem envolve o uso dos dados de posição gravados para formar sistemas de coordenadas localizados para cada segmento do corpo e posterior cálculo dos ângulos relativos entre os segmentos. Por exemplo, é formado um sistema de coordenadas local para ambas as mãos e antebraços, a fim de determinar o movimento do pulso comum (Figura 3).

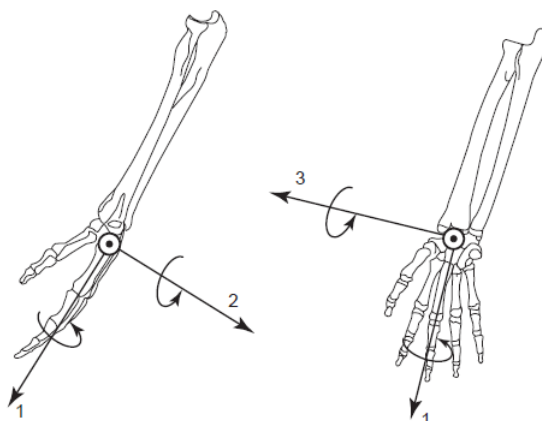


Figura 3 - Sistema de Coordenadas Local para a mão. Adaptado de Wiley (2006).

Normalmente, em aplicações de reabilitação são utilizados alguns parâmetros cinemáticos adicionais, como a velocidade angular e linear, e a aceleração. Esses parâmetros são importantes para descrever os movimentos do corpo ou movimento de um dispositivo de apoio.

### 3.2.2. Cinética

#### Definição

A cinética é o estudo das forças aplicadas por um indivíduo e sobre o indivíduo. Nas aplicações de reabilitação é desejável compreender as forças que são necessárias para manter o equilíbrio estático ou as forças que fazem ocorrer algum tipo de movimento.

#### Medição

Com mais frequência, o profissional de reabilitação está interessado nas forças envolvidas no movimento. As placas de força e as células de carga são comumente utilizadas para medir a força exercida pelo corpo. Estas podem ser determinadas utilizando a terceira lei de Newton. As placas de força são plataformas planas e duras, cujas propriedades resistivas se alteram com a força, ou então cristais piezoelétricos, que geram uma variação de carga eléctrica quando submetidos a uma pressão. A variação de resistência ou de carga eléctrica corresponde a uma variação na tensão, que é amplificada e dirigida para um conversor analógico/digital. O conversor envia os dados recebidos para um computador para posterior visualização e armazenamento. Um processo de calibração, normalmente realizado pelo fabricante, irá determinar a relação (linear) entre a tensão, a força e o momento, e fornecerá aos utilizadores, com equações para a conversão, as tensões para as actuais forças e momentos. Anexando diversos sensores, orientados perpendicularmente uns relativamente aos outros, podem ser determinados as forças e os momentos 3D que estão a actuar sobre a placa. As plataformas de força podem ser usadas para estimar o coeficiente de atrito instantâneo necessário para parar o pé de deslizar. Também podem ser medidas as propriedades de amortecimento do calçado e dos pés protésicos (Wiley, 2006).

As células de carga funcionam da mesma forma, mas em vez de serem montadas com extensómetros ou cristais piezoelétricos numa chapa plana, são montadas dentro de uma estrutura cilíndrica que pode ser segura a objectos ou superfícies que interagem com os indivíduos (VanSickle *et al.*, 1995; Wang *et al.*, 1996).

#### Interpretação e Aplicação

As leis do movimento de Newton auxiliam na resolução de problemas, onde as forças são de especial interesse para os profissionais de reabilitação.

### 3.2.3. Pressão de Interface

#### Definição

A força por unidade de área, i. e., a pressão, é outra variável comum para as aplicações de reabilitação como cadeiras de rodas, na prevenção do desenvolvimento de úlceras de pressão e no projecto de próteses e ortóteses. A formação de úlceras de pressão é

extremamente complexa e pode ser atribuída a uma série de factores, tais como pressão uniaxial excessiva, fricção e forças tangenciais, calor, humidade, incontinência, idade, má nutrição, perda sensorial e imobilidade. A pressão é considerada como a principal contribuinte para a formação de úlceras (Wiley, 2006).

### Medição

Estão disponíveis no mercado várias ferramentas que medem a pressão de interface e, como tal, têm sido desenvolvidos vários dispositivos de reabilitação destinados à minimização da pressão sobre a pele e proeminências ósseas.

Os dispositivos de medição de pressão consistem em extensómetros resistivos ou num filme sensível à pressão, que é inserido entre duas superfícies para registar a pressão de contacto ou de interface. Os sistemas de mapeamento de pressão são constituídos por matrizes de pequeno porte, com uma fina película táctil de sensores de pressão para que a pressão possa ser observada para diferentes regiões do corpo. São muito úteis em situações onde o indivíduo não tem sensibilidade (por causa da paralisia ou neuropatia) e, portanto, pode não sentir o desconforto de aumentos de pressões (Winter, 1990).

Existem outros dispositivos sensitivos de pressão, como as películas/filmes com sensores de pressão, que têm uma maior relação custo-eficácia e fornecem uma impressão estática da distribuição da pressão entre as duas superfícies. Esta película é limitada em termos de tempo, enquanto que os sistemas de mapeamento de pressão são dinâmicos e os registos de pressão podem ser armazenados directamente num computador.

### Interpretação e Aplicação

Recentemente, a análise por Elementos Finitos (*FEA - Finite Elements Analysis*) ganhou popularidade devido ao aumento da capacidade computacional e velocidade de processamento. A *FEA* é um método numérico computacional desenvolvido principalmente para o cálculo de forças e do comportamento de estruturas. No entanto, alguns investigadores têm visto a *FEA* como uma ferramenta útil para examinar os efeitos da carga sobre os tecidos moles e ossos. Na *FEA*, uma estrutura é dividida em blocos menores ou elementos cujo comportamento pode ser descrito com um conjunto de equações. Para construir as estruturas, os elementos são ligados entre si e as equações são ligadas para descrever o comportamento de toda a estrutura, quando esta é submetida a específicas condições de carga. Para que um modelo *FEA* seja preciso, é necessária a definição detalhada da geometria, bem como o estudo das propriedades antropomórficas das estruturas do corpo (no osso, por exemplo, tamanhos, forma, densidade, inserções musculares) (Pitzen *et al.*, 2002; Zhang *et al.*, 1995; Zachariah & Sanders, 1996).

### 3.2.4. Electromiografia

#### Definição

A electromiografia (EMG) é o registo dos potenciais eléctricos que resultam da actividade electrofisiológica muscular ao longo do tempo (eMedicineHealth, 2010). Em reabilitação, faz-se uso da EMG para quantificar esforço muscular, a duração e a intensidade da actividade do músculo durante as tarefas de interesse (por exemplo, elevação, caminhada, exercício físico). A EMG ajuda a identificar as magnitudes de activação do músculo em indivíduos em fase de reabilitação, comparando com indivíduos saudáveis.

#### Medição

A EMG é monitorizada através de sensores colocados na superfície da pele, ou por sensores intersticiais que são introduzidos junto aos músculos em análise. Como a amplitude do sinal é reduzida, este será pré-amplificado junto do sensor e enviado para uma unidade que irá condicionar o sinal (nova amplificação e filtragem passa-banda), remover o ruído de alta frequência associado às características electromagnéticas do ambiente e o ruído de baixa frequência associado ao movimento da pessoa em causa. De seguida, o sinal analógico é convertido num sinal digital e armazenado. Para a EMG de superfície, a taxa mínima de amostragem é de aproximadamente 1000 Hz, enquanto que, para a EMG invasiva, a taxa mínima de amostragem é de 2000 Hz (Wiley, 2006).

#### Interpretação e Aplicação

A amplitude da tensão do electromiograma (EMG) varia consideravelmente entre os indivíduos, dependendo da quantidade de tecido entre as fibras musculares e o eléctrodo. A medição é influenciada por diversos factores, como a temperatura, os níveis de electrólito, a colocação dos eléctrodos, os tecidos de gordura, a humidade e a hidratação (Callaghan *et al.*, 2001). Assim, o sinal de EMG é geralmente normalizado a referências padrão para o indivíduo, tal como o sinal obtido durante uma contracção isométrica voluntária máxima (*MVIC - maximal voluntary isometric contraction*) ou durante uma tarefa padronizada entre indivíduos (por exemplo, levantar de uma cadeira).

### 3.2.5. Antropometria

#### Definição

A antropometria é definida como a ciência que estuda o corpo humano. É um ramo das ciências biológicas que tem como objectivo estudar os caracteres mensuráveis da morfologia humana (Santos & Fujão, 2003). Os dados antropométricos são necessários como entradas para um modelo biomecânico (por exemplo, o centro de massa de um segmento e

respectivo peso) e para a compreensão da relação entre as medidas do corpo e do desempenho de determinada tarefa.

### Medição

Geralmente, são feitos dois tipos básicos de antropometria: a estática e a funcional. A primeira refere-se à medição das propriedades fixas do corpo como por exemplo, massa, densidade e comprimento dos membros (Wiley, 2006). Na antropometria funcional existem sistemas de medida directos e indirectos. Nos sistemas directos destaca-se a acelerometria (que permite obter a velocidade de um movimento) e a goniometria (que permite obter ângulos entre segmentos corporais). Nos sistemas indirectos encontram-se os sistemas fotogramétricos que seguem vários passos. Em primeiro lugar, existe a recolha das dimensões antropométricas estruturais (dimensões lineares, centros de gravidade e massas segmentares). Em segundo lugar, procede-se à filmagem da execução de uma tarefa motora. Em terceiro, acede-se à trajectória do movimento total e, por último, calculam-se as velocidades e as acelerações angulares. Com os métodos directos e indirectos é possível obter dados referentes à posição, velocidade e aceleração segmentares que nos permitem calcular o alcance, força e postura de um indivíduo (Santos & Fujão, 2003).

### Interpretação e Aplicação

Para os modelos biomecânicos, o tamanho físico, a massa e as propriedades inerciais dos segmentos do corpo são parâmetros de entrada indispensáveis. O comprimento dos segmentos é normalmente determinado a partir da distância entre os limites de cada extremidade, mas pode também ser estimado a partir de estudos que estimam o comprimento de cada segmento como uma percentagem da estatura total do corpo (Contini *et al.*, 1963). Cada segmento do corpo tem uma composição única de tecido, gordura, ossos e músculos. As determinações de massa segmentar, os momentos de inércia e os centros de massa locais são dependentes do conhecimento da densidade e volume de vários tecidos dentro do segmento e de como eles estão distribuídos por todo o segmento.

## **3.2.6. Modelos Biomecânicos**

### Definição

Existem dois tipos de modelos: os de dinâmica inversa e os de dinâmica directa. Os modelos de dinâmica inversa permitem estimar as forças internas (por exemplo, numa articulação) a partir das medições de forças externas, dados cinemáticos e antropométricos. Os modelos de dinâmica directa são utilizados quando as forças internas são conhecidas e é determinado o movimento resultante.

### Medição

Os modelos biomecânicos requerem múltiplas medidas, incluindo as medidas cinéticas como por exemplo, as forças externas que actuam nos segmentos do corpo (solução inversa) ou forças internas (solução directa); as cinemáticas como por exemplo, posição, velocidade e aceleração dos segmentos do corpo; e as antropométricas como por exemplo, a massa do segmento, o centro de massa, o comprimento e o momento de inércia (Wiley, 2006).

### Interpretação e Aplicação

Com a actual tecnologia e métodos, é mais fácil medir os movimentos do corpo do que as forças internas e, portanto, os modelos de dinâmica inversa são mais vulgarmente utilizados em aplicações de reabilitação. Esses modelos têm sido utilizados para examinar a carga conjunta durante uma certa actividade, como caminhar, após ter sido realizado um procedimento cirúrgico (como a substituição da anca), uma intervenção terapêutica (como o exercício ou terapia) ou durante a utilização de próteses, ortóteses e dispositivos de apoio (como andarilhos, bengalas ou cadeiras de rodas). Os modelos podem também ser utilizados para entender como as forças e os momentos que actuam nas articulações críticas (por exemplo, no pulso, ombro, quadril e joelho) podem estar relacionados com o desenvolvimento de uma incapacidade ou lesão (Cooper, 1995).

## **3.3. Exemplos Clínicos**

### **3.3.1. Quantificação da marcha**

A análise da marcha inclui a identificação dos parâmetros gerais, no tempo e no espaço, frequentemente utilizados para comparar padrões de marcha em populações saudáveis e clínicas, ou entre adultos mais jovens e mais velhos. Os parâmetros espaciais básicos da marcha utilizados são: o comprimento do passo largo; o comprimento do passo normal; a largura do passo e o ângulo do dedo exterior do pé (figura 4). O comprimento do passo é a distância pela qual um dos pés se move para a frente do outro. A largura do pé é a distância lado a lado entre as linhas centrais de cada pé. O ângulo do dedo exterior é o ângulo entre a linha mediana do pé e a linha de progressão.

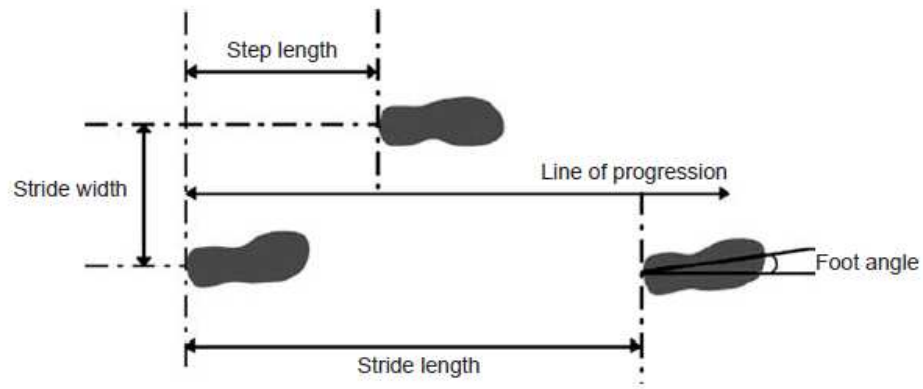


Figura 4 - Ilustração dos parâmetros espaciais básicos utilizados na avaliação da marcha. Retirado e adaptado de Wiley Interscience (2010).

Os parâmetros temporais básicos da marcha utilizados são a velocidade, a frequência e o tempo que demoram o passo largo e o passo largo. A velocidade é a taxa de movimento linear ao longo da linha de progressão do centro de massa do corpo. A frequência é número de passos dados por minuto. O tempo do passo largo corresponde ao tempo necessário para completar um ciclo da marcha (desde que o calcanhar deixa de estar em contacto com o solo até o mesmo acontecer com o mesmo calcanhar). Por outro lado, o tempo do passo normal refere-se ao tempo que decorre entre o contacto dos pés com o solo, de uma forma consecutiva.

As medições da marcha são afectadas por características individuais (por exemplo, sexo, tamanho, peso e idade) e condições ambientais (por exemplo, interior versus exterior e superfície do solo). As características de uma marcha perfeita incluem a simetria ou igual comprimento do passo direito e esquerdo e os tempos entre as sucessivas fases de postura e balanço. Quando as forças e os momentos que actuam na direcção oposta à linha de progressão são minimizados, a energia é conservada. As lesões e a inflexibilidade dos músculos e tecidos conectivos influenciam o desempenho e a eficiência da marcha. As características padrão de uma marcha pouco eficiente podem incluir o balanço excessivo da anca, a rotação excessiva do tronco, o balanço excessivo dos braços e os movimentos laterais da anca, do joelho e dos pés (movimentos que são perpendiculares à linha de progressão). Se os músculos antagonistas (músculos que estabilizam as articulações) e os ligamentos forem prejudicados, os músculos agonistas (principais músculos que movem a articulação) deverão exercer mais força para mover as articulações através das amplitudes normais do movimento. O desequilíbrio nas forças geradas pelos músculos pode levar a um aumento do gasto energético. Um “empurrão”, por exemplo, aumenta a componente vertical do centro de massa do corpo, o que aumenta o custo da energia através de um aumento do trabalho contra a gravidade (Perkins, 1978).

Os factores ambientais, como o coeficiente de atrito do solo e as propriedades de amortecimento, também influenciam na marcha. As forças de reacção do solo são necessárias

para gerar forças propulsivas durante a marcha. As superfícies com baixo coeficiente de atrito exercem menores forças de reacção do solo, reduzindo assim a eficiência da propulsão. As superfícies com elevada capacidade de amortecimento “absorvem” grandes quantidades de energia. As pessoas com incapacidade ou deficiência serão mais afectadas por mudanças no ambiente do que uma pessoa perfeitamente saudável.

O equipamento padrão utilizado para analisar os padrões de marcha inclui placas de força para medir a força de reacção do solo e um sistema de análise de movimento para examinar a posição dos segmentos corporais. Os modelos de dinâmica inversa são utilizados para determinar a cinética e a cinemática das articulações. A EMG e os sistemas de medição metabólica fornecem informações adicionais acerca da eficiência da marcha e da intensidade e tempo da actividade muscular. Para além dos parâmetros básicos da marcha, parâmetros adicionais podem incluir a amplitude de movimento, as velocidades e acelerações dos segmentos corporais e articulações, as forças e os momentos nas articulações, a oscilação postural (desvios no centro de massa do corpo e no centro de pressão), o trabalho total e o trabalho das articulações (Wiley, 2006).

### 3.3.2. Défices no controlo da postura e avaliação do risco de queda

É importante uma compreensão das razões biomecânicas para um indivíduo cair em resposta a uma perturbação externa (por exemplo, escorregar). Esta informação é útil no desenvolvimento de programas de prevenção de quedas e reabilitação voltados para melhorar as respostas motoras quando o equilíbrio é perturbado. A simples tarefa de andar sobre piso seco exige a realização de processos complexos envolvidos na iniciação do movimento e na manutenção do equilíbrio. Na presença de ambientes escorregadios, a prevenção de quedas torna-se mais desafiante, exigindo reacções correctivas biomecânicas adequadas para recuperar de situações de deslizamento. As descobertas feitas nos estudos biomecânicos da marcha têm sido importantes nas pesquisas acerca da prevenção de quedas/deslizamentos (Redfern *et al.*, 2001; Hanson *et al.*, 1999; Perkins, 1978; Strandberg & Lanshammar, 1981; Rhoades & Miller, 1988; Buczek & Banks, 1996; Buczek *et al.*, 1990; McVay & Redfern, 1994; Redfern & DiPasquale, 1997). Os estudos da marcha têm melhorado a compreensão da complexa relação entre a biomecânica da marcha e as quedas ou deslizes. Por exemplo, a investigação têm permitido identificar os requisitos de atrito necessários para evitar um deslizamento durante a marcha (Hanson *et al.*, 1999; Strandberg & Lanshammar, 1981; Buczek & Banks, 1996; Redfern & DiPasquale, 1997). As variáveis cinemáticas, como a velocidade do calcanhar quando contacta com o solo e comprimento/duração do passo, também podem influenciar risco de escorregar (Rhoades & Miller, 1988; Myung & Smith, 1997).

A fim de evitar uma queda após um deslizamento, o corpo deve gerar uma resposta correctiva rápida e eficaz para restabelecer o equilíbrio dinâmico e manter uma postura

erecta enquanto continua com a tarefa de locomoção. Os momentos correctivos das articulações e as estratégias posturais têm sido identificados experimentalmente durante as reais situações de deslizamento (por exemplo, as reacções de flexão no joelho são importantes na recuperação inicial do deslizamento) (Cham & Redfern, 2001).

A taxa de incidência de quedas significativamente maior em adultos mais velhos em comparação com o resto da população tem motivado extensas investigações preocupadas com o efeito da idade nas alterações a nível neuronal, sensorial e no sistema músculo-esquelético, relacionado com a capacidade de manter equilíbrio durante a posição de repouso, a marcha normal, ou em resposta a perturbações externas. Em particular, a biomecânica de respostas correctivas para grandes perturbações tem sido comparada entre populações mais jovens e mais velhas na tentativa de compreender as razões dos acidentes/quedas entre adultos mais velhos (Maki *et al.*, 2000; Tang & Wollacott, 1999; Thelen *et al.*, 2000; Wojcik *et al.*, 1999). Como parte deste esforço, têm sido levados em conta outros factores humanos dependentes da idade na capacidade de gerar reacções correctivas de sucesso, durante as ditas perturbações. Outros investigadores têm ainda estudado e enfatizado o papel da força dos membros inferiores na identificação do risco de queda e na capacidade de gerar rapidamente momentos correctivos nas articulações desses membros (Kuo & Zajac, 1993; Thelen *et al.*, 1996). Em resumo, esses estudos têm sido muito úteis na compreensão de possíveis indicadores do risco de queda elevado em idosos.

### **3.3.3. Melhorias da marcha com a reabilitação de uma osteoartrite do joelho**

A osteoartrite (OA) ou artrose é uma doença progressiva que tipicamente ocorre em pessoas idosas. A artrose é provocada por um processo de deterioração da cartilagem que, em condições normais, teria a incumbência de evitar o atrito entre as extremidades dos ossos que constituem as articulações móveis, protegendo-as do desgaste. À medida que esta cartilagem vai perdendo a sua elasticidade e se tornando mais fina, até praticamente desaparecer, as extremidades dos ossos vão ficando unidas directamente e sofrendo uma progressiva deterioração que acaba por perturbar o funcionamento da articulação afectada.

Embora ainda não se conheça com exactidão a origem desta deterioração, existe uma série de factores que propiciam o seu aparecimento e favorecem a sua progressão. De facto, em alguns casos, nomeadamente na artrose que afecta as articulações da mão, observa-se uma clara predisposição hereditária para se sofrer da doença, já que a sua incidência é muito mais elevada em determinadas famílias. Para além disso, há uma série de problemas, como é o caso dos traumatismos, dos processos infecciosos, das deformações do esqueleto, da gota, da hemofilia ou da artrite reumatóide, que ao provocarem o aparecimento de determinadas lesões nas articulações favorecem a artrose (Lawrence *et al.*, 1998).

Por outro lado, a artrose é muito mais frequente quando as articulações suportam, de maneira constante ou repetida, uma carga excessiva, sendo nestes casos necessário referir a importância do excesso de peso na evolução da artrose da anca e do joelho, articulações que também se podem deteriorar quando são submetidas a esforços excessivos e constantes. A mesma situação ocorre com as pessoas que se vêem obrigadas a adoptar determinadas posturas durante um determinado período de tempo, pois acabam por forçar alguma das articulações (Wiley, 2006).

Dado que o joelho é a articulação do corpo que é submetida a maiores esforços, constitui um local muito comum de artrose, pois praticamente toda a população é afectada, logo a partir dos 20 anos, por um certo grau de deterioração das cartilagens articulares do joelho, apesar de esta nem sempre originar sinais ou sintomas e, quando o faz, as manifestações apenas costumam surgir após os 45 anos de idade, afectando essencialmente as mulheres. Embora as dores, regra geral, se manifestem em ambos os joelhos, costumam começar por afectar um dos joelhos e depois o outro. A principal manifestação é a dor na parte anterior da articulação, que de início apenas se apresenta ao subir ou ao descer escadas, ao sentar e na posição de cócoras, após um longo período de repouso. Com a continuação, a dor começa a manifestar-se quando a pessoa caminha ou permanece de pé durante determinado tempo, diminuindo com o repouso na cama. Para além da dor, a artrose do joelho também costuma provocar um certo grau de rigidez articular, que se manifesta quando se começa a andar, embora desapareça ao fim de alguns minutos. Embora os sinais e sintomas tenham uma evolução progressiva, por vezes com períodos de aumento de intensidade alternados com outros de diminuição das dores, a evolução varia bastante de caso para caso. Todavia, nas fases avançadas, o problema pode originar uma limitação mais ou menos intensa dos movimentos, dificultando o dia-a-dia.

Os efeitos da reabilitação do joelho com artrose têm sido estudados extensivamente (Messier *et al.*, 1997). O treino aeróbico e de resistência melhora a capacidade funcional e diminui a dor. Depois de 18 meses da intervenção do exercício aeróbico, as melhorias foram documentadas nas componentes temporais da marcha, nas forças de reacção do solo e na cinemática das articulações do joelho e do tornozelo (Messier *et al.*, 1997). Como a obesidade é um dos principais factores de risco para o desenvolvimento da artrose do joelho, muitos programas de reabilitação têm combinado um programa de exercícios com uma intervenção dietética, na tentativa de reduzir a gordura corporal e melhorar a função (Messier *et al.*, 2004; Nicklas *et al.*, 2004). A dieta ou o exercício têm sido igualmente eficazes na redução da dor do joelho, melhorando a função física, e aumentando a força de reacção do solo durante a caminhada (Messier *et al.*, 2000). Tanto o exercício aeróbico como o exercício de resistência aumentam o controlo do equilíbrio, embora o exercício aeróbico possa ser mais eficaz para melhorar a estabilidade postural (Messier *et al.*, 2000).

### 3.3.4. Previsão do insucesso das próteses implantadas

As ferramentas biomecânicas descritas anteriormente são frequentemente utilizadas para estudar a função, os padrões de desgaste, e os factores que contribuem para o insucesso de próteses da anca e do joelho. Os modelos computacionais e numéricos, como a análise por elementos finitos, são frequentemente empregues. Têm sido realizados inúmeros estudos clínicos em seres humanos, para estudar o resultado funcional das articulações artificiais implantadas. Muitos destes estudos têm encontrado uma mecânica da marcha 3D anormal que tem sido relacionada com o insucesso da prótese (Stiehl *et al.*, 1999).

### 3.3.5. Optimização da condição física de uma prótese do membro inferior para a eficiência da marcha e para diminuir o risco de úlceras em pacientes com amputação

Um dispositivo protésico do membro inferior contém duas componentes principais: um soquete e um pilão. O soquete é uma fina espuma ou manga termoplástica cheia de gel. O pilão ou pernil encaixa-se no membro residual. O pilão dá à prótese o seu tamanho e a sua força, e é coberto com uma forma de espuma resistente que deverá coincidir com a perna contralateral. A distribuição natural e equitativa do peso do membro dentro do soquete é o maior desafio associado à montagem de uma prótese do membro inferior. Um mau ajuste do soquete pode resultar numa marcha irregular e ineficiente, numa distribuição desigual da pressão, e em úlceras da pele. Muitos estudos têm utilizado o método *FEA* para determinar a transferência de carga e de forças entre o membro residual e o soquete protésico em amputações abaixo do joelho (Lee *et al.*, 2004). Estes modelos são úteis para estimar o esforço estático e dinâmico e a tensão do membro (por exemplo, durante a marcha) e fornecer uma introspecção para futuros projectos de soquetes e respectivos materiais que possam fazer uma melhor distribuição das cargas.

Um membro protésico mal alinhado também pode causar ineficiências na marcha e úlceras cutâneas. O médico, utilizando as recomendações do fabricante, alinha o membro e observa a marcha padrão para quaisquer desvios importantes que afectem a eficiência da caminhada. No entanto, no alinhamento de próteses, os profissionais não podem estar sempre em contacto com o fabricante. Um alinhamento impróprio da prótese pode ter um efeito profundo sobre os padrões de marcha (Willingham *et al.*, 2004). A análise da marcha revelou que o mau alinhamento dos membros protésicos resulta em vários desvios da marcha, como uma inclinação lateral tronco, um balanço irregular ou ausente do braço, o tempo que o joelho leva até à extensão durante a fase de balanço, o comprimento desigual dos passos, entre outras situações. A análise da marcha, não só detecta anormalidades que inicialmente

parecem clinicamente insignificantes pela observação, mas também pode ser usada para ajustar o dispositivo ao indivíduo.

### 3.4. Perspectivas Futuras

Existe uma grande necessidade de progredir nas técnicas e terapias de reabilitação devido ao facto de, em geral, a população viver cada vez mais por mais tempo e o número de pessoas com deficiência continuar a aumentar. Uma área que tem vindo a ganhar terreno é robótica de reabilitação. Os indivíduos com TCE ou com outros distúrbios neurológicos que afectam o seu sistema motor têm restaurado a força, a velocidade e amplitude do movimento, ao serem tratados com “*feedback distortion*”. O *feedback distortion* utiliza movimentos repetitivos e com realimentação visual para treinar os músculos do indivíduo, através da monitorização do seu desempenho anterior. A realimentação indica se o movimento actual imita o desempenho anterior. Outro exemplo de reabilitação robótica é na transferência sensorial, que utiliza uma série de sensores e actuadores colocados no braço, no pescoço e no rosto. Quando a pressão é detectada na parte do corpo com deficiência sensorial, a pressão é transferida para uma parte do corpo que não possua essa deficiência. Como resultado, esta Tecnologia de Apoio irá reduzir o risco de feridas, úlceras e outras lesões relacionadas com a deficiência sensorial. O exoesqueleto baseado em aprendizagem motora também é usado para treinar os movimentos musculares de pessoas com dificuldades motoras por motivos neuronais. É incorporado um exoesqueleto robótico que possui motores nas articulações, os quais podem fornecer binários e posicionamento angular para o membro de um indivíduo. O peso do membro é suportado pelo exoesqueleto permitindo assim o movimento dos músculos de pacientes com fraqueza muscular. Este dispositivo permite que indivíduos que tenham tido um AVC ou outro tipo de complicação neurológica executem facilmente tarefas diárias.

A estimulação eléctrica funcional (*FES - Functional Electric Stimulation*) é uma outra técnica que pode melhorar a função e os resultados da reabilitação. A *FES* é utilizada para estimular contracções musculares em pessoas com complicações neurológicas. Na *FES*, são administradas ao corpo correntes eléctricas de baixa amplitude, utilizando para tal eléctrodos de superfície ou implantáveis, com vista a melhorar ou restaurar a função muscular. Já há vários anos que a *FES* aplicada através da superfície da pele tem sido utilizada como uma modalidade terapêutica (por exemplo, para aliviar a dor ou para evitar a atrofia muscular). Mais recentemente, esta tecnologia está a ser utilizada para facilitar a pessoa a estar de pé, a caminhar, a andar de bicicleta e na tarefa de alcançar ou agarrar algo em indivíduos com paralisia muscular. O uso de eléctrodos implantáveis pode ser mais eficaz em termos da restauração da função para os indivíduos, uma vez que são inseridos directamente no tecido muscular, enquanto que os eléctrodos de superfície requerem correntes eléctricas mais fortes, de modo a penetrar nos tecidos do organismo e provocar a contracção dos músculos.

Os dispositivos de medida mais sofisticados utilizados para avaliar a biomecânica são encontrados principalmente na investigação, uma vez que eles não podem ser utilizados em termos práticos, numa clínica (por serem muito grandes, requerem um elevado nível de conhecimentos técnicos para operar, serem caros, entre outros). Espera-se que surjam no mercado mais sistemas de medida voltados especificamente para o uso em clínica, visto os dados biomecânicos poderem ser muito úteis para a prescrição adequada de terapias, treino, acompanhamento dos resultados do paciente, e assim por diante.

O futuro da biomecânica de reabilitação é muito vasto nas suas aplicações com descobertas contínuas e implementação de novas tecnologias. A biomecânica de reabilitação tem desenvolvido e vai continuar a desenvolver práticas clínicas, tentando sempre melhorar a performance do paciente (Wiley, 2006).

# Adaptações Crônicas do Sistema Motor

---

Neste capítulo são abordadas as respostas cumulativas (crônicas) do sistema motor à sobrecarga associada à actividade física a longo prazo. São examinadas as adaptações associadas ao treino de força e de potência, redução nas actividades, recuperação de lesões e envelhecimento.

### 4.1. Princípios de treino

Tem havido um grande esforço para determinar a base neuromecânica da força muscular. Como resultado desse esforço, foram elaboradas várias regras para a prescrição de exercícios, que são frequentemente chamadas de princípios de treino, entre os quais se encontra o princípio da sobrecarga (DeLorme, 1946). Este princípio pode ser definido da seguinte forma: *“Para aumentar o seu tamanho ou habilidade funcional, as fibras musculares devem ser sobrecarregadas de acordo com o limite da sua capacidade de resposta”*.

Este princípio implica que há um ponto limiar que precisa de ser excedido antes de ocorrer uma resposta adaptativa. Geralmente, o ponto limiar é expresso como uma percentagem do máximo, sendo que o binário máximo que o músculo pode exercer muda com o tempo, de acordo com as variações ao nível da actividade. Isso é visível em indivíduos que treinam regularmente e depois experimentam um período de inactividade (por exemplo, porque precisam de imobilizar um membro ou ficar confinado ao leito por estar doente); quando recuperam, percebem que não podem reassumir o treino nos mesmos níveis anteriores à inactividade.

Para além de manipular a carga de treino de acordo com as capacidades máximas, a prescrição de exercícios deve adaptar o modo de treino de acordo com os efeitos desejados. Este aspecto está relacionado com o princípio de especificidade que enuncia *“As adaptações em razão do treino são específicas para as células e seus elementos estruturais e funcionais que foram sobrecarregados”*. Este princípio estabelece que a mudança induzida é específica à sobrecarga do exercício. Se um indivíduo realiza um programa de treino de força, então apenas essa característica (força) e não outra (por exemplo, resistência à fadiga) irá manifestar uma adaptação (Sale, 1988).

No entanto, parece haver algumas incertezas relativas aos limites associados ao fenómeno da especificidade. Alguns autores têm observado que o treino de força parece induzir adaptações que são específicas para a tarefa, comprimento muscular e velocidade muscular usados no treino. Em contraste, outros investigadores encontraram uma ausência de especificidade para contracções concêntricas e excêntricas e entre contracções rápidas e isométricas. Embora o princípio da especificidade enfatize a necessidade de combinar

cuidadosamente o programa de treino ou reabilitação com o resultado desejado, o grau de associação ainda precisa de ser determinado. Uma das deduções importantes do princípio da especificidade é que os efeitos produzidos pelo treino também dependem das capacidades que o indivíduo apresentava antes do treino (Sale, 1988).

Por fim, o princípio da reversibilidade formaliza um aspecto da adaptação induzida por exercícios, que foi mencionado na discussão do princípio da sobrecarga: “*As adaptações induzidas pelo treino são passageiras*”. O estado funcional e estrutural do sistema motor adapta-se para acomodar o nível e o tipo de sobrecarga (princípio da sobrecarga e princípio da especificidade, respectivamente) que o sistema motor experimenta. Uma dedução dessa interação é que as adaptações adquiridas como resultado do programa de treino são conservadas somente pelo tempo em que as demandas físicas exigem tal nível de desempenho. Quando o treino cessa, o sistema adapta-se às novas exigências (mais baixas); essa regulação decrescente é frequentemente chamada de “*destreino*” (Sale, 1988).

## 4.2. Dispositivos de Acomodação

Os aparelhos para exercício nos quais a carga é controlada por sistemas de engrenagem ou fricção, por cilindros hidráulicos, ou por sistemas pneumáticos proporcionam uma resistência com acomodação, que pode gerar uma carga com módulo igual mas de sentido oposto à força exercida pelo indivíduo. Uma consequência dos sistemas de engrenagem e de alguns dispositivos hidráulicos é um movimento em que a velocidade angular do segmento do corpo deslocado é constante, e por isso isocinética, para velocidade constante (Lchinose *et al.*, 2000). Uma contração isocinética representa a condição dinâmica (porque o tamanho do músculo altera-se) em que o quociente entre o momento muscular e o momento da carga é unitário. Quando nenhum momento resultante age no sistema, a aceleração do sistema é nula e a velocidade é constante. Obviamente, os dois momentos (músculo e carga) não são iguais no início e no fim da contração isocinética. Se fossem, o movimento nunca começaria ou pararia, porque para isso é necessária uma aceleração diferente de zero.

Os aparelhos isocinéticos podem ser usados com contrações concêntricas e excêntricas. Para um teste concêntrico, o indivíduo empurra o aparelho e a potência flui do indivíduo, exercendo um trabalho positivo. Para um teste excêntrico, o indivíduo deve resistir à carga imposta pelo aparelho, sendo que a potência flui do aparelho para o indivíduo e um trabalho negativo é realizado sobre o indivíduo. Embora esses aparelhos tenham alguns esquemas de segurança, é necessário que o operador do aparelho proporcione supervisão e instrução adequadas.

Uma desvantagem dos aparelhos isocinéticos reside na violação do princípio da especificidade. Os movimentos naturais não envolvem uma velocidade angular constante de um membro, e por isso não são isocinéticos. Para além disso, a velocidade máxima em muitos

aparelhos isocinéticos (aproximadamente 5 rad/s) é muito menor que a velocidade angular máxima alcançada durante movimentos como correr, saltar e arremessar (Aagaard *et al.*, 1996). Apesar desta limitação, o treino isocinético pode produzir adaptações comparáveis àquelas obtidas com técnicas menos restritas, embora essas mudanças sejam específicas para a velocidade de treino (Seger *et al.*, 1998).

Os aparelhos isocinéticos oferecem muitas vantagens. Uma importante é que um grupo muscular pode ser sobrecarregado diferentemente através da sua amplitude de movimento. Essa acomodação é útil para a reabilitação (Kellis & Baltzopoulos, 1995). Quando um ponto específico na amplitude do movimento é doloroso, o paciente pode reduzir o esforço nesse ponto e ainda exercitar o sistema articular noutras regiões não dolorosas. Além disso, o paciente pode simplesmente parar a meio de um exercício sem ter a preocupação de controlar a carga. No que toca às propriedades de acomodação, a resistência proporcionada pelo aparelho varia na proporção das capacidades do utilizador através da amplitude do movimento. Os aparelhos isocinéticos também proporcionam um suporte substancial para o utilizador, eliminando a necessidade de fornecer parte do suporte estabilizador que precisaria ser gerado com outras formas de exercício (Shirakura *et al.*, 1992).

### **4.3. Adaptação ao Uso Reduzido**

Uma técnica usada por investigadores para identificar as propriedades fundamentais do sistema motor consiste em perturbar o sistema e medir a resposta. Uma perturbação típica envolve a alteração da quantidade (aumento ou decréscimo) de actividade realizada pelo sistema. Uma suposição comumente expressa na bibliografia é que a excitação do músculo pelo sistema nervoso é um factor crítico na determinação das propriedades do músculo. Desta forma, têm sido desenvolvidos vários modelos experimentais para determinar o papel do sistema nervoso na definição das propriedades dos músculos. Nesta secção, serão abordadas, como exemplos, três situações de uso reduzido, e examinados os respectivos tipos de adaptação (Enoka, 2008).

#### **4.3.1. Imobilização do membro**

Ocorre uma lesão. Como tratamento, a imobilização passa sempre por opção para garantir uma recuperação mais rápida. A atrofia é um dos primeiros sinais da imobilização de um membro, chegando a provocar 20 a 30% de diminuição na área de secção transversal, depois de 8 semanas de imobilização. O nível de atrofia varia, quando comparado entre segmentos musculares diferentes: as extremidades inferiores perdem mais área de secção transversal que as costas ou extremidades superiores. Os indivíduos que têm um membro

lesado e imobilizado por algumas semanas, geralmente, experimentam perda de massa muscular e de função, que ficam aparentes após a remoção do gesso (Seeley, 2004).

Essa adaptação é de claro interesse para os profissionais de saúde, que pretendem sempre saber como minimizar a perda de massa e de função. No entanto, Vandenborne *et al.* (1998) consideram essa adaptação como uma oportunidade para caracterizar as mudanças que ocorrem no sistema motor com esse tipo de complicação (redução na actividade) e para identificar os mecanismos que mediarão essas mudanças.

Foram realizados vários estudos em animais e humanos de modo a examinar as adaptações que ocorrem com a imobilização do membro. Fournier *et al.* (1983) verificou que quando o membro posterior dos ratos foi imobilizado por 4 semanas com uma braçadeira externa, houve um declínio substancial na quantidade de actividade (EMG) registada nos músculos sóleo e gastrocnêmio medial num período de 24 horas. Tais reduções na EMG implicaram uma perda de 36% na massa muscular do sóleo e uma perda de 47% na massa muscular do gastrocnêmio medial.

Apesar da redução verificada na EMG e da atrofia muscular que têm sido relatadas com a imobilização dos membros, esses resultados são difíceis de interpretar devido à dissociação que se tem observado entre o declínio na EMG e a atrofia muscular, bem como entre a atrofia muscular e a perda de função (Enoka, 2008).

É certo que a remodelação que ocorre no aparato neuromuscular durante a imobilização de curta duração é mais complexa do que pode ser previsto por uma relação linear entre o declínio na EMG, perda de massa muscular e comprometimento do desempenho. Provavelmente, as condições neuromecânicas alteradas (por exemplo, comprimento fixo do músculo, possibilidade de contracções isométricas frequentes, *feedback* sensorial alterado) são tão importantes quanto a redução da actividade neuromuscular na determinação da natureza das adaptações (Hortobágyi *et al.*, 2000; Nordstrom *et al.*, 1995).

#### 4.3.2. Suspensão dos membros posteriores

Na Figura 5 encontra-se ilustrada uma técnica experimental conhecida como suspensão dos membros posteriores. O animal pode realizar muitas das suas funções diárias e experimentar apenas níveis mínimos de stress, que são passageiros e variam entre os animais. Entretanto, o animal é impedido de participar nas actividades do grupo social, que são importantes para certas funções fisiológicas tais como a regulação da temperatura (Thomason & Booth, 1990).

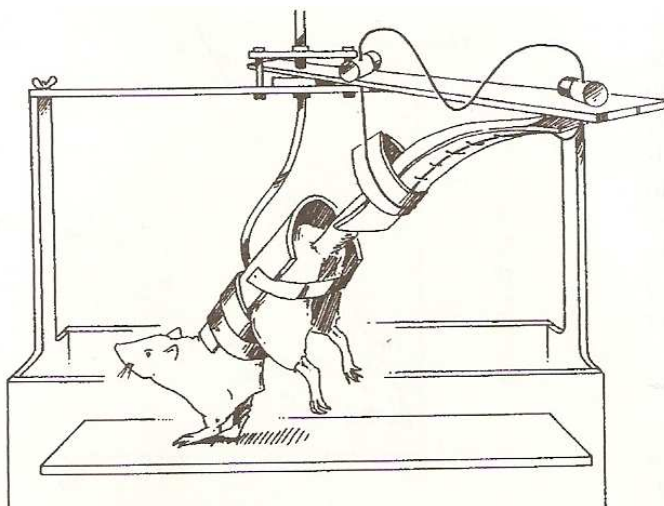


Figura 5 - Modelo de suspensão dos membros posteriores de um rato. O rato pode mover-se pela gaiola usando os membros anteriores. Adaptado de Enoka (2008).

Através da experiência acima evidenciada, foi possível verificar-se que a actividade de EMG registada nos músculos do tornozelo não fica substancialmente afectada durante o período de suspensão. A actividade do sóleo e do gastrocnêmio medial decresce nos três primeiros dias de suspensão mas depois volta aos níveis de controlo (Alford *et al.*, 1987; Riley *et al.*, 1990). De uma forma paradoxal, os músculos atrofiam durante o período em que os níveis de EMG parecem normais, o que significa que existe uma dissociação entre os níveis de actividade e a perda de massa muscular (Figura 6). É de notar que a EMG é afectada pelo comprimento do músculo, e que para a mesma força muscular a EMG é maior com menores comprimentos do músculo (Allaf & Goubel, 1999).

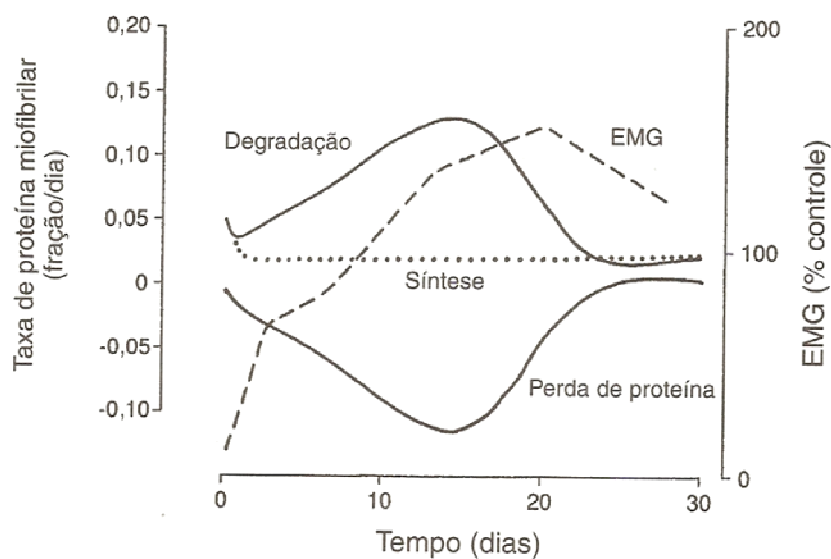


Figura 6 - Curso de tempo da degradação, síntese e perda de proteínas, e actividade de EMG integradano músculo sóleo de ratos durante 28 dias de suspensão dos membros posteriores. Adaptado de Enoka (2008).

Foi desenvolvido ainda um outro modelo que envolve humanos (Dudley *et al.*, 1992; Hather *et al.*, 1992), no qual os indivíduos usam um sapato no pé direito que tem uma elevação na sola (10 cm de altura), bem como canadianas para a caminhada. Tal facto desencoraja os indivíduos a usar a perna esquerda para suportar o peso e, desse modo, trata-se assim de um modelo humano de suspensão de uma perna. Depois de seis semanas a realizar essa tarefa, os indivíduos evidenciaram reduções substanciais no músculo como um todo e na área de secção transversal das fibras musculares. Os estudos realizados sugerem que existem algumas diferenças entre a resposta dos músculos de ratos e a dos músculos humanos na suspensão dos membros.

As mudanças quantitativas e qualitativas que se verificam no conteúdo de proteínas e enzimas, aquando da suspensão dos membros posteriores, produzem uma variedade de adaptações nas propriedades mecânicas dos músculos. A capacidade de força máxima do músculo sóleo é reduzida, mas o declínio é maior que o esperado com base na perda de massa muscular, o que significa que há uma mudança na tensão específica.

#### 4.3.3. Corte transversal da medula espinhal

Em contraste com a imobilização do membro e a suspensão de membros posteriores que envolvem uma restrição, uma lesão medular que resulte em paraplegia impõe uma redução no uso por meio da desconexão entre partes do sistema nervoso e o músculo. A separação é imposta ao nível da medula espinhal de animais experimentais, geralmente T2-T3. Essa ruptura é chamada de lesão do motoneurónio superior porque elimina o controlo supraespinhal dos membros superiores.

Como descrito por Lieberg (1992), essa lesão medular produz uma paralisção flácida imediata, na qual os membros posteriores são arrastados pelos animais em experiência. Cerca de três semanas após a lesão, os músculos desenvolvem espasticidade, conduzindo a uma actividade extensora constante sem aparente activação voluntária dos músculos. Entretanto, nesse estado “paralisado”, o sistema neuromuscular pode ainda ser activado electricamente e, com um suporte apropriado e *feedback* aferente, os animais podem ser treinados para realizar a locomoção com os membros posteriores numa passadeira rolante, onde a força exercida pelo sóleo é essencialmente similar à de animais normais (Gregor *et al.*, 1988; Lovely *et al.*, 1990).

Do mesmo modo que na imobilização do membro e na suspensão dos membros posteriores, a secção medular produz atrofia muscular com um efeito preferencial nos músculos de contracção lenta e uma conversão de lenta para rápida das fibras musculares (West *et al.*, 1986). Como o modelo do corte transversal da medula envolve uma remoção do controlo supra-espinhal sobre os circuitos espinhais, ocorrem mudanças nas propriedades e na conectividade dos neurónios medulares. Por exemplo, os neurónios motores que enervam o sóleo tornam-se menos excitáveis e assemelham-se aos neurónios motores que enervam

músculos de contracção rápida. Em humanos com lesão cervical medular, é possível provocar respostas intermembros que não estão normalmente presentes em indivíduos inatos. Por exemplo, com breves choques eléctricos nos membros inferiores, é possível desencadear respostas não usuais no membro superior ipsilateral e contralateral (Calancie, 1991).

## 4.4. Recuperação Motora de Lesões

Face ao exposto, verifica-se que o sistema neuromuscular tem uma notável capacidade de adaptação. Por exemplo, o sistema neuromuscular pode alterar as suas proteínas contrácteis e metabólicas como resultado da redução na actividade, e o músculo pode recuperar-se de danos induzidos por contracções excêntricas. De seguida, são consideradas as capacidades do sistema para recuperar a função motora após uma lesão no sistema nervoso periférico (SNP) ou no sistema nervoso central (SNC).

### 4.4.1. Sistema Nervoso Periférico

É sabido que o sistema neuromuscular é capaz de alguma recuperação da função após uma lesão no SNP. Como os neurónios do SNC adulto não são capazes de divisão celular, essa recuperação depende da habilidade dos neurónios para reenviar os alvos apropriados. A natureza da lesão de um nervo periférico é um factor importante na extensão da recuperação da função. De modo geral, uma secção transversal completa do nervo oferece o pior prognóstico; uma denervação parcial (que poupa alguns axónios) é menos grave; e uma lesão com esmagamento tem apenas um efeito mínimo a longo prazo. As lesões que resultam numa secção transversal dos troncos dos nervos periféricos são usualmente acompanhadas por défices motores e sensoriais permanentes, que representam uma recuperação funcional precária (Cope *et al.*, 1994; Scott, 1996).

Existem técnicas cirúrgicas para suturar um nervo corrompido com o objectivo de permitir que os axónios em regeneração desenvolvam ramificações e reenviem os alvos originais. No entanto, esses procedimentos podem resultar num número significativo de reenervações mal direccionadas. Quando isso ocorre, os neurónios motores que inicialmente enervavam um músculo passam a enervar outro músculo (Thomas *et al.*, 1987). As reenervações mal direccionadas e a perda do recrutamento das unidades motoras de acordo com o tamanho sugerem uma coordenação motora fina precária. Entretanto a recuperação da função é suficiente para grandes movimentos (Enoka, 2008).

#### 4.4.2. Sistema Nervoso Central

Embora a maioria dos investigadores acredite que o SNC seja capaz de reorganização, existem poucas evidências de que possa recuperar de lesões. Um exemplo de que o SNC é capaz de reorganização é a sinaptogénese (formação de novas sinapses) que ocorre com o aumento da actividade (Jones *et al.*, 1999). Outras tentativas para examinar a recuperação do SNC focaram a habilidade da medula espinhal para compensar a remoção de impulsos ou vias selectivas. A preparação preservando uma raiz é um dos procedimentos usados para estudar a recuperação do SNC, e que envolve um corte transversal de todas as raízes dorsais que suprem um membro posterior, excepto uma (geralmente a L6). O animal recupera-se da cirurgia e aprende a usar novamente o membro. Após a recuperação motora ter sido medida (após semanas ou meses), são feitas experiências na medula espinhal pela raiz dorsal preservada. Um outro processo utilizado para fazer esse estudo é o modelo de hemiseção, o qual envolve a remoção de metade da medula espinhal num nível apropriado, sendo depois realizada a monitorização da recuperação da função, tendo em conta a habilidade da medula espinhal (Enoka, 2008).

Um dos factores críticos na regeneração do SNC é a presença ou ausência de tecido cicatricial. Quando a medula espinhal é esmagada, há uma maciça cicatrização da glia e tecido conjuntivo onde a recuperação é mínima (Freed *et al.*, 1985). As ramificações não podem atravessar barreiras físicas tais como cicatrizes, e isso limita seriamente a regeneração.

#### 4.5. Adaptações com a Idade

Tanto o envelhecimento como a senilidade são geralmente acompanhados pelo declínio acentuado nas capacidades do sistema motor. Embora essas mudanças possam frequentemente ser atribuídas a processos patológicos, mesmo indivíduos idosos saudáveis e vigorosos experimentam reduções nas capacidades de desempenho que parecem representar as consequências naturais da velhice.

Como o envelhecimento causa significantes mudanças nas propriedades das unidades motoras, é acompanhado de declínios acentuados em muitos aspectos do movimento. Essas mudanças incluem um declínio da força, uma redução na magnitude de respostas reflexas, uma diminuição na velocidade de reacções rápidas, um aumento da instabilidade postural e uma diminuição no controlo da postura, um decréscimo do controlo da força submáxima e uma redução das capacidades manipulativas (Grabiner & Enoka, 1995).

Um dos mais importantes efeitos da idade no sistema motor é um inevitável declínio da massa muscular e da força, como se pode observar na Figura 7. Vários estudos (Holloszy & Kohrt, 1995; Porter *et al.*, 1995; Hunter *et al.*, 1998; Reimers *et al.*, 1998) descobriram que o

declínio da força entre humanos parece começar em torno dos 60 anos, variando no entanto entre idosos. Este facto pode-se ver também na figura abaixo que evidencia uma maior dispersão dos pontos depois dos 60 anos. A variabilidade de força sugere que o mecanismo que controla o declínio da força é activado em diferentes graus entre indivíduos e pode talvez ser atenuado por intervenções apropriadas. Os indivíduos idosos são capazes de aumentar a força com treino apropriado.

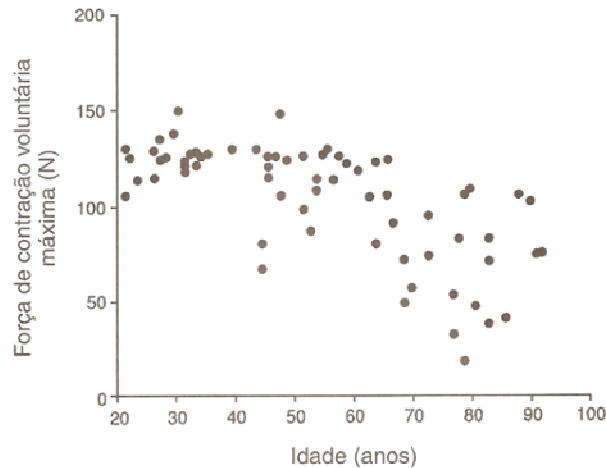


Figura 7 - Força de contração voluntária máxima para o músculo da mão (adutor do polegar) em função da idade. Adaptado de Enoka (2008).

O envelhecimento é tipicamente acompanhado pela redução da habilidade para controlar a postura e a marcha (Hortobágyi & DeVita, 2000). Esses efeitos são mais prontamente documentados como um declínio na quantidade de caminhadas e no desempenho das actividades quotidianas entre indivíduos idosos. As adaptações que permeiam essas reduções são complexas e envolvem processos motores e sensoriais. As alterações no controlo da postura são significantes porque influenciam a estabilidade do indivíduo e afectam a probabilidade de quedas e lesões acidentais (Kannus *et al.*, 1999).

O controlo do movimento é difícil de compreender porque envolve a integração de inúmeros processos motores e sensoriais. Além disso, muitos desses processos podem mudar com a idade. Por exemplo, os neurónios motores morrem e aqueles que sobrevivem podem reenergizar fibras musculares adicionais. Outras mudanças relacionadas com a idade incluem um declínio na velocidade de transporte axonal, uma alteração das propriedades biofísicas dos neurónios motores, um aumento da amplitude pico a pico dos potenciais de acção das fibras musculares, uma redução na frequência dos potenciais em miniatura da placa terminal, uma redução da sensibilidade táctil, entre outras (Doherty & Brown, 1997).

Devido à perda dramática de massa muscular que ocorre com o envelhecimento e do papel dos neurónios motores nesse processo, há um considerável interesse clínico em identificar estratégias que possam minimizar essas reduções. Uma possibilidade é determinar

o papel dos exercícios físicos e de níveis mantidos de actividade física. Tem sido mostrado (Cole *et al.*, 1999) que programas de treino de força aumentam a força e a mobilidade de voluntários com 90 anos de idade. Tais estudos indicam que indivíduos mais velhos mantêm a habilidade de hipertrofiar o músculo, de aumentar a síntese e utilização de proteínas miofibrilares e de activar células para reparar fibras musculares lesadas.

## **4.6. Nota Conclusiva**

Em suma, este capítulo focou as respostas crônicas do sistema motor à sobrecarga associada à actividade física, sendo relatados os tópicos que caracterizam as capacidades adaptativas do sistema: força e potência muscular, adaptação ao uso reduzido, recuperação motora às lesões, e mudanças que advêm do envelhecimento. Inicialmente, foram enunciados os princípios de treino e regras a ter em conta na prescrição de qualquer exercício. Foram discutidas técnicas de treino que podem ser usadas para produção de força muscular. De seguida, fez-se alusão aos dispositivos de acomodação, mais propriamente aos aparelhos isocinéticos e todas as suas vantagens num processo reabilitativo. Neste contexto fez-se uma revisão das adaptações neuromusculares que ocorrem quando o nível de actividade física é reduzido, considerando como exemplos a imobilização de um membro, a suspensão de um membro e o corte transversal da medula espinhal. Foi também discutida a habilidade que o sistema neuromuscular tem para recuperar funções motoras após uma lesão no sistema nervoso. Foram distinguidas as capacidades do SNC e do SNP. Por último, caracterizaram-se as capacidades de movimento das pessoas idosas e são discutidas as adaptações que acompanham o avanço da idade.

# Patologias Comuns

---

## 5.1. Introdução

Os especialistas de Medicina Física e de Reabilitação (MRF) lidam com o tratamento de doentes com uma grande diversidade de patologias. Preocupam-se com o impacto destas patologias sobre a funcionalidade e capacidade de participação individual. Os médicos de MRF têm por objectivo proporcionar benefícios independentemente do diagnóstico subjacente. O diagnóstico serve, contudo, para auxiliar ao estabelecimento de prognósticos e do potencial para o desenvolvimento. Neste capítulo são descritas algumas das principais patologias com que usualmente um especialista de MRF se depara.

## 5.2. Acidente Vascular Cerebral

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é um distúrbio cerebral adquirido após oclusão de um vaso ou perfusão inadequada conduzindo a um enfarte, ou a uma hemorragia no parênquima cerebral.

Os factores de risco para o AVC incluem a idade, o sexo, a obesidade, a diabetes, a hipertensão arterial, a hipercolesterolemia, os hábitos tabágicos e um estilo de vida sedentário. Os sintomas estão dependentes do local e da extensão da lesão. As formas mais comuns de apresentação são a perda de sensibilidade, a perda de força, a dificuldade em falar ou em engolir, a perturbação da visão e as alterações cognitivas. Poderão surgir outros problemas como retenção urinária, dor, depressão, fadiga e aumento do tônus muscular (espasticidade). As limitações funcionais decorrentes do AVC são habitualmente a dificuldade para a marcha e para o desempenho de várias AVDs. Os défices cognitivos como a perda de memória, de atenção e de percepção visuo-espacial, as dificuldades na comunicação, na alimentação e na função sexual também podem estar presentes. Como resultado destas incapacidades, muitos indivíduos poderão ter dificuldade em usar os transportes públicos, em conduzir e desempenhar a actividade profissional anterior. Alguns necessitarão de supervisão. Nos casos mais graves, será necessário o apoio permanente de outra pessoa devido à perda de autonomia.

Os doentes vítimas de AVC devem ser observados por um Fisiatra que, coordenando a equipa de reabilitação, definirá a necessidade, o tipo e o regime (em internamento ou em ambulatório) do tratamento (SPMFR, 2010).

### 5.3. Reabilitação Cardíaca

A Reabilitação Cardíaca é reconhecida, pela *American Heart Association* e *American College of Cardiology*, como recomendação Classe I no tratamento/prevenção secundária dos doentes com doença coronária e insuficiência cardíaca crónica. Compreende uma abordagem integral, multidisciplinar e multiprofissional, na redução global dos riscos cardiovasculares, através de intervenções higiénico-dietéticas, como a fomentação de hábitos de vida saudáveis e o aconselhamento nutricional, de intervenções psicossociais, da prescrição medicamentosa, e da prática regular de exercício físico. A prática regular de exercício físico, nomeadamente aeróbio, promove adaptações fisiológicas a nível cardíaco, músculo-esquelético e vascular, que se traduzem na redução do perfil de risco cardiovascular e na melhoria da performance e tolerância ao esforço. Correlacionado com a intensidade, o exercício também melhora a sensibilidade à insulina e ajuda na perda e controlo do peso corporal (SPMFR, 2010).

### 5.4. Lesão Vértebro-Medular

Pessoas com deficiência, por virtude da incapacidade física, motora ou qualquer outra, possuem certas limitações, variando estas com o grau da sua deficiência. A Lesão Vértebro-Medular (LVM) é uma dessas deficiências. É considerada um acometimento grave que pode gerar alterações permanentes na vida das pessoas. Por ser a medula espinhal o condutor de impulsos nervos sensitivos e motores entre o cérebro e as demais regiões do corpo, uma lesão pode interromper essa comunicação e alterar a função normal da motricidade, da sensibilidade e das funções vitais. De acordo com a *American Spinal Injury Association* (ASIA, 1999), a LVM é a diminuição ou perda da função motora e/ou sensorial e/ou anatómica, podendo ser uma lesão completa ou incompleta, devido ao comprometimento dos elementos neuronais. Por outras palavras, a LVM afecta a condução dos sinais motores e sensitivos através das áreas lesionadas, danificando uma rede neuronal complexa que intervém na transmissão, modificação e coordenação motora e sensorial, e no controle autónomo dos sistemas e órgãos.

Numa LVM alta, a sequela, muitas vezes é a tetraplegia, sendo necessário um tratamento fisioterapêutico para prevenir retracções e hipotrofias musculares, tendo também como aparato a utilização de ortóteses para deixar o paciente o mais independente possível, devolvendo de forma limitada, mas tornando o seu movimento funcional.

Segundo Stokes (2000), os termos utilizados para descrever os pacientes lesionados, baseiam-se no nível geral da lesão da coluna vertebral e da perda da função. Podem ser classificados dentro de dois esquemas básicos: Paraplegia e Tetraplegia.

### Paraplegia

Refere-se à deficiência ou perda da função motora e/ou sensorial nos segmentos torácico, lombar ou sacral (excepto o segmento cervical) da medula espinhal, decorrente da lesão dos elementos neuronais internos do canal medular. A função dos membros superiores é preservada, mas o tronco, os membros inferiores e os órgãos pélvicos podem ficar comprometidos. O termo paraplegia também é empregue para as lesões da cauda equina e do cone medular, porém não deve ser usado para lesões do plexo lombo-sacral ou de nervos periféricos fora do canal medular.

### Tetraplegia

Antigamente era conhecida como quadriplegia, mas este termo vem sendo substituído. Tetraplegia é o termo usado para lesão da medula espinhal que causa perda ou disfunção sensitiva e motora nos segmentos cervicais (elementos neuronais internos do canal medular). Ela promove diminuição da função motora e sensitiva dos membros superiores, inferiores e órgãos pélvicos.

São diversos os mecanismos que, frequentemente combinados, produzem LVM. Esta lesão ocorre com mais frequência a partir de forças indirectas produzidas pelos movimentos da cabeça e tronco, e com menor frequência por lesão directa de uma vértebra. Os mecanismos comuns que operam na LVM são: flexão, compressão, hiperextensão e flexão- rotação. Estas forças resultam numa fractura e/ou luxação. A intensidade e a combinação de forças impostas têm influências directas no tipo e localização das fracturas, e na quantidade de deslocamento e extensão das lesões aos tecidos moles. A coluna vertebral demonstra diversos graus de susceptibilidade às lesões. Algumas áreas são inerentemente mais vulneráveis, devido à sua elevada mobilidade e relativa falta de estabilidade, comparativamente a outros segmentos da coluna.

Nos casos em que o exame radiológico não mostra nenhuma fractura ou luxação, mas há uma LVM substancial, essas lesões ocorrem por hiperextensão da coluna cervical em pessoas com espondilose. A medula espinhal, já comprometida por um estreito canal, é comprimida por um estreitamento adicional, causado pela hiperextensão da coluna cervical. Além disso, pode ocorrer uma obstrução da artéria vertebral sem evidência radiológica de fractura, produzindo uma região central de isquémia ou enfarte da medula cervical. No caso de uma fractura/luxação a toda a espessura da medula, perde-se toda a função abaixo da lesão. Assim, há uma perda sensitiva e motora total na área do corpo do local da lesão para baixo (Stokes, 2000).

Embora possam ser mencionados princípios gerais para o tratamento da LVM, o programa específico para um paciente precisa de ser modificado de acordo com o nível da lesão. Quanto mais baixo for o nível da lesão, maior a quantidade de força muscular disponível para o paciente na reabilitação. O conhecimento dos níveis críticos torna possível a

predição da função final na ausência de complicações no indivíduo com lesão medular bem treinado e motivado.

É função do fisioterapeuta, integrante da equipe de reabilitação, auxiliar o paciente e os seus familiares na readaptação física, desde as etapas iniciais da LVM, executando treino motor, prevenção e correção das complicações cardíaco-respiratórias e músculo-esqueléticas, acompanhamento psicológico, orientação educacional e/ou profissional sobre a lesão, com vista a torná-lo o mais independente possível, de acordo com o seu potencial residual (Levins *et al.*, 2004).

## 5.5. Traumatismo Crânio-Encefálico

O Traumatismo Crânio-Encefálico (TCE) é uma agressão cerebral, não de natureza degenerativa ou congénita, mas provocada por uma força externa, resultando numa incapacidade temporária ou permanente. Os sintomas podem variar de acordo com a gravidade da lesão e a fase de recuperação. Logo após a fase aguda podem surgir convulsões, contracturas, espasticidade, perturbação da visão, do olfacto, tonturas ou vertigens. Os sintomas tardios comuns incluem défices de memória, de atenção, dor de cabeça, alteração dos ciclos de sono/vigília, labilidade emocional, apatia, depressão, fadiga, impulsividade, ansiedade, desinibição social, disfunção sexual e dificuldade no controlo motor. As limitações funcionais envolvem transtornos motores, com dificuldade na mobilidade e/ou nos autocuidados, em consequência dos défices motores, de coordenação e de planeamento das actividades. Poderão surgir alterações comportamentais, com mudança de personalidade, que interferem significativamente nas relações inter-pessoais. Frequentemente, os doentes serão incapazes de retomar a actividade profissional ao seu nível de desempenho anterior, com repercussões económicas e nos relacionamentos familiares.

Os doentes vítimas de TCE devem ser observados por um Fisiatra para decisão da necessidade, tipo e regime (em internamento ou em ambulatório) do tratamento de Reabilitação. A conduta fisioterapêutica inicial enfatiza a promoção de uma boa função respiratória e a prevenção de contracturas, e tratará as consequências da espasticidade e as anormalidades de movimento e de tónus muscular. A conduta fisioterapêutica a longo prazo, depois da lesão cefálica grave, tem como objectivo limitar as complicações secundárias, enquanto se maximiza toda e qualquer habilidade remanescente (SPMFR, 2010).

## 5.6. Doença de Parkinson

A doença de Parkinson (DP) ocorre quando os neurónios (células nervosas), de uma parte do cérebro chamada substância cinzenta, morrem ou perdem a sua função. Estas

células são responsáveis pela produção de uma substância química vital chamada dopamina, nos núcleos da base, controlando e ajustando a transmissão dos comandos conscientes vindos do córtex cerebral para os músculos do corpo humano. O déficit de dopamina dá resultado a padrões de movimentos anormais. Na génese da doença estão envolvidos não só os neurónios dopaminérgicos, mas também outras estruturas produtoras de serotonina, noradrenalina e acetilcolina.

A DP é uma de entre muitas doenças neurológicas que estão associadas a um risco elevado de queda. Uma pessoa com esta doença apresenta tremor, lentidão nos movimentos, rigidez dos músculos e dificuldade em manter o equilíbrio. Há também dificuldade em iniciar e parar a marcha e as mudanças de direcção são custosas, envolvendo numerosos pequenos passos. Os sintomas costumam começar nos membros superiores e são, normalmente, unilaterais devido à assimetria da degeneração inicial no cérebro. O doente apresenta uma expressão fechada tipo máscara sem demonstrar emoções, e uma voz monotónica devido ao deficiente controlo sobre os músculos da face e laringe. A sua escrita tende a ser em pequeno tamanho (micrografia). Outros sintomas incluem a deterioração da fluência da fala (gaguez), depressão e ansiedade, dificuldades de aprendizagem, insónias e perda do sentido do olfacto.

Os estudos biomecânicos têm permitido identificar os vários défices no equilíbrio e na marcha em pacientes com DP, e têm sido utilizados para avaliar o impacto dos medicamentos e dos tratamentos fisioterapêuticos sobre esses défices. Os padrões da marcha de quem padece de Parkinson têm sido objecto de estudo em numerosas investigações. O início da marcha, as paragens e os movimentos de rotação são tarefas complexas que exigem a realização de sequências motoras coordenadas, essenciais para manter o equilíbrio e gerar novos movimentos. Os exemplos das anomalias da DP, durante o início da marcha, incluem o elevado tempo necessário para “desligar” os músculos que ajudam a manter a postura/estado de repouso, retardando os movimentos e diminuindo as forças de propulsão. Uma vez iniciada a marcha, também é muito difícil, para os doentes de Parkinson, voltar para o estado de repouso. Especificamente, a redução da velocidade da marcha dos pacientes da DP fornece explicação para as várias diferenças espaço-temporais da marcha relatadas entre os indivíduos que possuem a doença e aqueles que funcionam como controlo. Conforme a doença progride, a postura vai-se encurvando, os passos começam a ser mais curtos e, por vezes, ocorre um caminhar rápido involuntário próprio da doença. Em suma, tanto a cinética como a cinemática da marcha parkinsoniana não são representativas dos padrões de uma locomoção saudável (Wiley, 2006).

## 5.7. Doença de Alzheimer

A doença de Alzheimer (DA) é uma doença neuropsiquiátrica progressiva do envelhecimento encontrada em adultos de meia-idade e, particularmente, em mais velhos, que afecta a substância cerebral e é caracterizada pela perda inexorável da função cognitiva,

bem como distúrbios afectivos e comportamentais. Esta doença é a principal causa de demência em adultos com mais de 60 anos, sendo responsável por alterações de comportamento, de memória e de pensamento. A doença caracteriza-se pela morte gradual dos neurónios, dando-se a atrofia do córtex cerebral. O processo geralmente é difuso, mas pode ser mais grave nos lobos frontal, parietal e temporal.

O quadro clínico da DA caracteriza-se por um declínio insidioso e progressivo da memória e de outras funções corticais como a linguagem, o conceito, o julgamento e as habilidades visuo-espaciais. Progressivamente instalam-se alterações intelectuais e de esfera afectiva, mas sobressaem os distúrbios de funções simbólicas: apraxias (incapacidade para efectuar movimentos voluntários e propositados), agnosias (perda da capacidade de interpretar o que vê, ouve ou sente) e afasias (dificuldade ou perda de capacidade para falar, ou compreender a linguagem falada, escrita ou gestual). Podem ocorrer manifestações psicóticas, como delírios e crises convulsivas. Apresentam geralmente delírios de infidelidade conjugal e roubos. Podem tornar-se evidentes anormalidades do ciclo sono-vigília, como ficar acordado durante a noite, por pensar que ainda é dia claro. Alguns pacientes desenvolvem uma marcha arrastada, com rigidez muscular generalizada associada à lentidão e inadequação do movimento. Podem ocorrer contracções bruscas breves de vários músculos ou de todo o corpo, espontaneamente ou em resposta a estímulos físicos ou auditivos. As perdas cognitivas aumentam e o indivíduo evolui até ficar totalmente dependente de outros para a execução de suas actividades mais básicas. Em estágios mais avançados passa a não se alimentar, a engasgar-se com a comida e saliva, o vocabulário fica restrito a poucas palavras, perde a capacidade de sorrir, sustentar a cabeça, fica acamado e a morte sobrevém em consequência de complicações como pneumonia ou desidratação.

A fisioterapia terá como objectivo habilitar o indivíduo funcionalmente comprometido a desempenhar novamente as suas AVDs, da melhor maneira e pelo menor tempo possível, com mais autonomia. Os principais aspectos da assistência são preventivos, elaborados para manter o indivíduo mais activo e independente possível. No maior grau que for possível, a actividade deve ser encorajada para manter a força e o estado de alerta.

O processo de reabilitação também inclui a realização de modificações ambientais necessárias para a segurança do paciente e de modo que esse possa viver num ambiente o mais aberto possível. As quedas podem ser devido a riscos ambientais (iluminação inadequada, pisos escorregadios, tapetes soltos), os quais devem ser evitados. As técnicas de fisioterapia são as mesmas que as utilizadas em pessoas de terceira idade que não apresentam demência, mas a maneira de aborda-las exige habilidade especial. O paciente pode não parecer interessado em saber como a falta de flexibilidade articular, a fraqueza muscular ou o edema poderão afectá-lo, pois não tem condições de entender a relação que existe. A instrução por parte do terapeuta deverá ser repetida da mesma forma, pois o emprego das palavras diferentes poderá confundir o paciente. Não é aconselhável entrar em conversas desnecessárias, pois podem desnor-teá-lo mais ainda.

Em suma, a fisioterapia procura melhorar a qualidade de vida do paciente, sendo que o paciente com Alzheimer necessita de uma reabilitação global, envolvendo uma equipa multidisciplinar, e que a fisioterapia tem um papel fundamental tanto na reabilitação motora quanto no retorno das relações interpessoais e na obtenção de independência por parte do paciente (NIHSeniorHealth, 2010).

## 5.8. Esclerose Múltipla

A Esclerose Múltipla (EM) é uma doença inflamatória crónica, desmielinizante e degenerativa do sistema nervoso central que interfere com a capacidade do mesmo em controlar funções como a visão, a locomoção, o equilíbrio, entre outras. Denomina-se Esclerose pelo facto de, em resultado da doença, se formar um tecido parecido com uma cicatriz, que endurece, formando uma placa em algumas áreas do cérebro e medula espinal. Denomina-se Múltipla porque são afectadas várias áreas dispersas do cérebro e medula espinal. Os sintomas podem ser leves ou severos, e aparecem e desaparecem, total ou parcialmente, de maneira imprevisível. É desmielinizante porque há caracteristicamente lesão das bainhas de mielina que envolvem as fibras nervosas (ver Figura 8). É degenerativa porque surge também lesão da própria fibra nervosa, por vezes irreversível.

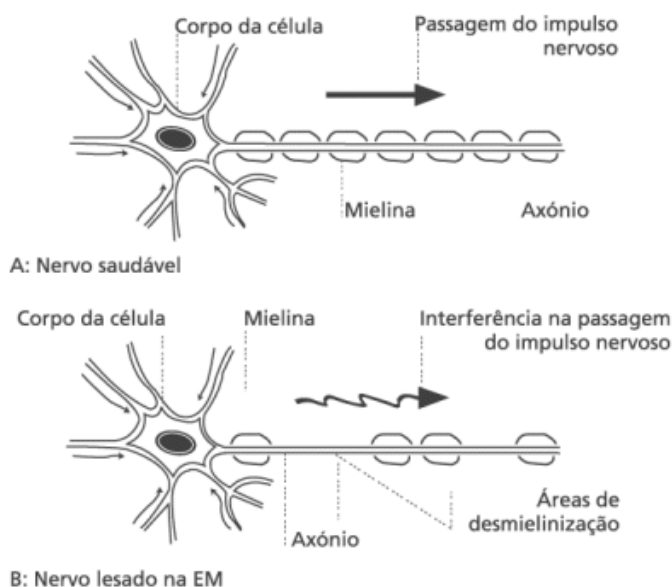


Figura 8 - Comparação entre uma célula nervosa saudável e uma lesada na EM. Adaptado de SPEM (2010).

Esta doença causa uma pioria do estado geral do paciente: fraqueza muscular, rigidez articular, dores articulares e descoordenação motora. O doente sente dificuldade em realizar vários movimentos com os braços e pernas, perde o equilíbrio quando fica em pé, sente dificuldade para andar, tremores e formigueiro em diversas partes do corpo. Em alguns casos,

a doença pode provocar insuficiência respiratória, incontinência ou retenção urinária, alterações visuais graves, perda de audição, depressão e impotência sexual.

A terapêutica concentra-se nas acções que atrasam a progressão da doença e melhoram a qualidade de vida do paciente pela promoção do alívio dos sintomas. A Fisioterapia e a Hidroterapia melhoram e ajudam muito a recuperação, mantendo o paciente activo e com forças nos membros inferiores, que são os mais afectados. É fundamental procurar não parar as suas actividades normais e adaptá-las para uma boa qualidade de vida (SPEM, 2010).

## 5.9. Esclerose Lateral Amiotrófica

A Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) é uma doença degenerativa progressiva e fatal, caracterizada pela degeneração dos neurónios motores, as células do sistema nervoso central que controlam os movimentos voluntários dos músculos. A sua prevalência é de 6 por 100.000 pessoas na população adulta, mais frequente em homens, sendo o pico de idade entre os 55 e os 75 anos. A duração da doença desde o diagnóstico até à dependência do ventilador ou até à morte é entre 2 a 4 anos. Os sintomas são variáveis, dependendo das regiões do sistema nervoso atingidas.

A pessoa sente dificuldades em andar, comer, falar, perde habilidade dos movimentos. A doença acaba por afectar todos os músculos do corpo. No final, geralmente, o doente acaba por falecer por incapacidade respiratória quando os músculos associados à respiração acabam por sucumbir. Existe um medicamento específico para a doença: Riluzol. O doente também beneficia de um programa de reabilitação adequado à sua doença. Na fase terminal, necessita de cadeiras de rodas especiais, adaptadas, bem como de dispositivos que facilitem a respiração, como é o caso dos ventiladores (SPMFR, 2010).

## 5.10. Poliomielite Aguda

É uma patologia dos neurónios motores, causada por um vírus (poliovírus). Pode prevenir-se através de imunização adequada. A incidência é inferior a 0.01 casos por 100.000 pessoas desde 1965, sendo que a maioria ocorre em crianças. Apenas 5% dos casos de infecção afectam o sistema nervoso.

As manifestações clínicas da infecção são variadas e podem ser descritas em quatro grupos. Em mais de 90% dos casos não há sintomas e a resolução é rápida e sem quaisquer complicações - doença assintomática. Em 5% dos casos, ocorre com febre, dores de cabeça, dores de garganta, mal estar e vômitos, mas sem complicações sérias - poliomielite não paralítica. De 0,1 a 2% dos casos, três ou quatro depois dos sintomas iniciais da doença não

paralítica desaparecem (ou cerca de 10 dias depois de se iniciarem), surge a paralisia muscular. A paralisia flácida (os membros afectados ficam maleáveis ao contrário da rigidez que ocorre noutras doenças) afecta sobretudo os membros inferiores. O número de músculos afectados varia de doente para doente e tanto pode afectar apenas um grupo discreto como produzir paralisia de todos os músculos do corpo. As regiões corporais paralisadas conservam a sensibilidade. Em caso de sobrevivência, os doentes poderão recuperar alguma mobilidade nos músculos afectados, mas frequentemente a paralisia é irreversível - poliomielite paralítica. A mortalidade total de vítimas da poliomielite paralítica é de 15 a 30% para os adultos e 2 a 5% para crianças. Se afectar os músculos associados ao sistema respiratório ou o centro da medula que controla a respiração, a morte é provável por asfixia - poliomielite paralítica bulbar. A taxa de mortalidade da variedade bulbar é 75%. A forma encefálica é muito rara, causando agitação, confusão e coma e sendo a taxa de mortalidade elevada.

Não existe um tratamento específico. A única medida eficaz é a vacinação. Deve efectuar-se um programa de reabilitação orientado: a longo prazo são necessários programas específicos de fortalecimento muscular para evitar a atrofia e a contractura muscular (SPMFR, 2010).

## 5.11. Osteoartrose

Osteoartrose (OA) é uma doença crónica que afecta as articulações sinoviais, particularmente as articulações de carga e mãos. É comum nos idosos. Há degeneração da cartilagem, formação de osteófitos, esclerose do osso subcondral e degeneração quística. Manifesta-se por dor, rigidez matinal inferior a 30 minutos e após períodos de imobilização, com dificuldade em reiniciar o movimento articular. Pode ocorrer deformação mecânica com instabilidade da articulação. Ao exame físico, a articulação pode estar quente, aumentada de volume, apresentar osteófitos visíveis ou palpáveis, limitação de amplitude articular e crepitações. A causa pode ser desconhecida ou secundária a obesidade, uso repetitivo, traumatismo prévio, infecção, doenças reumáticas, alterações neurológicas ou ortopédicas. A radiografia confirma o diagnóstico. O tratamento conservador baseia-se em reduzir o peso e a ingestão de gorduras, analgésicos, anti-inflamatórios, protectores da cartilagem, injeção intra-articular de corticóides ou ácido hialurónico e num programa de reabilitação com exercícios de fortalecimento, estiramento, electroterapia, termoterapia e hidroterapia. Poderá ser necessário tratamento cirúrgico como realinhamento da articulação ou colocação de prótese em substituição da articulação (SPMFR, 2010).

## 5.12. Fibromialgia

Descrita pela primeira vez em 1972, a fibromialgia é uma doença crónica, caracterizada pela presença de múltiplos pontos dolorosos, fadiga crónica e transtornos do sono. Possui uma prevalência de 2 a 3%, que vai aumentando com a idade. Atinge sobretudo o sexo feminino. Tem etiologia desconhecida, embora se julgue multifactorial. Segundo o *American College of Rheumatology (ACR, 1990)* apresenta como critérios de diagnóstico: dor que afecta o esqueleto axial e pelo menos dois quadrantes contra-laterais do corpo, com duração superior a 3 meses e existência de dor à exploração (aplicação de 4 kg de pressão) em 11 de 18 “*tender points*” específicos. Trata-se de um diagnóstico de exclusão, pelo que é essencial excluir as inúmeras causas de dor crónica generalizada. O tratamento deve ser multidisciplinar, podendo haver uma abordagem farmacológica (analgésicos, anti-depressivos, anti-epiléticos, anti-inflamatórios, entre outros), psicológica (terapia de controlo de stress, relaxamento, hipnose, etc.), exercício físico aeróbico e acupunctura.

Apesar das múltiplas intervenções, a fibromialgia apresenta um prognóstico desfavorável uma vez que a média da duração dos sintomas é superior a 15 anos. Após o diagnóstico, grande parte dos doentes refere agravamento da dor (55%), fadiga (48%) e transtornos do sono (58%). Apenas 66% refere uma discreta melhoria global. Para concluir, realça-se que a abordagem da fibromialgia deve ser multidisciplinar, protocolada, individualizada e direccionada essencialmente ao alívio sintomático (SPMFR, 2010).

## 5.13. Espasticidade

Espasticidade é quando ocorre um aumento do tónus muscular, no momento da contracção muscular, causado por uma condição neurológica anormal, após uma lesão numa parte do sistema nervoso central que controla os movimentos voluntários. Os músculos espásticos são mais resistentes à contracção do que os músculos normais e também costumam mais a se relaxar, permanecendo contraídos por um período de tempo mais longo, o que dificulta ou impossibilita o movimento, em especial dos braços e das pernas. As lesões provocam uma alteração no equilíbrio dos sinais transmitidos entre o sistema nervoso e os músculos. Este desequilíbrio origina uma actividade acrescida ou espasmos nos músculos.

Os sintomas da espasticidade podem variar desde uma leve contracção muscular até uma rigidez severa. A impossibilidade de controlar os músculos voluntários poderá aumentar o grau de dificuldade para realizar actividades diárias tais como vestir, comer, escovar os dentes ou os cabelos. A espasticidade nos músculos dos membros inferiores pode interferir, por exemplo, com a capacidade para andar ou sentar, enquanto que a espasticidade nos pés pode impedir o uso de sapatos pela deformidade causada.

Entre as condições habitualmente associadas à espasticidade em crianças encontram-se a paralisia cerebral e, em adultos as lesões traumáticas da medula espinal e a esclerose múltipla. Aproximadamente, 80 entre cada 100 pacientes com paralisia cerebral têm espasticidade, de maior ou menor intensidade. A espasticidade afecta, negativamente, os músculos e as articulações das extremidades, causando movimentos e posturas anormais e é especialmente prejudicial nas crianças em crescimento.

O tratamento da espasticidade através de recursos da medicina física não deve ser limitado a um número determinado de sessões, e sim baseado em evidências objectivas da evolução da capacidade funcional. A utilização dessas modalidades terapêuticas deve estar inserida dentro de um programa com metas e objectivos definidos. A cinesioterapia é uma modalidade terapêutica de consenso na literatura para o controlo da espasticidade. É utilizada em todas as fases do quadro clínico que gera a espasticidade, sendo a base da reabilitação. A cinesioterapia actua na prevenção de incapacidades secundárias e na reeducação neuromotora. Assim, a fisioterapia tem como objectivo a inibição da actividade reflexa anormal para normalizar o tónus muscular e facilitar o movimento normal, havendo uma melhoria da força, da flexibilidade, da amplitude de movimento, dos padrões de movimento e, em geral, das capacidades motoras básicas para a mobilidade funcional. As metas de um programa de reabilitação são reduzir a incapacidade e optimizar a função (Médicos de Portugal, 2010).

## 5.14. Artrite reumatóide

A artrite reumatóide (AR) é uma doença auto-imune inflamatória sistémica, cuja principal característica é uma poliartrite simétrica persistente. É mais frequente no sexo feminino e o seu pico de incidência é entre os 40-60 anos. Existe uma forma juvenil com início antes dos 16 anos. Apresenta-se com envolvimento poliarticular, simétrico, com rigidez matinal e sinais inflamatórios (dor, rubor, calor, tumor e impotência funcional), podendo evoluir para deformidade articular. Atinge preferencialmente as articulações das mãos e pés, mas pode atingir punhos, cotovelos, ombros, tornozelos, joelhos, ancas e coluna cervical. Pode haver manifestações extra-articulares como fadiga, nódulos reumatóides, vasculite, pericardite ou envolvimento pleural. A causa pode dever-se a factores endócrinos, metabólicos, nutricionais, ocupacionais, psicológicos ou a infecções. A radiografia é o exame mais específico para o estudo da AR. O tratamento conservador baseia-se em anti-inflamatórios não-esteróides, imunossuppressores, agentes antimaláricos, inibidores do factor de necrose tumoral e num programa de reabilitação individualizado. Em alguns doentes, a cirurgia pode ser uma opção (artrodese, artroplastia, reconstruções). Pode haver complicações cutâneas, cardíacas e neurológicas (SPMFR, 2010).

## 5.15. Artrite Psoriática

É uma doença artrítica inflamatória crónica que afecta pessoas com psoríase. Afecta as articulações e pode estar associada a manifestações cutâneas e sintomas oculares ocasionais. O início da doença surge habitualmente entre os 30 e os 55 anos, enquanto que a forma juvenil surge entre os 9 e os 11 anos. A psoríase precede a artrite em 60 a 80% dos pacientes e o intervalo entre o início da psoríase e da artrite é inferior a 10 anos. Quando não existem manifestações cutâneas associadas, há geralmente história familiar de psoríase. Manifesta-se por dor articular, rigidez matinal e lesões das unhas.

Existem 5 padrões característicos: oligoartrite assimétrica, poliartrite simétrica, artrite mutilante, artrite interfalângica distal, espondilite. A artrite psoriática pode ser acompanhada de manifestações extra-articulares. Em 95% dos casos as articulações periféricas são atingidas e 5% têm envolvimento exclusivo da coluna axial. A causa pode dever-se a uma predisposição genética, factores ambientais e imunológicos. A radiografia confirma o diagnóstico e a gravidade da doença. Também podem ser realizados tomografia computadorizada, ressonância magnética e ecografia para uma melhor caracterização da doença. O tratamento conservador baseia-se em anti-inflamatórios não-esteróides, imunossuppressores, agentes antimaláricos, inibidores do factor de necrose tumoral e num programa de reabilitação individualizado. Em doentes com dor severa pode recorrer-se a artroplastia ou artrodese. O prognóstico é bom, mas 25% dos pacientes têm doença progressiva (SPMFR, 2010).

## 5.16. Osteoporose

A osteoporose é uma doença óssea sistémica (generalizada a todo o esqueleto), que por si só não causa sintomas, caracterizada por uma densidade mineral óssea (DMO) diminuída e alterações da microarquitECTURA e da resistência ósseas que causam aumento da fragilidade óssea e, conseqüentemente, aumento do risco de fracturas. Se não for prevenida precocemente, ou se não for tratada, a perda de massa óssea vai aumentando progressivamente, de forma assintomática, sem manifestações, até à ocorrência de uma fractura. O que caracteriza as fracturas osteoporóticas é ocorrerem com um traumatismo mínimo, que não provocaria fractura dum osso normal. Também se chamam, por isso, fracturas de fragilidade. Uma vez que o número de mulheres em risco de desenvolver osteoporose pós-menopáusica aumenta à medida que a população vai envelhecendo, é fundamental identificar de forma precoce e exacta quais as que se encontram em risco de sofrer fracturas. Habitualmente não ocorrem sintomas clínicos de osteoporose antes da ocorrência de uma fractura. De facto, durante a progressão da doença, os ossos tornam-se progressivamente mais frágeis sem que os indivíduos afectados o percebam. Exceptuando os

casos em que o doente efectua o rastreio da doença, o diagnóstico só se realiza após a ocorrência de uma fractura:

- para muitas mulheres pós-menopáusicas, a ocorrência da primeira fractura osteoporótica é o primeiro sintoma sugestivo da doença;
- a ocorrência de fracturas osteoporóticas vertebrais é a complicação da osteoporose pós-menopáusicas mais frequente e muitas vezes a mais precoce;
- nesta fase, a micro-estrutura interna do osso pode já ter sofrido uma grande destruição e a doença encontrar-se num estado bastante avançado;
- frequentemente (em aproximadamente dois terços dos casos), as fracturas vertebrais não são diagnosticadas por não produzirem sintomas ou por os sintomas associados - dor na região dorsal ou lombar - serem inespecíficos (i.e. surgem em muitas outras situações clínicas para além das fracturas);
- após a primeira fractura, muitas vezes não diagnosticada, o risco de novas fracturas aumenta, podendo ocorrer múltiplas fracturas vertebrais e conseqüente aumento da morbidade (i.e. das queixas e das perturbações associadas à doença) e da mortalidade;
- o diagnóstico e o tratamento precoces da doença são, portanto, fundamentais tendo em vista a prevenção das fracturas.

A fisioterapia tem uma importância fundamental no tratamento da osteoporose, nos quais se destacam os benefícios cardíaco, respiratório, muscular e ósseo, contribuindo para a melhoria da qualidade de vida desses pacientes. O objectivo dos programas de actividade física em indivíduos acometidos de osteoporose não é tanto favorecer a aquisição de massa óssea, mas promover uma melhoria no equilíbrio, força muscular, coordenação, condicionamento físico, na amplitude de movimento, diminuição de dor; visando sempre a prevenção de quedas e conseqüentemente o risco de fracturas (*International Osteoporosis Foundation*).

## 5.17. Nota Conclusiva

Desta forma, pode-se concluir que o principal objectivo das intervenções na MFR reside na melhoria da funcionalidade física e mental, permitindo que os doentes sejam activos e melhorem a sua qualidade de vida, de modo a poderem desenvolver uma vida social. Quando se registam sintomas e problemas persistentes, a funcionalidade, actividade e participação podem continuar a ser promovidas por aplicação de métodos e técnicas de Reabilitação especializados. Estes especialistas conseguem assim proporcionar independência aos doentes que apresentem défices funcionais, nomeadamente por patologias neurológicas, outras doenças músculo-esqueléticas, amputações e doenças cardíacas e pulmonares, entre outras. A Reabilitação mostra-se assim eficaz na redução da sobrecarga da incapacidade e na potenciação das oportunidades de vida para os indivíduos incapacitados (Bent *et al.*, 2002; WHO, 2001).

# Mobilização Passiva de membros - Trabalho de Campo

---

## 6.1. Introdução

A fisioterapia é o principal método de reabilitação para uma grande variedade de distúrbios do movimento ou disfunções neurológicas, como as consequentes de um AVC. Um treino diário dos movimentos irá apelar à neuroplasticidade do cérebro, levando a melhorias na mobilização dos pacientes (Woldag, 2003). Outro campo muito importante da reabilitação é o processo fisioterapêutico de pacientes com disfunções músculo-esqueléticas, tais como fracturas ósseas e restituição articular ou muscular. É grande o grupo de pessoas que requerem intervenção terapêutica. São utilizados métodos individualizados para reduzir a dor, recuperar a amplitude do movimento, estabilizar as articulações, treinar os padrões de um movimento coordenado e preciso e, se necessário, aumentar a força muscular. O objectivo é capacitar o paciente de autonomia, de forma indolor e coordenada para as situações do dia-a-dia.

Actualmente, os processos de reabilitação estão a sofrer algumas mudanças. Normalmente, a terapia era aplicada manualmente pelos fisioterapeutas sem a utilização de quaisquer métodos auxiliares (quer para a monitorização, quer para a avaliação da eficácia terapêutica). No entanto, os custos desta metodologia, devido à elevada especificação e personalização, a falta de motivação que se impõe sobre o doente, e a restante evolução que se verifica para toda a área de saúde no sentido de diminuir gastos e aumentar a independência dos tratamentos, tornaram necessária uma diferente abordagem. Nos últimos anos, tem-se verificado um aumento na pesquisa e na produção de soluções para este problema. As sugestões passam pela utilização de métodos de terapia automatizados e personalizados, com ambientes gráficos cativantes. Trata-se de soluções de auxílio à técnica, aumentando a sua eficácia e diminuindo a subjectividade do tratamento (Serra, 2009). Para auxiliar o fisioterapeuta na orientação e no controlo do processo terapêutico, devem ser dirigidos métodos auxiliares que ajudem o paciente a recuperar a sua capacidade de movimento. Estes sistemas não irão substituir a interacção humana directa entre o terapeuta e o paciente, mas podem ser um valioso suporte de apoio ao processo de reabilitação (Hesse *et al.*, 2003).

Assim, as intervenções que podem ser utilizadas pelos fisioterapeutas incluem exercícios passivos dos membros, posicionamento, exercícios de fortalecimento e mobilização (como estar de pé ou caminhar). Os exercícios passivos dos membros são geralmente

definidos como movimentos repetitivos da articulação dentro dos seus limites de amplitude (Morris, 2007). Para tais exercícios, estão actualmente disponíveis no mercado sistemas de mobilização automatizados que vêm, em muito, facilitar o processo reabilitativo, desde facilitar a circulação sanguínea, melhorar o tónus muscular, até reduzir a atrofia dos músculos.

## 6.2. Dispositivos de Mobilização Passiva

Na maioria dos dispositivos de mobilização passiva para membros inferiores e superiores, os pés e mãos da pessoa são efectivamente presos aos respectivos apoios que, com a ajuda de um motor eléctrico, realizam um movimento circular, sendo que cada pé ou mão revela um desfasamento de 180° em relação ao outro. Este movimento circular fará movimentar a parte inferior e superior das pernas e braços, facilitando assim o exercício passivo.

Normalmente, este tipo de dispositivos é composto por uma armação, um motor, bielas, pedais e um circuito que controla o motor. Na Figura 9, está representado um exemplo de um dispositivo de mobilização passiva, neste caso para membros inferiores.

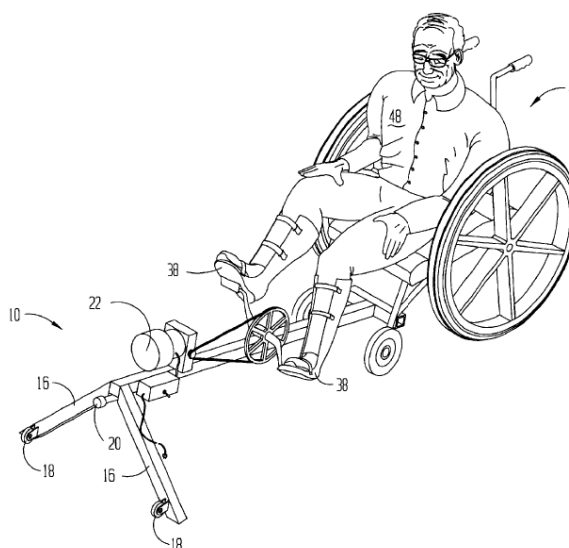


Figura 9 - Dispositivo básico de mobilização passiva para membros inferiores. Adaptado de McKillip (2002).

Um dos objectivos da armação é fornecer uma base estável onde podem ser colocadas as componentes dinâmicas do dispositivo de mobilização. A armação deverá ainda ser de fácil manuseamento no que diz respeito ao transporte e arrumação, aquando da não utilização. Pretende-se principalmente que os dispositivos sejam resistentes, compactos, duráveis, leves, simples, seguros, eficientes, versáteis, ecologicamente compatíveis, conservadores de energia, confiáveis, e ainda baratos, fáceis de fabricar, operar e manter.

Uma vez instalado, o Utente inicia o movimento das suas pernas e braços com o arranque do motor, o qual se encontra representado na Figura 9. O motor pode rodar no sentido directo ou inverso, o que permite “pedalar” em ambas as direcções. Para além disso, a velocidade do motor é ajustável. O motor que se encontra na Figura 9 é um motor AC de 120 V, 60 Hz e ½ cavalos de potência reversível. Esta potência seria a suficiente para fazer movimentar adequadamente as pernas do indivíduo, sem risco de sobrecarga.

### 6.3. Trabalho de Campo

Da elaboração desta dissertação fez parte um estágio curricular de um semestre (2º semestre do 2ºano de Mestrado), nas instalações do CMRRC - RP, mais propriamente nos ginásios dos pólos Ambulatório e Reabilitação Geral. Após a análise prévia dos dispositivos de mobilização que inteiravam os ginásios, foi decidido que o dispositivo que mostrara maior interesse para o estudo seria o *Active Passive Trainer (APT)*, pois os equipamentos deste tipo possuem uma vasta aplicabilidade e versatilidade na reabilitação física de membros superiores e inferiores em doentes de EM, AVC, paraplegia/tetraplegia, espasmos, Parkinson e outras patologias já descritas no capítulo 5, assim como com todos os tipos de limitação de movimento. O estudo directo do dispositivo de mobilização passiva começou a desenvolver-se em Fevereiro de 2010, tendo terminado a Junho de 2010. Numa fase inicial foi feito um estudo de campo, mediante diálogo com os Utentes capazes de colaborar e com os Profissionais de Saúde que mais directamente lidam com os casos de reabilitação na abordagem dos equipamentos de mobilização (Auxiliares, Enfermeiros e Fisioterapeutas), visando entender como acontece o dia-a-dia face a este tipo de equipamentos. A fase seguinte envolveu a elaboração dos inquéritos tendo em conta todas essas informações, a par de reuniões que se realizavam com alguns Fisioterapeutas. Nesta fase elaborou-se uma primeira etapa de teste, aplicando o inquérito a uma pequena parte da amostra, em que o mais importante foi anotar as dificuldades de compreensão das questões e comentários/sugestões. Após observação do que se havia obtido com os inquéritos teste, procedeu-se ao aperfeiçoamento dos mesmos, aplicando, numa etapa seguinte, a nova versão aos restantes da amostra. Os resultados e as conclusões obtidas com este trabalho são apresentadas e discutidas nas secções 6.4.2. e 6.4.3.

Adicionalmente, pode-se acrescentar que o envolvimento com todas as pessoas do CMRRC - RP, principalmente com os Utentes que padecem de diversas patologias, permitiram tirar verdadeiras lições de vida e compreender muitas das dificuldades que, a maioria das vezes, estão camufladas. Percebeu-se, junto dos Profissionais, que ainda há muito a desenvolver-se no campo da Engenharia associada à reabilitação, nomeadamente no ramo dos Sistemas Biónicos. O ramo da saúde demanda constantemente por avanços da tecnologia, havendo necessidade de responder a esses pedidos.

### Active Passive Trainer

Os equipamentos do tipo do *APT* são indicados para casos de EM, AVC, paraplegia/tetraplegia, espasmos, Parkinson e outras patologias já descritas no capítulo 5, assim como todos os tipos de limitação de movimento. Face à aplicabilidade deste tipo de equipamento, foi seleccionado como o dispositivo de mobilização passiva adequado à reabilitação física de membros superiores e inferiores sobre o qual serão definidas diversas especificações de melhorias para os equipamentos já existentes ou até mesmo para o desenvolvimento de um novo equipamento que congregue as características que nesta dissertação são descritas como relevantes e/ou inovadoras que irão promover a reabilitação dos Utentes e serão facilitadoras do trabalho realizados pelos Profissionais de Saúde.

Em termos concretos, este equipamento possui duas possibilidades de terapia: treino passivo com motor e treino activo. No primeiro caso, as pernas e os braços do paciente, que têm pouca ou nenhuma força muscular, são movidos passivamente pelo motor. Este tipo de mobilização passiva tem-se revelado muito positivo para a fisioterapia, especialmente para controlo de espasmos. No caso de ser detectado um espasmo, o *APT* inverte suavemente o sentido dos pedais, tentando relaxar os músculos afectados.

No modo activo, o *APT* permite uma grande variedade de exercícios, quer mantendo a resistência constante, independente da velocidade do pedal; ou em modo isocinético, onde aumenta a resistência à medida que aumenta a velocidade. Assim, o treino activo é feito com a própria força muscular do paciente, sendo recomendável, no entanto, que antes do treino activo se faça uma fase de movimento passivo como aquecimento ou para relaxar os músculos.

O *APT* revela versatilidade ao fornecer uma gama variável de movimento, ao ajustar-se facilmente a altura e o comprimento das bielas (Figura 10).



Figura 10 - *APT* em utilização para membros inferiores e superiores Adaptado de Planet Mobility (2010).

Em termos genéricos, os principais objectivos dos exercícios realizados no *APT* passam por reduzir a espasticidade; aumentar a força muscular, aumentar a participação do indivíduo nas actividades da vida diária; melhorar a sensação de bem-estar e reduzir a ansiedade; aumentar ou manter a eficiência cardíaca e pulmonar; aumentar ou manter a força,

flexibilidade, mobilidade e coordenação; melhorar a força e estrutura óssea; auxiliar no controlo do peso; e reduzir o risco de diversas doenças crónicas, tais como osteoporose ou hipertensão (Planet Mobility, 2010).

No entanto, ao longo da execução do estudo experimental no Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais (CMRRC - RP) foram detectadas algumas limitações do equipamento que podem comprometer o cumprimento dos objectivos acima citados. Desta forma, mais à frente serão enumeradas algumas melhorias e tarefas inovadoras, que certamente ajudarão na obtenção de melhores resultados. De seguida, será descrito mais concretamente e com mais pormenor o estudo experimental que foi realizado com o intuito de detectar através de questionários realizados aos Utentes e Profissionais de Saúde do CMRRC - RP as características relevantes.

## 6.4. Estudo desenvolvido

### Objectivo

O estudo desenvolvido teve como inicial objectivo compreender e estudar as necessidades clínicas ao nível dos equipamentos de reabilitação. Foi feita uma análise directa de campo, elaborando-se o levantamento e o estudo dos Sistemas Passivos de Terapia do Movimento (principais alvos do estudo), do CMRRC-RP. Mediante o diálogo com os Utentes e Profissionais de Saúde, bem como posterior aplicação de inquéritos aos mesmos, tentou-se detectar as principais limitações dos referidos equipamentos e os pontos onde se poderiam melhorar ou implementar inovações. Assim, com este estudo pretendeu-se projectar um novo Sistema Passivo atendendo às principais necessidades verificadas, tentando contribuir para o avanço das tecnologias clínicas.

### Questões Éticas

Este estudo foi inicialmente submetido à avaliação da Comissão de Ética para a Saúde (CES), do CMRRC-RP que, em acordo com o estabelecido na lei e nos códigos deontológicos, emitiu parecer favorável à realização do mesmo (ANEXO A).

A participação de todos os sujeitos esteve de acordo com a aceitação dos respectivos responsáveis, os quais foram informados acerca dos objectivos e procedimentos do estudo, além de terem concordado e assinado um termo de consentimento (ANEXO B). A explicação dada versou também os direitos dos participantes no estudo, designadamente, o direito a declinar o pedido em qualquer altura do estudo, à privacidade, ao anonimato e à confidencialidade. Para além disso, foi dada a oportunidade aos participantes de fazerem as perguntas que entendessem necessárias e às quais foram dadas as devidas respostas.

### Metodologia

Este estudo envolveu a aplicação de inquéritos (ANEXO C) a duas amostras diferentes: Utentes utilizadores do dispositivo de mobilização em estudo (*APT*) e Profissionais de Saúde encarregues do processo terapêutico desses mesmos Utentes. A escolha dos sujeitos da pesquisa deu-se pela possibilidade de contacto com os mesmos no CMRRC-RP. Toda a análise elaborada caracterizou-se por um “estudo de campo”, havendo a avaliação directa do funcionamento de variados dispositivos de mobilização, entre os quais do equipamento em estudo e da intervenção dos respectivos sujeitos.

Ao nível dos Utentes, constituíram-se como critérios de exclusão a dificuldade/incapacidade de compreensão e colaboração no diálogo com o inquiridor, e qualquer um que não fizesse uso do equipamento em causa. Ao nível dos Profissionais de Saúde, excluíram-se todos aqueles que não possuíam familiaridade com o referido dispositivo, não acompanhando diariamente o processo reabilitativo do seu Utente a esse nível.

A partir do consentimento dos responsáveis, começou a ser feita a recolha e organização dos dados na referida instituição.

#### **6.4.1. Procedimentos estatísticos**

O tratamento estatístico dos dados foi realizado recorrendo ao uso do programa *SPSS* (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 13.0 (SPSS, 2004).

Relativamente à caracterização das amostras, dado o número de elementos que as constituem, recorreu-se à estatística descritiva univariada, utilizando-se a média como medida de tendência central e o desvio padrão como medida de dispersão.

#### **6.4.2. Resultados**

Nesta secção, são apresentados os resultados obtidos neste procedimento experimental.

- **Utentes**

##### Análise descritiva dos elementos da amostra

Uma das populações do estudo foi composta por Utentes do CMRRC-RP, que se encontravam num processo reabilitativo e que concordaram participar. A recolha de dados foi realizada utilizando um inquérito composto por questões referentes a: dados pessoais (nome, idade, data de nascimento, género e doença/deficiência); aspectos gerais quanto à instalação e utilização do dispositivo de mobilização *APT*, focando o conforto e a adaptação do Utente;

características gerais dos exercícios nele realizados; e sugestões de melhorias ou inovações possíveis de se implementar; perfazendo o total de 3 folhas.

Da amostra fizeram parte 20 Utentes (n = 20), com uma média de idades de 53,80 anos, sendo que o Utente mais novo tinha 21 anos e o mais velho 83 anos. A maioria era do sexo masculino (70%). Na Tabela 1, pode-se analisar a distribuição das patologias por género, constatando-se que as causas mais comuns que levaram os Utentes inquiridos a experimentarem um processo reabilitativo foram o AVC (30%) e a LVM (30%).

Tabela 1 - Estatística descritiva das patologias dos Utentes mediante o género (obtida através do SPSS).

Patologia	Género		Total
	Masculino	Feminino	
AVC	4	2	6 (30%)
TCE	3	0	3 (15%)
LVM	5	1	6 (30%)
Anóxia Cerebral	1	1	2 (10%)
Síndrome de Guillian-Barré	1	0	1 (5%)
Mielopatia Espondilótica Cerebral	0	1	1 (5%)
Amputação	0	1	1 (5%)
Total	14 (70%)	6 (30%)	20 (100%)

Relativamente ao dispositivo em questão, foi pedido aos Utentes que o classificassem numa escala de 1 a 5 (1-Mau, 2-Razoável, 3-Bom, 4-Muito Bom, 5-Sem opinião), tendo em conta o seu grau de conforto e de adaptação. O resultado foi que 80% dos Utentes responderam “Bom” e os restantes 20% responderam “Muito Bom”.

Em termos de frequência de utilização do dispositivo, a tabela abaixo releva que a maioria dos Utentes (80%) tem incluído no seu processo terapêutico uma sessão de exercícios diária neste tipo de sistemas de mobilização (ver Tabela 2). Há ainda uma pequena parte que realiza estes exercícios mais que uma vez por dia (10%).

Tabela 2 - Estatística descritiva da frequência de utilização do dispositivo APT pelos Utentes (obtida através do SPSS).

	Frequência	Percentagem (%)
Mais de uma vez por dia	2	10,0
Uma vez por dia	16	80,0
Dia Sim/Dia Não	2	10,0
Total	20	100,0

Para cada caso, foi questionado o modo como é feito o processo de instalação no dispositivo em causa e como é programada a respectiva sessão terapêutica (Tabelas 3 e 4).

Em termos de instalação, 40% dos Utentes inquiridos conseguem fazê-lo, na maioria das vezes, sem qualquer dificuldade. Já em termos de programação da sessão, são tantos aqueles que conseguem colocar o equipamento a funcionar (30%) como aqueles que nunca o fizeram (30%). Cerca de 20% dos Utentes afirmam que, quando é necessário alterar os parâmetros da sessão terapêutica, não são eles a pôr o equipamento a funcionar mas sim o Profissional de Saúde encarregue pelo seu processo terapêutico.

Tabela 3 - Tabela informativa do grau de dificuldade dos Utentes no processo de instalação no dispositivo APT (obtida através do SPSS).

	Frequência	Percentagem (%)
Necessito sempre de auxílio	7	35,0
Na maioria das vezes, é o profissional que o faz	2	10,0
Na maioria das vezes consigo fazê-lo sem dificuldade	8	40,0
Nunca precisei de auxílio	3	15,0
Total	20	100,0

Tabela 4 - Tabela informativa do grau de dificuldade dos Utentes na programação da sessão de exercícios no dispositivo APT (obtida através do SPSS).

	Frequência	Percentagem (%)
Nunca fui eu a colocar o equipamento a funcionar	6	30,0
Na alteração de parâmetros, é o profissional que o faz	4	20,0
Necessito sempre de auxílio	3	15,0
Sou eu que coloco a funcionar sempre	6	30,0
Nunca precisei de auxílio	1	5,0
Total	20	100,0

Dos 20 Utentes inquiridos, apenas 4 realizavam as sessões de exercícios sem a utilização de cadeira de rodas. Aos restantes foi colocada a questão de como era feita a estabilização das suas cadeiras de rodas, de modo a evitar o recuo ou a inclinação da mesma. Apenas um Utente afirmou não utilizar qualquer estabilizador adicional, bastando o próprio travão da cadeira de rodas. Todos os outros responderam que a essa estabilização era feita por meio de tripés que eram colocados na parte de trás da cadeira. Apesar de poder não ser a melhor maneira de fazer a estabilização, consideram ser eficaz, na maioria dos casos.

Na questão 8 deste questionário, tentou-se saber até que ponto os Utentes percebem com que objectivo é que foram aconselhados a realizar exercícios terapêuticos neste equipamento. Uma grande maioria (85%) responderam que o principal objectivo desta terapia seria recuperar a mobilização dos membros afectados, tendo um Utente acrescentado que pretende-se também ganhar força e resistência muscular. Outros 10% afirmam que prevenir a atrofia muscular é o principal objectivo destes exercícios.

Na questão seguinte, perguntou-se aos Utentes o que sentiam com este tipo de tratamento; se verificavam melhorias ou piorias depois da realização destes exercícios (ver Figura 11). Constatou-se que uma grande parte dos inquiridos (50%) ficam de certa forma cansados, mas conseguem ir sentindo melhorias ao longo do tempo.

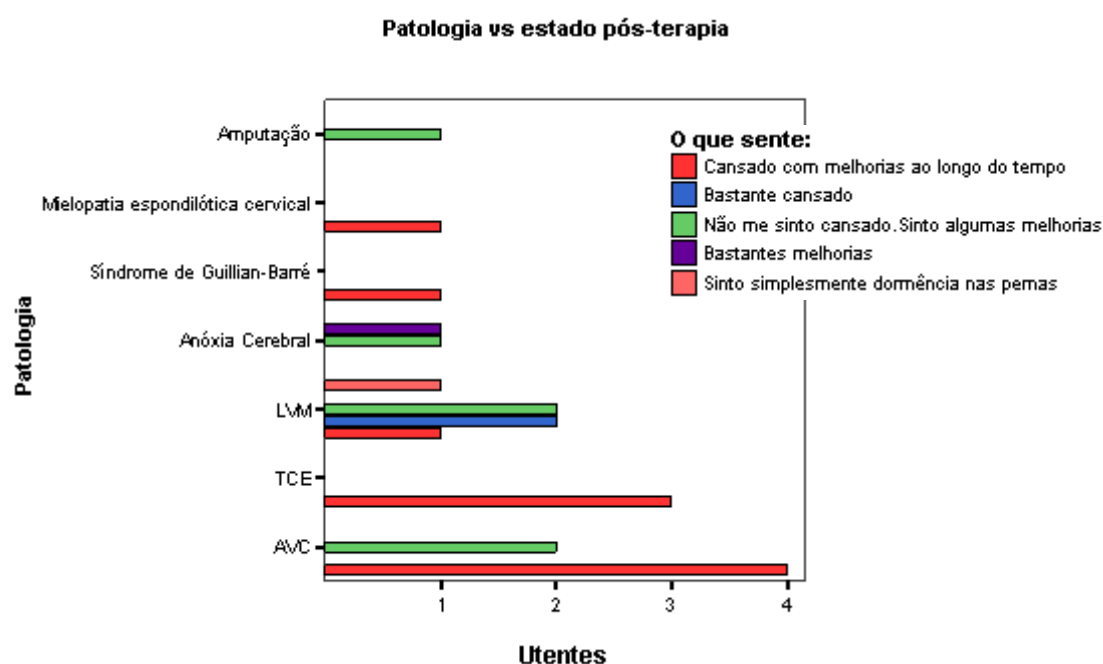


Figura 11 - Relação existente entre a patologia do Utente e o seu estado físico após as sessões de exercícios no APT (Gráfico obtido através do SPSS).

Foi ainda pedido aos Utentes que sugerissem algumas melhorias que se pudessem implementar no APT, de modo a trazer mais valias para o processo de reabilitação. A maioria (70%) não teve melhorias a apontar (Figura 12).

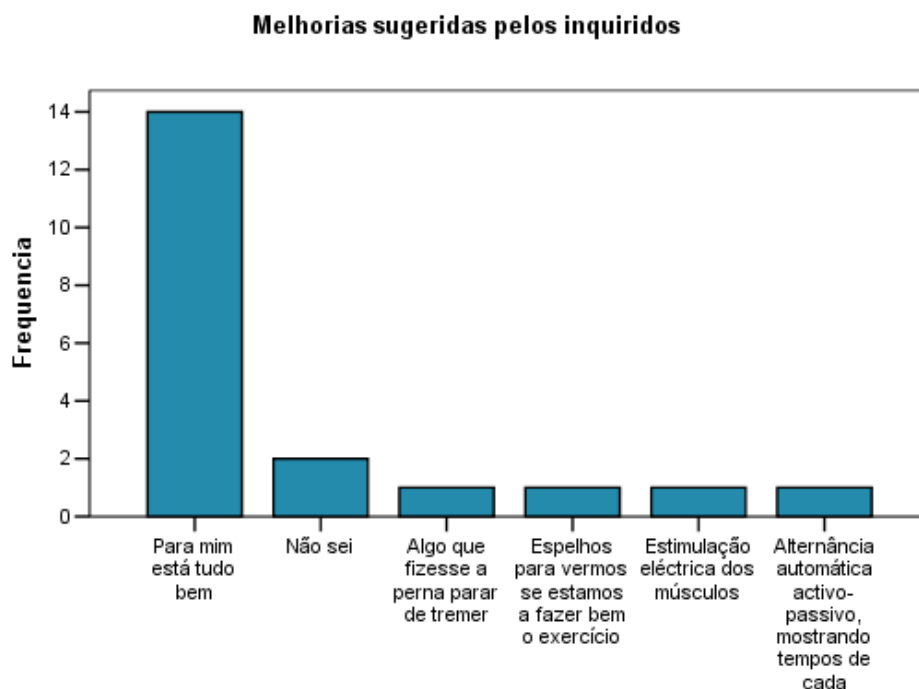


Figura 12 - Melhorias sugeridas para o APT por alguns dos Utentes inquiridos (Gráfico obtido através do SPSS).

Por fim e para terminar o inquérito, foi-lhes perguntada a opinião acerca de duas melhorias passíveis de se implementar. Perguntou-se se achavam uma mais valia este equipamento ter incluídos adaptadores que fizessem a estabilização da cadeira de rodas (para aqueles que a usam), sem que fossem necessárias quaisquer outras formas para a estabilizar (como o tripé). Pediu-se ainda a opinião acerca da inclusão de um cartão de memória em que ficasse registada a sua evolução terapêutica ao longo do tempo, mantendo um histórico clínico. As opiniões divergem e encontram-se descritas na Tabela 5.

Melhorias Sugeridas pelo inquiridor	Sim	Não	Não sei/Não percebo	Não usa CD*
Adaptadores para a estabilização da CD*	35%	35%	10%	20%
Cartão de memória	70%	0%	30%	-----

\*CD - Cadeira de Rodas

Tabela 5 - Opinião dos Utentes (em termos percentuais) sobre as melhorias sugeridas (obtida através do SPSS).

Relativamente aos estabilizadores nem todos concordam que seja uma melhoria essencial, havendo ainda 10% sem opinião. Já a ideia do cartão de memória foi bem aceite por 70% dos Utentes inquiridos.

- **Profissionais de Saúde**

#### Análise descritiva dos elementos da amostra

A outra população do estudo foi composta por Profissionais de Saúde do CMRRC-RP, da área da fisioterapia, que concordaram participar. A recolha de dados foi realizada utilizando um inquérito composto por questões referentes a: dados pessoais (nome, idade, género, habilitação académica e área de intervenção); características gerais e desempenho do dispositivo de mobilização *APT*; características dos exercícios nele realizados; e sugestões de melhorias ou inovações possíveis de se implementar; perfazendo o total de 4 folhas.

Da amostra fizeram parte 15 fisioterapeutas ( $n = 15$ ), com uma média de idades de  $28,13 \pm 5,78$  anos. A maioria dos profissionais era do sexo feminino (66,7%). Ao nível das habilitações académicas, apenas um dos inquiridos ainda não havia concluído o curso, estando a realizar um estágio. Foi incluído na amostra pois já possuía alguma familiaridade com o dispositivo de mobilização em causa. Dos restantes inquiridos, 26,7% possuíam o bacharelato e 60% a licenciatura em fisioterapia (Tabela 6).

Tabela 6 - Habilitações académicas dos Profissionais de Saúde (obtida através do SPSS).

	Frequência	Percentagem (%)
12º Ano	1	6,7
Bacharelato	4	26,7
Licenciatura	9	60,0
Outra	1	6,7
Total	15	100,0

A maioria (66,7%) concorda que este equipamento é flexível ao ponto de permitir uma boa mobilização dos membros inferiores e/ou superiores, estando de seguida representada uma tabela informativa acerca da utilização do referido equipamento (Tabela 7).

Tabela 7 - Tabela informativa sobre utilização do *APT*, segundo opinião dos profissionais inquiridos (obtida através do SPSS).

Questão	Nada/ Nunca	Pouco	Aceitável	Muito	Excelente/ Sempre
Forma activa			33,3%	46,7%	20,0%
Forma passiva		13,3%	33,3%	33,3%	20,0%
Membros inferiores			33,3%	40,0%	26,7%
Membros superiores			26,7%	46,7%	26,7%
Sistema de controlo anti-espasmos	46,7%	13,3%	20,0%	20,0%	
Pacientes LVM			20,0%	53,3%	26,7%
Pacientes AVC			40,0%	40,0%	20,0%
Pacientes TCE		6,7%	46,7%	33,3%	13,3%
Pacientes Parkinson, Alzheimer, outras.		13,3%	46,7%	26,7%	13,3%
Pacientes distúrbio músculo-esquelético		13,3%	46,7%	33,3%	6,7%

Por análise dos dados da tabela acima apresentada, verifica-se que 46,7% dos profissionais inquiridos afirmam que o equipamento é muito utilizado de forma activa, ou seja, o Utente tem a força muscular necessária para efectuar o exercício. No entanto, é afirmado por 33,3% dos inquiridos que o mesmo equipamento também é muito utilizado em situações em que não há capacidade de mobilização por parte do Utente, ou seja, de forma passiva. De uma forma geral, este equipamento é frequentemente utilizado tanto para membros inferiores (40% afirmam que é muito utilizado nesses casos) como para membros superiores (46,7% afirmam que é muito utilizado nesses casos). Em relação ao controlo anti-espasmos, conclui-se que há pouca recorrência a esta funcionalidade; 46,7% dos inquiridos afirmam que nunca se utiliza esta potencialidade do equipamento. De acordo com as patologias, verifica-se que este tipo de equipamentos é aconselhado pelos terapeutas um pouco para todas elas. A maior fatia dos Utentes que frequenta o CMRRC-RP tem quase sempre incluído no seu plano de treino sessões de exercícios no *APT*.

Para além disso, 40% dos fisioterapeutas da amostra afirmam que um plano de treino que inclua exercícios neste tipo de equipamentos contribui aceitavelmente para a maior independência do paciente e 33,3% asseguram ainda que contribui muito para o bem-estar psicológico do mesmo.

Quanto ao objectivo da utilização de um equipamento deste tipo, as opiniões dos profissionais são as seguintes: 33,3% referem que o único objectivo é a mobilização passiva; 46,7% associam a mobilização passiva ao reforço muscular; 6,7% acrescentam ainda à mobilização e ao reforço muscular a estimulação para a independência do Utente; outros 6,7% afirmam que para além da mobilização passiva, um outro objectivo é o treino cardiovascular, melhorando a resistência ao esforço; e os restantes 6,7% concordam que proporcionar autonomia ao Utente é o principal objectivo deste tipo de exercícios. Em termos gerais, 53,3% dos fisioterapeutas consideram que é essencial a prática de exercícios num equipamento deste tipo.

À questão *“Acontece com frequência que, com esta terapia, sejam encontradas forças residuais no paciente, permitindo-lhe realizar movimentos mais complexos?”* 13,3% dos fisioterapeutas afirmaram que *“Sim”*; 6,7% afirmaram que *“Sim, quando complementada com outras técnicas”*; 33,3% não têm a certeza, respondendo *“Talvez”*; e 46,7% afirmaram que *“Não”*.

Relativamente à duração das sessões de exercícios neste equipamento, a Tabela 8 mostra-nos a estatística descritiva, mediante informações dos profissionais, sendo evidenciada uma média de 31,67 minutos para o tempo máximo que comporta uma sessão, 19 minutos para o tempo médio e 10,33 minutos para o tempo mínimo.

Tabela 8 - Estatística descritiva sobre a duração das sessões de exercícios no APT - mínimo, máximo, média e desvio-padrão (obtida através do SPSS).

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Tempo_máximo (min)	15	20	60	31,67	10,293
Tempo_médio (min)	15	10	30	19,00	5,412
Tempo_mínimo (min)	15	5	15	10,33	3,519
N	15				

Numa fase seguinte deste inquérito, foram colocadas algumas questões sugestivas de melhorias neste equipamento em estudo, estando a opinião dos profissionais revelada na tabela seguinte (Tabela 9). Relativamente ao facto de este equipamento ter incluídos adaptadores que fizessem a estabilização da própria cadeira de rodas, sem que fossem necessárias quaisquer outras formas para a estabilizar, 86,7% dos inquiridos acham ser uma mais valia. Também 86,7% acham vantajoso que este equipamento permita diferentes graus de resistência de força em termos laterais, havendo maior ou menos resistência a um dos lados, tendo em conta a patologia em causa. Também se justificaria o facto de este equipamento ser capaz de permitir a mobilização em maiores amplitudes, de modo a prevenir o encurtamento, já que 93,3% dos Fisioterapeutas assim o consideram. Uma ideia não tanto de acordo entre os inquiridos é a de este equipamento ser dotado de um cartão de memória em que ficasse registada a evolução do paciente ao longo do tempo e todo o seu histórico terapêutico (53,3% afirmam ser uma mais valia e 6,7% revelam incógnita à viabilidade da ideia). Já 66,7% estão de acordo quanto ao facto de a portabilidade não ser uma grande vantagem. Acreditam não ser essencial este equipamento ser capaz de incorporar uma bateria para poder ser usado remotamente. Por fim, a ideia de o equipamento ser dotado de sensores de força/pressão, que registassem o esforço/dificuldade que o paciente estaria a ter para cumprir os objectivos traçados no processo terapêutico e até mesmo os picos de espasticidade que pudessem ocorrer, é indubitavelmente aceite pela maioria dos inquiridos (60%).

Tabela 9 - Opinião dos profissionais (em termos percentuais) sobre as melhorias sugeridas (obtida através do SPSS).

Melhorias Sugeridas pelo inquiridor	Sim	Não	Talvez
Adaptadores para a estabilização da CD*	86,7%	6,7%	6,7%
Diferentes graus de resistência de força em termos laterais	86,7%	6,7%	6,7%
Mobilização em maiores amplitudes	93,3%	6,7%	
Cartão de memória	53,3%	40,0%	6,7%
Portabilidade	26,7%	66,7%	6,7%
Sensores de força/pressão	60,0%	40,0%	

\*CD - Cadeira de Rodas

Para além da opinião dada acerca das melhorias sugeridas, houve ainda quem sugerisse outras, que trariam mais valias ao processo terapêutico e ao desempenho do equipamento (Tabela 10). Dessas melhorias fazem parte o apoio para os antebraços dos Utentes, um melhor *biofeedback*, a possibilidade de controlar a frequência cardíaca e a

pressão arterial a par da realização do exercício e a oportunidade de facultar um maior conforto aos Utentes.

Tabela 10 - Melhorias sugeridas por alguns dos profissionais inquiridos (obtida através do SPSS).

Melhorias Sugeridas pelos inquiridos	Frequência	Porcentagem
Apoio para antebraços	3	20%
Biofeedback	3	20%
Controlo da frequência cardíaca e pressão arterial	1	6,7%
Maior conforto	2	13,3%

Relativamente ao software incluído no equipamento, todos os inquiridos certificaram ser de simples e fácil utilização, apontando, no entanto, pequenas melhorias possíveis de se implementar: 6,7% afirmaram que seria uma mais valia o software disponibilizar temporizador; outros 6,7% propuseram a hipótese de o software poder estar mais ao alcance dos Utentes, para aqueles que conseguem fazer o processo de instalação e programação sozinhos; e outros 6,7% referem que seria adequado que o painel associado ao programa de software possuísse maiores teclas/botões para uma utilização mais prática, não olhando tanto à estética em si.

Um outro assunto que foi abordado no mesmo inquérito foi relativamente às forças disponibilizadas pelo equipamento. Foi questionado se essas forças seriam suficientes para causar a resistência desejada a nível muscular, adaptando-se a qualquer patologia/incapacidade. 60% dos inquiridos responderam que “Sim”, o equipamento satisfaz perfeitamente a condição de causar sempre a resistência pretendida; já outros 33,3% não têm a mesma opinião, afirmando que a força disponibilizada pelo equipamento nem sempre é suficiente.

A última questão do inquérito foi “*Acha que é essencial a mobilização pelo técnico ou que este aparelho a dispensa?*”, havendo unanimidade quanto ao facto de ser essencial a mobilização pelo técnico, tendo todos os fisioterapeutas afirmado que o aparelho só vai complementar e ajudar no processo terapêutico.

### 6.4.3. Discussão dos Resultados e Conclusões do Estudo

Mediante o estudo e análise directa do dispositivo de mobilização passiva APT, existente nas instalações do CMRRC-RP, e através dos inquéritos aplicados aos Utentes e Profissionais de Saúde da referida instituição, foi possível obter informações úteis acerca das principais limitações do referido dispositivo, bem como retirar algumas conclusões que se mostram valiosas quando se pensa em inovar ou projectar equipamentos do tipo, visando atender às principais necessidades e contribuindo para um futuro tecnológico.

Relativamente aos Utentes, constatou-se que os principais utilizadores do *APT* eram aqueles que haviam sofrido um AVC ou uma LVM, sendo que ambas as patologias caracterizavam cerca de 60% de todos os inquiridos. Essas são as principais causas dos casos de paraplegia, tetraplegia e hemiplegia observados durante o estudo. Em alguns desses casos, verificou-se que ocorre um fenómeno denominado espasticidade, o qual mantém os músculos activos através de movimentos involuntários, mas que podem tornar-se, do ponto de vista da pessoa afectada, bastante incómodos e incontrolláveis, podendo limitar ou impossibilitar a vida activa. Desta forma, também ao nível das sessões de exercícios é essencial um controlo eficaz dessa espasticidade para se conseguirem cumprir os objectivos estabelecidos na terapia reabilitativa. Em alguns casos, um programa de intervenções de reabilitação física e recuperação funcional longo e completo torna possível uma recuperação parcial ou total.

Em termos gerias, o dispositivo *APT* mostrou-se ser um bom equipamento hospitalar, tendo em conta o seu grau de conforto e de adaptação. São 80% os Utentes que o utilizam pelo menos uma vez por dia, o que revela que há uma forte aposta por parte dos Profissionais de Saúde, neste tipo de dispositivos.

Ao nível da instalação e programação, o *APT* nem sempre está acessível aos Utentes. Nem todos conseguem fazer os exercícios providenciados por este dispositivo de mobilização passiva sem necessitarem de qualquer auxílio profissional. No entanto, através de uma selecção de casos (*SPSS - Select cases*) verificou-se que, dos 40% que afirmam conseguir instalar-se devidamente sem ser preciso ajuda, são praticamente todos aqueles que também conseguem colocar o equipamento a funcionar, excepto quando é necessário efectuar alguma alteração de parâmetros. Na instalação do Utente, podem ser feitas algumas melhorias no que toca à estabilização da cadeira de rodas, bem como no retirar dos apoios para os pés (nem sempre é fácil fazê-lo sozinho). Em termos de programação, um software mais acessível, teclas maiores e ilustrativas, uma interface com comandos de voz são algumas das sugestões apontadas para melhorar a posição do Utente e tentar conferir-lhe mais autonomia na realização das suas sessões de exercícios. Outras melhorias apontadas e discutidas dizem respeito à estimulação eléctrica dos músculos, à alternância automática entre activo e passivo, aos espelhos que deviam fazer parte da constituição do dispositivo bem como à inclusão de um cartão de memória (as melhorias às especificações do dispositivo são abordadas com mais detalhe na secção 6.5).

Segundo as informações dadas pelos Utentes, são cerca de 85% aqueles que vão sentindo melhorias ao longo do processo, 60% dos quais se sentem cansados após as sessões de exercícios. Recuperar a mobilização dos membros afectados, ganhar força e aumentar a resistência muscular foram os principais objectivos da terapia por eles apontados.

Segundo a opinião dos Fisioterapeutas inquiridos, este equipamento é flexível ao ponto de permitir uma boa mobilização dos membros inferiores e/ou superiores. O equipamento é utilizado tanto de forma activa como passiva. Nos casos de pacientes com espasticidade, nem sempre o dispositivo responde com eficácia. Segundo os Terapeutas

inquiridos, há necessidade de um melhor controlo anti-espasmos. Por consenso geral, é essencial a prática de exercícios num equipamento deste tipo pois a mobilização passiva, associada ao reforço muscular e ao treino cardiovascular, melhora a resistência ao esforço e proporciona uma maior independência ao Utente, contribuindo ainda para o seu bem-estar psicológico.

Em termos genéricos, uma sessão de exercícios no APT tem como tempo máximo 30 minutos, tempo médio 20 minutos e tempo mínimo 10 minutos. Acompanhando as sessões pode acontecer que sejam encontradas forças residuais no Utente, o que lhe permite realizar movimentos mais complexos, embora os Fisioterapeutas afirmem que tal não acontece com grande frequência.

Para além das melhorias sugeridas no inquérito, houve ainda quem sugerisse adicionalmente outras. Em suma, as melhorias possíveis de se efectuar passam por:

- incluir estabilizadores para a cadeira de rodas no próprio dispositivo;
- permitir maior ou menor resistência a nível lateral (diferentes graus de resistência para cada lado), para além de se poder fornecer maior resistência em termos gerais (segundo os Profissionais de saúde, essa força disponibilizada pelo equipamento nem sempre é suficiente);
- possibilitar a mobilização dos membros em maiores amplitudes; dotar o equipamento de um cartão de memória (como também foi referido na opinião dos Utentes);
- munir o dispositivo de sensores de força, podendo acompanhar-se o desempenho dos Utentes em termos de esforço físico e até detectar-se períodos de espasticidade muscular;
- enriquecer o dispositivo com melhores apoios para os antebraços;
- possibilitar o controlo da frequência cardíaca e da pressão arterial;
- melhorar a funcionalidade de *biofeedback*;
- preñar o software com temporizador;
- desenvolver um painel de controlo mais acessível e esclarecedor para certos Utentes (teclas maiores e ilustrativas, por exemplo);
- e proporcionar um melhor conforto para os Utentes.

A portabilidade do dispositivo foi a única melhoria que a maioria dos Fisioterapeutas achou não ser essencial, na maioria das situações, podendo haver algumas que o justifiquem. Todas as melhorias atrás apontadas serão abordadas com mais detalhe na secção 6.5.

Por último, com o assentimento de todos os Profissionais de Saúde, mostrou-se essencial o facto de haver a mobilização pelo técnico para além dos exercícios efectuados no APT. Este equipamento não substitui, de todo, a função do Terapeuta, no entanto, ajuda a complementar a terapia reabilitativa, contribuindo para melhores resultados.

# Especificação de Melhorias e Inovações

---

## 7.1. Introdução

Através do estudo desenvolvido, foi possível fazer o levantamento das melhorias e inovações exequíveis num dispositivo de mobilização passiva, mais especificamente no *APT*. Neste capítulo são abordadas com pormenor essas melhorias já anteriormente citadas. Encontram-se divididas em secções, mediante se trate de uma melhoria ao nível de hardware ou de software, projectando-se assim um modelo de um dispositivo de mobilização passiva ideal.

## 7.2. Hardware

De seguida são descritos alguns dispositivos que poderão ser integrados no *APT* com o intuito de proporcionar melhorias tanto à utilização por Utentes, promovendo resultados fisioterapêuticos benéficos pela sua aplicação, assim como auxiliando e fornecendo dados adicionais às tarefas desenvolvidas pelos Profissionais de Saúde.

### 7.2.1. Sensores de força

O Sensor *FlexiForce* é um sensor de força piezorresistivo durável e versátil, que pode ser fabricado das mais diversas formas e tamanhos (Figura 13). Utiliza uma tecnologia baseada na variação da resistência em função de um esforço mecânico de tracção e compressão. A aplicação de força na área do sensor com sensibilidade activa (9,53 mm de diâmetro) provoca uma alteração na resistência do elemento sensitivo, numa proporção inversa à força aplicada. São uma ferramenta económica e personalizável para a medição da força, que são facilmente integrados em produtos de origem (*OEM - original equipment manufacturer*). Este sensor tem por base um circuito impresso flexível e ultra-fino (0,203 mm) que é sensível à força de contacto. Encontra-se disponível em três intervalos de força diferentes, adequando-se a uma variedade de aplicações (*Tekscan*).



Figura 13 - Modelo standard do sensor A201 FlexiForce. Adaptado de Tekscan (2010).

Estes sensores são construídos com duas camadas de substrato, o qual é composto por uma película de poliéster. Em cada camada é aplicado um material condutor (prata), seguido de uma tinta sensível à pressão. Depois é utilizado um adesivo de forma a juntar as duas camadas de substrato e formar o sensor (Figura 14). O círculo de prata onde se coloca a tinta sensível à pressão define a área do sensor com sensibilidade activa. A prata estende-se desde essa área até aos conectores na outra extremidade do sensor, formando os fios condutores. Os sensores *FlexiForce* terminam com um pino conector macho, o qual permite que eles sejam incorporados num circuito.

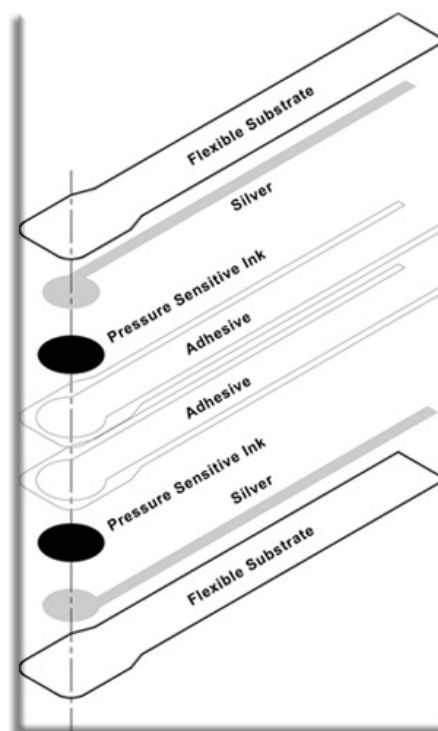


Figura 14 - Constituição do sensor FlexiForce. Adaptado de Tekscan (2010).

O sensor actua como uma resistência de valor variável num circuito eléctrico. Quando o sensor está descarregado, a sua resistência é muito elevada (cerca de 5 M $\Omega$ ); quando é aplicada uma força no sensor, a resistência diminui. Na Figura 15, pode-se ver a relação que existe entre a força e a resistência, e entre a força e a condutância ( $1/R$ ). Note-se que a curva da condutância é linear e, portanto, útil para a calibração.

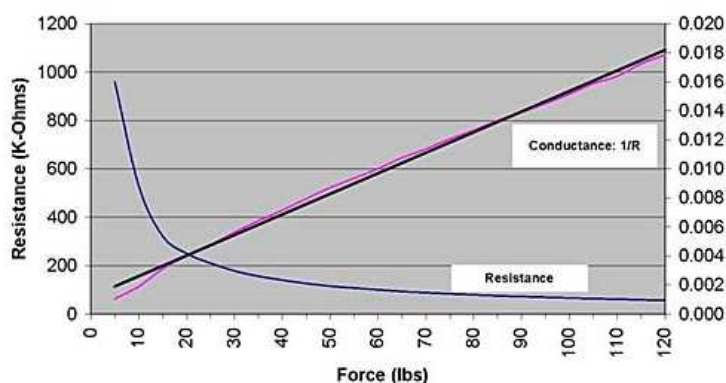


Figura 15 - Comportamento da variável força em relação às variáveis resistência e condutância, do sensor FlexiForce. Adaptado de Tekscan (2010).

Este tipo de sensores é reconhecido pela sua versatilidade, fácil integração e relação custo-eficácia. Dependendo da necessidade da aplicação, os utilizadores ou o próprio fabricante podem recortar os sensores para o comprimento desejado. Para além disso, estes sensores podem ser desenhados de forma personalizada, indo de encontro às necessidades específicas de uma variedade de aplicações.

No estudo em causa, estes sensores seriam fáceis de integrar num dispositivo de mobilização passiva, oferecendo grandes contributos para o campo da reabilitação. A flexibilidade e disponibilidade de tamanhos dos *FlexiForce* permitiria a sua inclusão na armação do dispositivo tanto para membros superiores como para membros inferiores, especificamente nas áreas que estão em permanente contacto com o corpo do paciente (mão e pés). Estes componentes são flexíveis o suficiente de modo a permitir uma medição não intrusiva. Podem ser integrados em muitas superfícies e combinados com películas de plástico ou metal para aumentar a rigidez ou para uma protecção adicional contra a abrasão.

Existem muitas maneiras de integrar o sensor *Flexiforce* numa aplicação. Uma delas é incorporá-lo num circuito de amplificação da tensão directamente proporcional à resistência eléctrica representativa da pressão exercida sobre o sensor. Deve ser estabelecido um meio de calibração para converter o sinal de saída nas unidades adequadas de engenharia. Dependendo da configuração, pode ser feito um ajuste para aumentar ou diminuir a sensibilidade do sensor. Na Figura 16 é apresentado um exemplo de um circuito deste género.

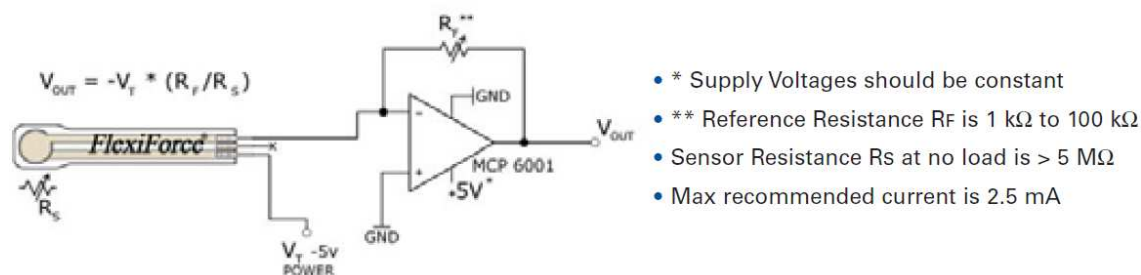


Figura 16 - Exemplo de circuito onde pode ser integrado um sensor FlexiForce. Adaptado de Tekscan (2010).

Considerando-se uma tensão de excitação em corrente contínua de  $-5V$ , o circuito utiliza um amplificador operacional inversor para produzir uma saída analógica com base na resistência do sensor e numa resistência de referência fixa ( $R_F$ ). Para converter esta tensão numa saída digital é usado um conversor analógico/digital (*ADC - Analog to Digital Converter*). Neste circuito, a sensibilidade pode ser ajustada, alternando a resistência de referência e/ou a tensão de excitação ( $V_T$ ); reduzir a tensão de referência e/ou a tensão de excitação fará com que a sensibilidade do sensor diminua.

### 7.2.2. Cartão de memória

Uma mais valia neste tipo de equipamentos será a inclusão de um cartão de memória que faça o armazenamento dos dados clínicos do paciente, registando todo o seu histórico terapêutico, o seu progresso ao longo do tempo e a sua resposta à terapia. Através de um cartão de memória, será possível fazer-se um registo clínico electrónico, o qual se resume a um conjunto de informação estruturada e codificada que contém dados relacionados com a saúde e a doença do paciente. Por exemplo, estes registos poderiam conter, para além de toda a evolução terapêutica do Utente relativamente ao dispositivo em causa, dados relativos à história do paciente, diagnósticos, tratamentos efectuados, prescrições de meios complementares de diagnóstico e terapêutica, diário de consulta ou internamento, cirurgias e outros. É com base na informação proveniente de diversas fontes (médicos, fisioterapeutas, enfermeiros e outros profissionais de saúde) e em diversos formatos (texto, imagem ou som) que é organizado todo o processo clínico electrónico do paciente.

O registo electrónico dos dados clínicos dos pacientes e a sua partilha entre todos os profissionais envolvidos é fundamental para otimizar os processos de prestação de cuidados de saúde (Araújo, 2007).

Existem inúmeros cartões de memória disponíveis no mercado, dos mais diversos tipos e capacidades de armazenamento, que poderiam ser implementáveis em equipamentos clínicos deste tipo.

### 7.2.3. Espelho

Na fisioterapia, o espelho assume particular importância na obtenção de *biofeedback* visual por parte dos Utentes, principalmente no que toca à postura. Trata-se de um reforço visual que permite ao Utente ver o seu desempenho ao longo das sessões de exercícios. É simples a ideia de enriquecer o dispositivo *APT* com um espelho na parte anterior virado para o paciente, podendo este fazer uma auto-análise, o que será certamente gratificante para o processo terapêutico.

#### 7.2.4. Estimulação eléctrica

Em termos gerais, a estimulação eléctrica pode ser usada no tratamento da dor, para fortalecer a musculatura, diminuir a espasticidade, facilitar a reeducação motora, ser um substituto na função motora perdida, auxiliar no aumento do fluxo sanguíneo, melhorar os processos de cicatrização e crescimento ósseo, e possivelmente melhorar a regeneração dos nervos sensitivos e motores periféricos (DeLisa *et al.*, 2005)

##### Uso da estimulação eléctrica no controlo da dor

Os estimuladores utilizados normalmente no controlo da dor são do tipo *TENS* (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*). Actuam através da despolarização dos nervos sensitivos periféricos, sendo que a contracção muscular é um efeito colateral e não a acção primária.

Existem dois mecanismos para alívio da dor que podem ser abordados pela unidade *TENS*. O primeiro é baseado na teoria do portão da dor, segundo a qual os dispositivos *TENS* libertam uma estimulação sensorial concorrente para bloquear a transmissão da dor aferente rápida (a teoria do portão da dor está implícita no esfregar do cotovelo quando se bate com ele em algum lado, por exemplo). Substitui-se uma percepção sensorial por outra. Estes dispositivos activam os nervos aferentes tipo 1 dos músculos e pele. A estimulação dessas fibras nervosas aferentes actua directamente na redução da percepção da dor rápida ou fina. Estes dispositivos são capazes de fornecer uma variedade de frequências e intensidades, podendo ser de curta ou longa duração (Melzack & Wall, 1965). O segundo mecanismo é mais complexo, em que as unidades *TENS* são capazes de estimular electricamente ao acaso entre vários eléctrodos activos. Este processo diminui a capacidade de habituação e incorpora todos os benefícios do processo de bloqueio anteriormente descrito, acrescido de um efeito de electroacupunctura (Hsueh, 1997). Usar esta técnica, nomeadamente em caso de pós-operatório, tem o efeito benéfico de diminuir a dor, melhorar a cicatrização e diminuir os espasmos dolorosos.

Com a maioria das unidades *TENS* é fundamental a escolha correcta dos eléctrodos, do tipo de corrente e dos parâmetros de estimulação para se obterem os resultados desejados.

##### Uso da estimulação eléctrica no tratamento da fraqueza muscular

Existem dois tipos de estimulação que afectam o crescimento e o fortalecimento do músculo. A estimulação eléctrica neuromuscular (*NMES - NeuroMuscular Electrical Stimulation*) é o termo frequentemente utilizado para descrever o estímulo acima do limiar motor para aumentar ou substituir uma contracção muscular normal. A estimulação eléctrica limiar (*TES - Threshold Electrical Stimulation*) foi desenvolvida como um protocolo pediátrico também para prevenção ou tratamento da atrofia muscular por desuso. Com a *TES* é aplicada a mesma quantidade de corrente que na *NMES*, no entanto com um ciclo diferente. Em vez de

curtos períodos de estimulação de alta intensidade, a *TES* é aplicada apenas no limiar sensorial durante o sono. Os músculos não se contraem activamente com esta técnica.

Está provado que depois de períodos relativamente curtos de estimulação, há aumentos significativos de massa muscular, tamanho das fibras musculares, volume dos núcleos das células e do conteúdo do ácido desoxirribonucleico (ADN) nuclear (Lieber, 1986). Em geral, os resultados da *NMES* usada sozinha ou combinada com a contracção voluntária normal têm sido descritos em ganhos de força até 44% dos valores de controlo nos quadríceps, durante um período de 12 semanas (Eriksson & Haggmark, 1979; Currier *et al.*, 1979). Na presença de espasticidade, é necessário um aumento dos períodos de estimulação e, normalmente, a intensidade do estímulo é menor.

Em suma, o tratamento da atrofia muscular por desuso com electroterapia a par dos exercícios terapêuticos pode contribuir para melhores resultados.

#### Uso da estimulação eléctrica para reduzir a espasticidade

Tanto a *TES* como a *NMES* têm sido utilizadas para modular o tónus espástico, principalmente em indivíduos com lesões nos neurónios motores superiores. Estes mecanismos incluem a estimulação dos músculos espásticos à fadiga, estimulando os antagonistas não-espásticos a produzir uma inibição reflexa, padronizando uma amplitude normal do movimento e estimulando a nível sensorial, de modo a modular os impulsos aferentes (Alfieri, 1982; Alfieri, 2001). É teoricamente possível que a estimulação a nível sensorial dos músculos antagonistas não-espásticos possa ajudar a restabelecer os padrões normais dos impulsos sensoriais, simpáticos e neuromusculares aos centros espinhais e supraespinhais.

Estudos recentes, que utilizam medidas de binários e as características das EMGs, têm relatado reduções duradouras na espasticidade induzidas pela estimulação transcutânea (Dewald *et al.*, 1996). Os sujeitos do estudo eram adultos com hemiplegia. A estimulação foi realizada sobre a área dos músculos bíceps, num nível de intensidade muito abaixo do limiar motor mas um pouco acima do limiar sensorial. Foi usada uma frequência de 20 Hz, com pulsos de 0,1 milissegundos, por um período de 10 minutos. Esta curta exposição provocou uma significativa redução na espasticidade durante pelo menos 30 minutos, a seguir a essa estimulação eléctrica.

#### Uso da estimulação eléctrica para reeducação motora

A estimulação eléctrica tem sido utilizada para reeducação muscular cronometrada, aprendizagem de tarefas específicas, e para substituição das funções perdidas.

A estimulação neuromuscular funcional (*FNS - Functional Neuromuscular Stimulation*) é um termo utilizado nas publicações de bioengenharia para descrever uma tecnologia complexa sequenciada por computador (Gracanin, 1978; Campbell & Meadows, 1992). O desenvolvimento de sistemas *FNS* para a função dos membros superiores e inferiores começou por ser feito em áreas de reabilitação da medula espinhal, começando a abranger outras populações. Tanto os eléctrodos de superfície como os implantados são activados por padrões

de estimulação gerados por computador, de modo a melhorar ou substituir um movimento motor funcional.

O termo estimulação eléctrica funcional (*FES - Functional Electrical Stimulation*) é amplamente utilizado na literatura, nas áreas da fisioterapia e da terapia ocupacional, para descrever um programa de reeducação muscular mais simples, geralmente realizado por um terapeuta especializado. Uma vez ligado, o dispositivo de activação periférica controlará a sequência da estimulação. Na maioria dos protocolos, os eléctrodos são posicionados para contrair o músculo numa posição funcional de uso. A posição dos eléctrodos e o tempo de estimulação são pontos críticos a ter em conta por parte do terapeuta (Benton, 1981).

Uma vez que existe crescimento do músculo, as técnicas de estimulação funcional neuromuscular e eléctrica podem ser muito eficazes na aprendizagem ou reeducação de uma habilidade motora definida. Têm sido desenvolvidos diversos protocolos para o fortalecimento e reeducação dos membros superiores e inferiores. Um uso sequencial da tecnologia oferece a esperança de melhores resultados para muitas pessoas com distúrbios neurológicos e atrofias por imobilização (DeLisa *et al.*, 2005).

Este tipo de processos terapêuticos acima abordados pode perfeitamente ser acoplado a dispositivos de mobilização passiva como o *APT*, permitindo assim uma terapia mais completa, com melhores perspectivas quanto aos resultados (Figura 17).



Figura 17 - Exemplo da utilização de um dispositivo de mobilização passiva, acompanhada de técnicas de electroestimulação. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010).

### 7.2.5. Diferentes resistências laterais

Em certos casos clínicos, torna-se essencial fazer uma análise da condição física dos membros do lado direito e compará-la com os membros do lado esquerdo, ou vice-versa.

Especialmente em casos de hemiplegia, é uma mais valia poder-se regular a resistência disponibilizada pelo dispositivo de mobilização passiva em termos laterais. É possível fazer-se este controlo de força, quando da constituição do equipamento fazem parte dois sistemas de engrenagem, um para cada lado. Na Figura 18, está ilustrado um exemplo da mecânica que se pode utilizar no fabrico de um equipamento deste tipo. Cada sistema de engrenagem irá controlar a resistência fornecida para cada lado (Peters, 1983).

Desta forma, torna-se possível a realização de uma terapia orientada para os membros do lado mais enfraquecido/afectado sem sobrecompensação do lado saudável. A resistência é assim ajustada com precisão, podendo orientar-se um treino mais longo e mais activo para um dos lados, após devida análise de cada caso clínico e posterior indicação do terapeuta.

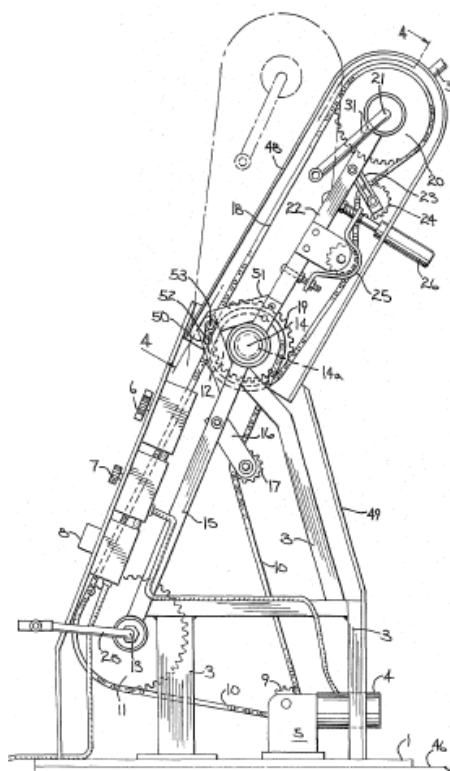


Figura 18 - Exemplo da montagem dos sistemas de engrenagem internos. Adaptado de Peters (1983).

## 7.2.6. Estabilizadores da cadeira de rodas

A partir do estudo realizado, conclui-se que há uma forte necessidade de dotar o equipamento *APT* com estabilizadores para a cadeira de rodas dos Utentes a ela confinados. Para estes Utentes, quando o travão da própria cadeira de rodas não era suficiente, havendo balanço e instabilidade, os profissionais de saúde da instituição recorriam à colocação de tripés na parte detrás da cadeira, de modo a travá-la de uma maneira melhor.

A inclusão de adaptadores que façam a estabilização da cadeira de rodas neste tipo de dispositivos é um processo de certa forma simples de implementar. Os estabilizadores possíveis de se desenvolver e aplicar neste caso vão desde os mais simples, que já garantem maior estabilidade, até aos mais complexos, que serão os mais eficazes e proporcionarão as condições adequadas para a realização de todos exercícios passivos incluídos no processo reabilitativo. De seguida, mostram-se alguns exemplos de estabilizadores aplicáveis num equipamento deste tipo.

### Exemplo 1

Na utilização de um dispositivo de mobilização passiva, a estabilização da cadeira de rodas do Utente pode ser feita apenas com uma plataforma antiderrapante, como se mostra na Figura 19. O dispositivo mostrado é do mesmo tipo que o APT e encontra-se adaptado para acomodar pessoas limitadas a uma cadeira de rodas. Tudo o que essas pessoas precisam de fazer é deslocar a cadeira do chão para cima dessa plataforma. O peso do operador (n.º 33) e a cadeira de rodas (n.º 47) sobre a plataforma (n.º 46) estabilizam a unidade por completo (Peters, 1983). Esta forma de estabilização pode nem sempre revelar-se eficaz, principalmente quando se está perante casos com um elevado nível de espasticidade.

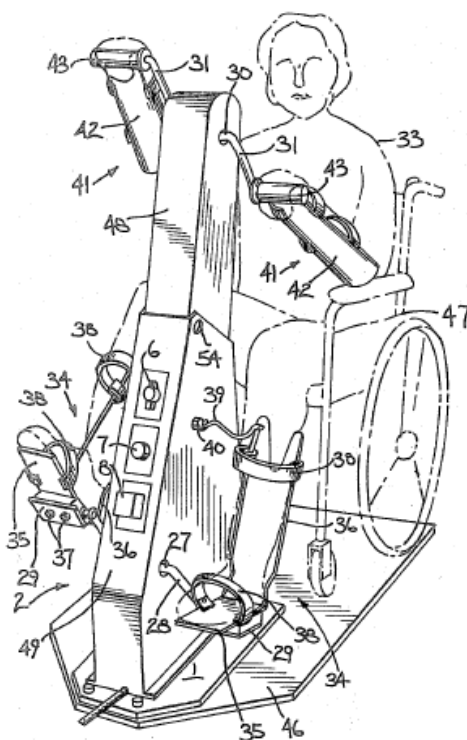


Figura 19 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - plataforma antiderrapante. Adaptado de Peters (1983).

### Exemplo 2

Na Figura 20, encontra-se evidenciada uma outra forma para estabilizar a cadeira de rodas. Esta invenção inclui uma armação com um suporte rectangular (n.º 27), com barras

horizontais (n.º 15 e n.º 19) e verticais (n.º 13 e n.º 17), montado verticalmente ao chão, que se encaixa por detrás das rodas da frente (n.º 11) da cadeira (Giglio, 2002).

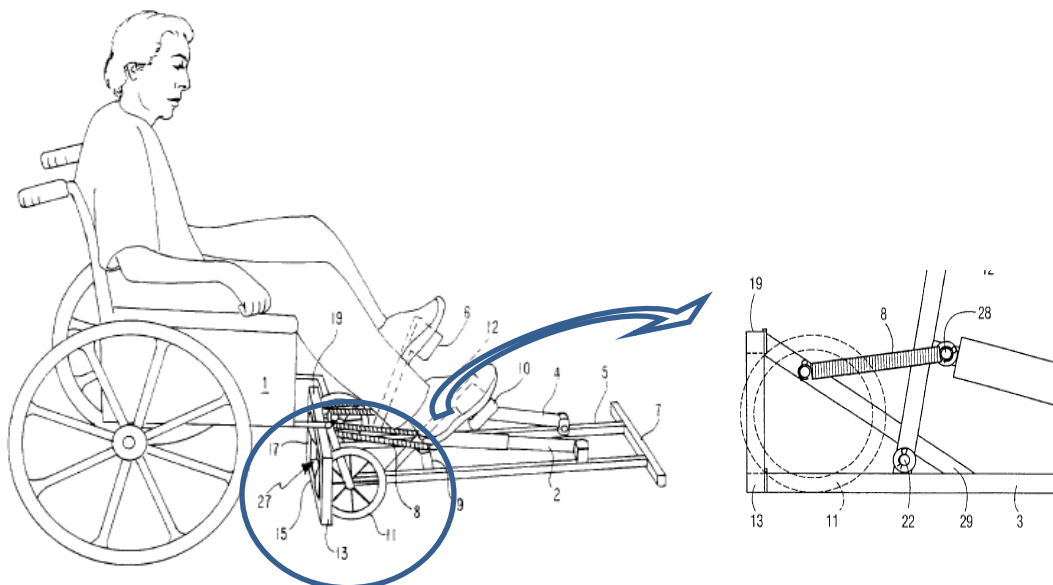


Figura 20 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - suporte rectangular. Adaptado de Giglio (2002).

### Exemplo 3

Uma outra montagem possível de se implementar no APT para se fazer a estabilização da cadeira de rodas encontra-se ilustrada nas Figuras 21 e 22.

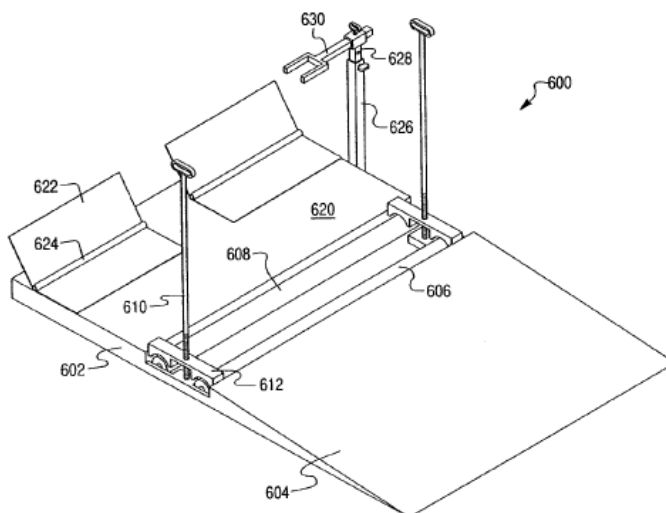


Figura 21 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - plataforma fixadora (vista superior). Adaptado de Martim & Martim (2008).

A montagem (n.º 600) inclui uma plataforma (n.º 602) com uma superfície inferior plana fixa ao chão. À frente da rampa (n.º 604), a plataforma inclui uma parte que contém dois rolos cilíndricos alongados (n.º 606 e n.º 608) e dispostos paralelamente. O espaço entre

esses cilindros é o suficiente para permitir que as rodas traseiras da cadeira permaneçam em contacto com a parte superior desses cilindros, de maneira a que fiquem estáveis. Para tal, esta montagem possui ajustadores de resistência, os quais são constituídos por uma haste (n.º 610) enroscada num controlador de resistência (n.º 612) acoplado aos cilindros.

A seguir à zona onde se encontram os cilindros, encontra-se uma outra parte da plataforma (n.º 620) onde estão montadas duas peças articuladas (n.º 622) sob duas juntas (n.º 624), sob as quais ficarão posicionadas as rodas da frente da cadeira. Essas peças servem para indicar se a cadeira de rodas está ou não bem posicionada; estará se as peças se encontrarem na posição ilustrada na Figura 22. De um dos lados, encontra-se ainda um poste de suporte (n.º 626), com uma parte ajustável (n.º 628), que fixa na ponta uma barra estabilizadora (n.º 630). Essa barra tem dois prolongamentos que irão encaixar na cadeira de rodas e assegurar uma maior estabilidade, evitando o balanceamento. Este mecanismo estabilizador pode ser instalado de ambos os lados da plataforma (Martin & Martin, 2008).

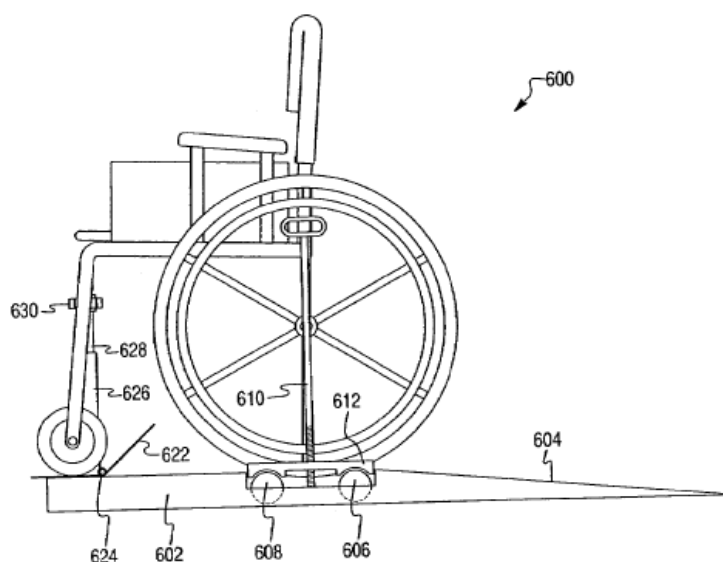


Figura 22 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - plataforma fixadora (vista lateral). Adaptado de Martim & Martim (2008).

#### Exemplo 4

Na Figura 23 abaixo ilustrada, encontra-se um outro modelo, embora um pouco mais rudimentar mas que não deixa de ser eficaz. Aqui, a estabilização é feita mediante cintos ou faixas (n.º 100) que fixam a cadeira de rodas, impedindo o seu balancear. Desta forma, a cadeira de rodas fica presa à armação do equipamento de mobilização (Chen, 1998).

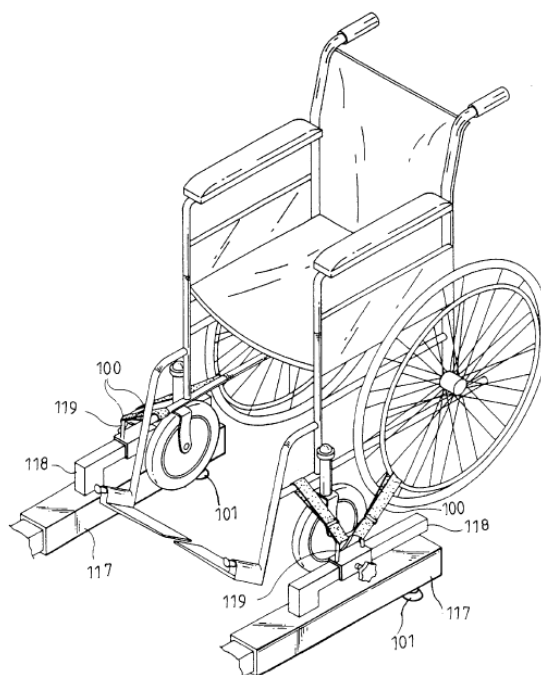


Figura 23 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - cintos fixadores. Adaptado de Chen (1998).

#### Exemplo 5

Na Figura 24, pode ser visto de uma outra forma o acoplamento de uma cadeira de rodas a um equipamento de mobilização. O equipamento da Figura 24 possui dois adaptadores (n.º 140) que envolvem e travam as rodas da frente da cadeira (n.º 120), mediante os pinos (n.º 150) que passam pelo interior das rodas. Estes estabilizadores são extensíveis ao ponto de permitirem um ajuste da distância entre o utilizador e o dispositivo de mobilização. Os encaixes para as rodas, juntamente com os pinos, cooperam de forma a limitar o balanceamento e instabilidade da cadeira de rodas (Catanescu *et al.*, 2003).

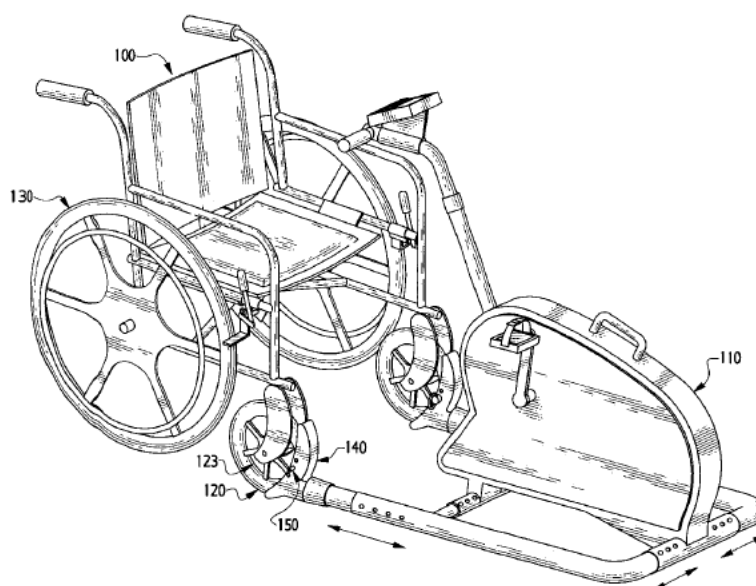


Figura 24 - Exemplo de estabilizador para a cadeira de rodas do Utente - encaixes para as rodas dianteiras. Adaptado de Catanescu *et al.* (2003).

### 7.2.7. Apoios dos membros

Para as pessoas que possuem incapacidades nos membros inferiores e que necessitam de utilizar um dispositivo de mobilização passiva deste género, é necessário haver meios que garantam que cada pé e perna fiquem devidamente instalados e fixados, de forma segura, ao pedal apropriado. Para além disso, deve-se fornecer o devido suporte aos membros, de forma a reduzir possíveis espasmos durante o exercício. Na Figura 25, está um exemplo de como pode ser feita a instalação do Utente, relativamente aos membros inferiores. Verifica-se que este acoplamento é feito mediante o uso de duas botas fixas aos pedais, as quais se encontram representadas com o n.º 238. Estas botas comportam uma parte inferior onde o pé é colocado, e uma parte superior que acompanha a perna do Utente em causa. Possuem ainda fitas adesivas que seguram tanto o pé contra a parte inferior da bota (n.º 240), como a perna contra a parte superior (n.º 242). O objectivo destas fitas adesivas é colocar o pé e a perna do paciente nas posições correctas, assegurando o melhor ângulo para o tornozelo. É desejável que esta bota tenha uma superfície macia e não abrasiva, no contacto com a perna e pé do utilizador. Uma espécie de lã a revestir o interior desta bota pode ser uma solução (n.º 239).

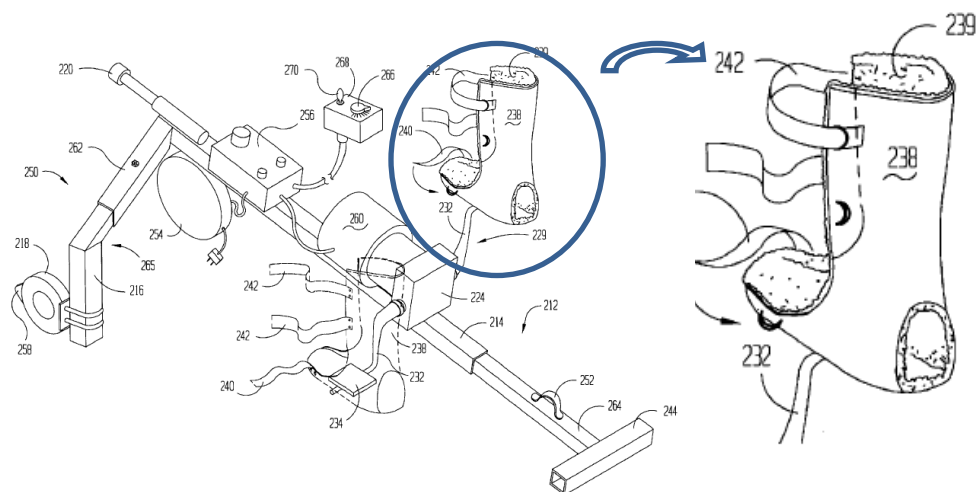


Figura 25 - Exemplo de botas para a instalação dos membros inferiores do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Adaptado de McKillip (2002).

Uma outra forma para se poder fornecer suporte aos membros inferiores do Utente, quando este utiliza um sistema de mobilização passiva, encontra-se ilustrada na figura abaixo (Figura 26). Estas guias de suporte para a perna proporcionam um suporte confortável e seguro, pois são flexíveis e permitem ajustar a altura para uma boa adaptação à anatomia da perna (MOTOmed, 2010).



Figura 26 - Exemplo de guias de suporte para os membros inferiores do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010).

O mesmo se aplica para os membros superiores. Os Utentes que se encontram a fazer reabilitação aos braços e mãos devem efectuar um correcto processo de instalação, aquando da utilização dos dispositivos em causa. Na Figura 27, encontra-se ilustrada uma das possíveis formas para este acoplamento dos membros superiores. Neste caso, os apoios superiores garantem o suporte do pulso e do antebraço por meio de fitas adesivas (n.º 44), podendo ser removidos se desejável.

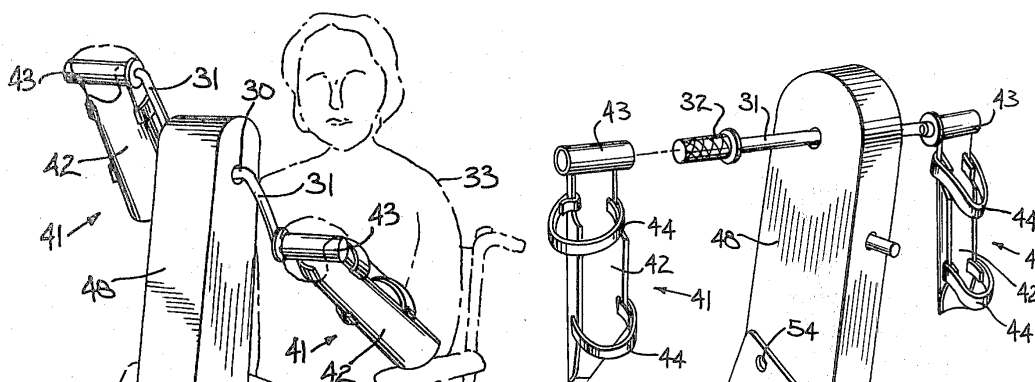


Figura 27 - Exemplo de apoios para os antebraços do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Adaptado de Peters (1983).

Uma outra forma para se fazer o acoplamento dos membros superiores pode ser por meio do uso de luvas (Figura 28). Oferecem uma fixação segura e macia das mãos e punhos, com guias de suporte para os antebraços. Estes apoios adaptam-se ao movimento natural do braço e são especialmente úteis para casos paralisias com espasmos (MOTOMed, 2010).



Figura 28 - Exemplo de luva de suporte para os membros superiores do utilizador do dispositivo de mobilização passiva. Retirado e adaptado de MOTMed (2010).

Para além do já referido, podem haver casos de pacientes que não precisem de mobilizar os membros superiores. Nesses casos, existe a possibilidade da parte superior do dispositivo *APT* ser apenas para apoio dos braços, enquanto se realiza a mobilização dos membros inferiores. Assim, para que o equipamento sirva tanto aqueles que precisam de mobilizar os membros superiores como aqueles que não precisam, a sua disposição a nível de *hardware* poderá ser feita, por exemplo, como mostrado na Figura 29. Mediante a necessidade dos Utentes, gira-se a parte superior do dispositivo da forma mais conveniente.



Figura 29 - Exemplo da disposição do dispositivo *APT* para os membros superiores. Retirado e adaptado de MOTMed (2010).

### 7.2.8. Movimento com maiores amplitudes

Para além do movimento cíclico próprio das pedaleiras, o equipamento *APT* pode ser dotado de mecanismos que possibilitem a realização de movimentos em amplitudes diferentes.

Para os membros superiores, há a possibilidade do dispositivo possuir, por exemplo, uma espécie de volante que irá permitir fazer um movimento giratório até 360° (Figura 30).



Figura 30 - Exemplo de volante possível de se implementar no APT, para mobilização dos membros superiores. Retirado e adaptado de MOTOMed (2010).

Ainda para os membros superiores, encontra-se representado na Figura 31, um simulador dos exercícios feitos quando se anda de caiaque, os quais fortalecem e treinam os músculos de toda a parte superior do tronco. Este dispositivo é de fácil design e construção, podendo possuir diferentes resistências ajustáveis à performance do utente (Hickman, 1998), perfeitamente adequado para uma adaptação no APT.

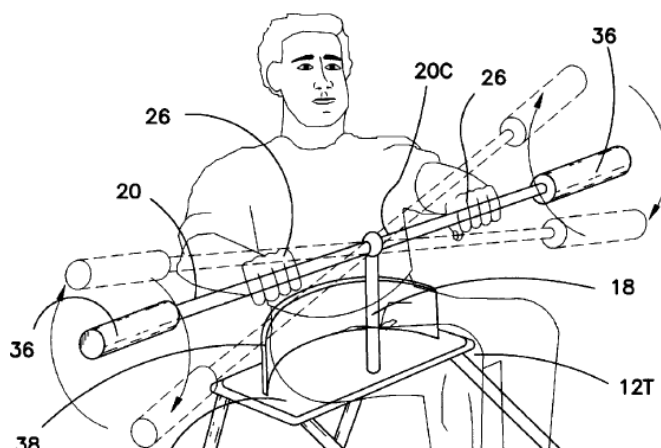


Figura 31 - Exemplo de simulador de caiaque possível de se implementar no APT, para mobilização dos membros superiores. Adaptado de Hickman (1998).

Uma opção para membros superiores e inferiores seria a realização de um movimento semelhante ao que se faz nas bicicletas elípticas. Este treino permitiria estimular os músculos dos membros e tronco de uma forma muito precisa (Arnold *et al.*, 2004). Um exemplo da adaptação que poderia ser realizada no APT, encontra-se ilustrado na Figura 32.

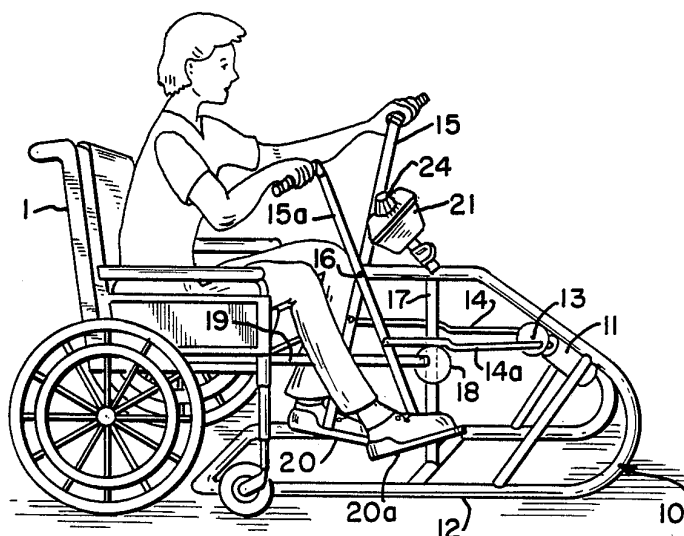


Figura 32 - Exemplo de mecanismo elíptico possível de se implementar no APT, para mobilização dos membros superiores e inferiores. Adaptado de Lambert (1989).

### 7.2.9. Portabilidade

Relativamente à questão da portabilidade do dispositivo (que se revelou não ser de grande importância para os profissionais) bastaria que fosse incorporada uma bateria, para que o mesmo pudesse ser usado remotamente. Adicionalmente, podiam ser levadas em conta outras medidas como tentar reduzir, ao máximo, o peso e o espaço que as componentes do dispositivo comportam, e ainda dotá-lo de rodas para que o transporte fosse mais fácil. São medidas simples e facilmente implementáveis em dispositivos como o APT.

## 7.3. Software

De seguida são descritas algumas aplicações que poderão ser integradas no APT com o sentido de providenciar dados adicionais e facilitar o funcionamento do dispositivo.

### 7.3.1. Sistema de feedback

A introdução de um sistema de treino com *feedback* (FTS - Feedback Training System) no processo de reabilitação deverá permitir ao paciente um maior controlo e responsabilidade na realização dos exercícios recomendados. O fisioterapeuta avalia as necessidades individuais do paciente e define um plano de treino adequado. Aquando da utilização de um dispositivo de mobilização passiva, os exercícios começam por ser supervisionados pelo

terapeuta e simultaneamente gravados pelo *FTS* para servir como referência. É escolhido um movimento de referência para cada exercício, cujo conjunto irá definir o plano de treino, sendo gravado no *FTS* para posterior comparação. Desta forma, ao longo do processo terapêutico, os movimentos de treino realizados pelo paciente vão sendo constantemente comparados com os movimentos de referência. Para além disso, pode ser fornecido um *feedback* visual através do ecrã do equipamento, de forma a ajudar o paciente a identificar possíveis desvios nos seus movimentos ajudando-o a corrigi-los (Elliot *et al.*, 1995). Os dados quantitativos também serão armazenados para que posteriormente o terapeuta os possa analisar (Wang *et al.*, 2005). Estas fases encontram-se esquematizadas na Figura 33. O objectivo final será garantir um processo terapêutico, seguindo os padrões de movimento desejados e permitindo ao paciente a transferência desses padrões para as actividades diárias (Matsuoka *et al.*, 2007).

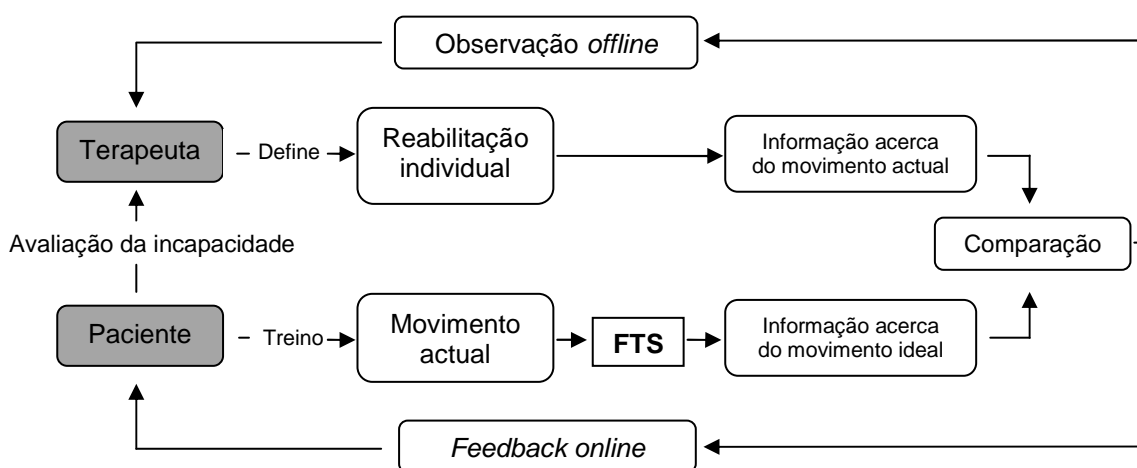


Figura 33 - Sistema de feedback baseado no armazenamento de dados de força. Adaptado de Elliot *et al.* (1995).

Os dados registados que representam o movimento executado devem ser apresentados por meio de *feedback* visual (ecrã), para permitir ao paciente corrigir os erros e mobilizar-se de acordo com o plano de treino individual pré-estabelecido (o espelho ajudará também neste caso) (Huang *et al.*, 2005). Os dados registados são adicionalmente armazenados e podem ser analisados *offline* pelo terapeuta, que poderá monitorizar o progresso da reabilitação e interagir, mudando o plano de treino ou adicionando instruções para serem vistas pelo paciente se necessário.

Para além das observações ou informações escritas na tela, o paciente poderá ainda visualizar um gráfico da força desenvolvida ao longo do tempo (Figura 34).

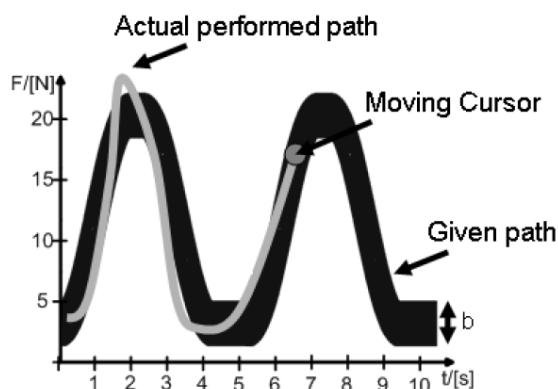


Figura 34 - Feedback visual online da força realizada em dois movimentos repetidos de 5 segundos cada, com uma amplitude de 20N e uma tolerância permitida de largura  $b$ . O cursor em movimento representa a força actual, sendo a sua trajectória igualmente exibida. Adaptado de Ivens & Marteniuk (1975).

O paciente consegue ver o gráfico da força que está a utilizar, podendo antecipar a sua progressão ao longo do tempo, incluindo a amplitude, a velocidade e o número de repetições do movimento. A força resultante do movimento actual ou real é apresentado como um cursor em movimento que desenha uma trajectória no ecrã, enquanto o paciente executa os seus movimentos. Este pode corrigi-los e ajustá-los ao plano de treino pré-estabelecido mediante a trajectória já fornecida no ecrã (Ivens & Marteniuk, 1975; Schmidt, 1975).

O referido *FTS* também pode ser estendido a outros sensores adicionais para além dos de força, como o uso de *webcams*, acelerómetros, giroscópios ou magnetómetros com vista a fornecer mais informação à base de dados que comporta o *feedback* (Weiss *et al.*, 2004). Assim, para além do sistema de *feedback* referido, em que a grandeza estudada é a força, existem outros tipos como o *feedback* de posição, electromiográfico, de pressão sanguínea, entre outros.

A técnica de *biofeedback* (*BF*) que tem em conta a posição é indicada quando o objectivo do treino é a regulação do movimento. É usada para treinar o *timing* e a coordenação necessária para controlar um determinado movimento. Na reabilitação neuronal, podemos encontrar este tipo de *feedback*, por exemplo, quando é necessário um controlo da posição da cabeça (Leiper *et al.*, 1981); quando se requer coordenação e controlo dos movimentos das mãos depois de uma cirurgia às mesmas (Brown *et al.*, 1979); num plano de treino para a posição das articulações do joelho numa criança com paralisia cerebral (Wooldridge *et al.*, 1976); em adultos com hemiplegia (Koheil & Mandel, 1980; Mandel *et al.*, 1990) ou portadores de próteses (Fernie *et al.*, 1978). Para além disso, o *feedback* de posição pode ser utilizado em situações pós-AVC quando o músculo que se pretende monitorizar está inacessível ou difícil de isolar (por exemplo, no treino da pronação e supinação do antebraço).

Na reabilitação, o *BF* mais utilizado é o mioeléctrico ou electromiográfico (*EMGBF*). Os terapeutas recorrem regularmente ao *EMGBF*, em vários graus de intensidade, quando se

pretende recuperação motora, redução da espasticidade ou relaxamento muscular. O termo electromiográfico pode não ser o melhor adjectivo para se aplicar neste tipo de *feedback*, uma vez que nem o paciente nem o Profissional de Saúde vêem directamente os EMGs. Os sinais mioeléctricos dos músculos são traduzidos em simples sinais visuais ou acústicos que são muito fáceis de interpretar (luzes ou sons) ou em gráficos.

O utilizador de qualquer uma das ferramentas de *BF* deverá ter uma relação com os dispositivos baseada na familiarização com a terminologia e principais fundamentos da electrónica médica. É importante estar familiarizado com a Lei de Ohm ( $V = R I$ ) e equações de potência ( $P=I^2 R$ ) (em que  $V$  é a tensão eléctrica em Volt;  $R$ , a resistência em Ohm;  $I$ , a intensidade de corrente em Ampère; e  $P$ , a potência eléctrica absorvida, e portanto dissipada, expressa em Watt). O circuito base de um dispositivo com *EMGBF* encontra-se apresentado na Figura 35.

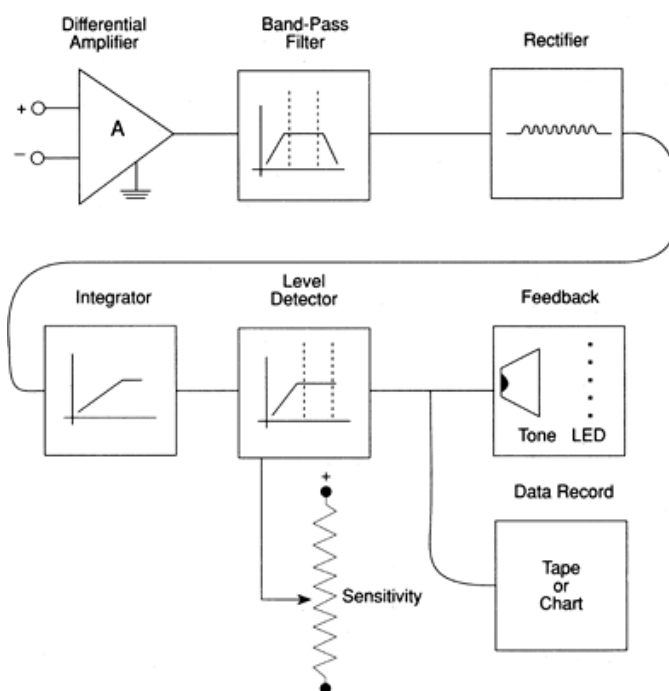


Figura 35 - Diagrama de blocos base de um dispositivo com *biofeedback* electromiográfico. Adaptado de Basmajian (1989).

Actualmente, os dispositivos com *EMGBF* predominam nas mais diversas áreas de reabilitação. Normalmente possuem um ou dois canais de input, eléctrodos de superfície bipolares para cada canal, amplificadores diferenciais e alguma forma de semi-integração dos sinais. Assim, o sinal de EMG bruto é processado de forma a aumentar e diminuir a tensão, geralmente com as bases da variável tempo previstas. Depois esta tensão actua num dispositivo de output acústico ou visual, ficando numa forma acessível ao terapeuta e até ao paciente. Para além disso, esses resultados podem ainda ser integrados em dispositivos auxiliares para posterior processamento computacional, por exemplo (Basmajian, 1989).

Em suma, a opção de *biofeedback* aquando da utilização do dispositivo *APT* torna possível fazer-se uma auto-análise, quer durante, quer no fim do treino. É possível que durante o treino, sejam mostradas informações que o caracterizam. Tanto em caso de treino passivo, como em caso de treino activo, são mostrados no *LCD (Liquid Crystal Display)* ou no *TFT (Thin Film Transistor)*, de forma aproximada, a distância percorrida teoricamente, o tempo que já se treinou e o tempo que falta para cumprir o programa escolhido. Há a possibilidade de o Utente recorrer às duas formas de treino (ver subsecção 6.5.2.5.). Nestes casos, pode-se obter um *feedback* relativo à duração dos exercícios em cada uma das formas, bem como à distância percorrida teoricamente em cada caso (Figura 36).

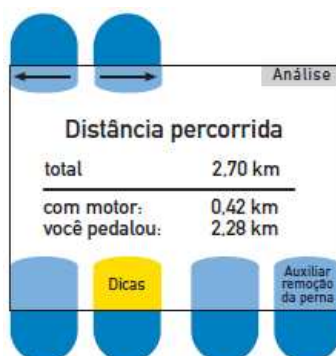


Figura 36 - Possibilidade de apresentação das informações referentes à distância percorrida teoricamente (com e sem auxílio do motor), no *LCD/TFT* do dispositivo *APT*. Retirado e adaptado de MOTomed (2010).

Para além disso, perante um treino passivo com auxílio do motor, é possível para o Utente acompanhar o desenvolvimento do seu tónus muscular em Newton metro (Nm); estabelecer uma comparação de tónus entre o início e o fim da sessão de exercícios (Figura 37).



Figura 37 - Possibilidade de apresentação das informações referentes ao tónus muscular, no *LCD/TFT* do dispositivo *APT*. Retirado e adaptado de MOTomed (2010).

Perante treino activo, é ainda possível analisar-se a performance do treino em Watt (W) (Figura 38) e as calorias gastas em kilojoule (kJ).



Figura 38 - Possibilidade de apresentação das informações referentes à performance do treino, no LCD/TFT do dispositivo APT. Retirado e adaptado de MOTOmed (2010).

Todas estas informações possíveis de serem dadas por *feedback* permitem fazer um controlo directo à medida que a sessão de exercícios decorre, possibilitando analisar o progresso do treino, o que certamente aumentará muito a motivação por parte do paciente.

### 7.3.2. Esquema de membros

Ao nível do software, é possível ainda implementar-se a funcionalidade “treino de simetria”. Segundo esta opção, é factível a visualização simultânea da condição física das duas pernas ou dos dois braços (Figura 39). Esta função torna-se importante essencialmente para pessoas com deficiências unilaterais, como hemiplegia. Nesses casos, pode-se ir acompanhando o progresso dos membros lesionados/enfraquecidos; ver até que ponto a terapia está a mostrar bons resultados e tentar ver até que ponto será possível recuperar todas as capacidades perdidas.



Figura 39 - Possibilidade de apresentação das informações referentes à condição física entre os dois membros superiores, no LCD/TFT do dispositivo APT. Retirado e adaptado de MOTOmed (2010).

### 7.3.3. Botões de interface

Em dispositivos deste tipo é essencial que as todas as funcionalidades e informações relativas ao processo terapêutico estejam o mais acessível possível aos Utentes que os

utilizam. O ideal é o equipamento estar dotado de uma tela grande *LCD* ou *TFT*, em que as palavras e os gráficos ficam muito bem visíveis. Para além disso, os botões deverão ser grandes, bem visíveis, fáceis de apertar e com confirmação sonora. Desta forma, o utilizador terá a possibilidade de usar o aparelho independentemente do auxílio de outras pessoas, tendo a possibilidade de ir visualizando na tela o desenvolvimento do treino e respectivos progressos.

Com uma interface minimamente acessível ao utilizador, este terá a possibilidade de controlar de forma simples e autónoma os exercícios que se pretendem efectuar. Poderá seleccionar entre um movimento cíclico lento ou rápido, para a frente ou para trás; movimento passivo com a ajuda do motor ou activo com a força dos próprios músculos, com muita ou pouca de resistência dos freios. Os Utentes capazes de o fazer (nem todos possuem este grau de autonomia) seleccionam as opções que estão de acordo com as suas possibilidades físicas. Regula-se o grau de dificuldade do treino antes de se começar, no entanto, pode-se sempre interromper para ajustar os parâmetros da terapia. Aos botões pode-se ainda conferir a funcionalidade de auto-bloqueio para impedir a alteração involuntária do programa por parte dos Utentes menos capacitados cognitivamente e fisicamente.

#### **7.3.4. Monitorização de sinais vitais**

Uma vez que estamos perante um caso de sistemas de mobilização no campo da reabilitação, torna-se conveniente que a monitorização dos sinais vitais do paciente, como a frequência cardíaca e o nível de oxigenação do sangue, seja feita através de meios não invasivos, como por exemplo através de sensores ópticos. Os sensores para monitorização destes sinais vitais podem ser integrados numa parte do equipamento *APT* que fique susceptível de estar em contacto com alguma parte do corpo do paciente que utiliza o dispositivo. Neste caso concreto, os sensores podem ser integrados nos apoios para as mãos que, como já foi visto, podem ter diversas formas. Neste tipo de aplicações, a informação relativa à frequência cardíaca e ao nível de oxigenação do sangue é obtida pela análise das alterações de fluxo sanguíneo nos dedos e na palma da mão.

Na Figura 40, está ilustrado o referido sensor óptico (n.º 10) para inclusão numa das partes do equipamento de mobilização (n.º 1) que vá estar em contacto com a mão do Utente. O sensor comporta um emissor de luz (n.º 7) que normalmente emite luz na zona do espectro dos infravermelhos próximos (*NIR - Near InfraRed*), e um detector (n.º 9).

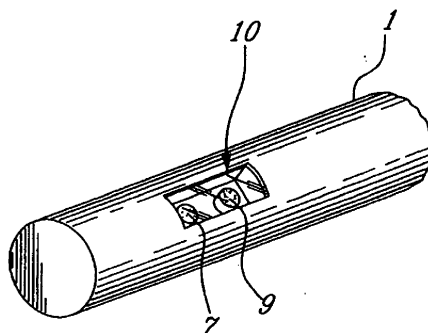


Figura 40 - Sensor óptico incluído num equipamento de mobilização, para monitorização da frequência cardíaca. Adaptado de Blouin (2007).

Como na zona dos dedos a superfície epidérmica é mais fina, os fotões podem alcançar os vasos sanguíneos com menor atenuação e os vasos encontram-se numa zona superficial e com uma elevada densidade. A palma ou os dedos da mão do Utente irão absorver a luz emitida segundo o princípio da pletismografia e reflectir parte dela até ao detector (Blouin, 2007).

Na Figura 41, está representada a absorção de um sinal a partir de uma pletismografia de um ser humano. Verifica-se que a absorção de luz é maior na presença de sangue arterial pulsátil e menor para tecidos e ossos. A passagem de fotões pelo sangue arterial pulsátil resulta num sinal em corrente alternada, e sendo este a referência para se retirar a frequência cardíaca, resta eliminar do sinal a componente em corrente contínua (*DC - Direct Current*) (Oberg, 1996).

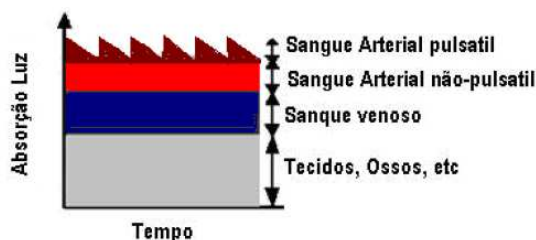


Figura 41 - Representação da absorção relativa de várias secções da mão. Adaptado de Oberg (1996).

O circuito de polarização do LED (*Light Emitting Diode*) fornece uma corrente, que ao ser absorvida, após ter passado pelos tecidos, gera uma tensão pulsada criada pelo movimento sanguíneo. Esta tensão é sujeita a um filtro passa baixo com o objectivo de reduzir a componente *DC*. O sinal é amplificado dez vezes numa montagem inversora. Depois passa por um filtro passa alto que visa atenuar o ruído de baixa frequência, causado pelos movimentos do utilizador. O sinal de saída é gerado num amplificador não inversor com histerese e assim se obtém na saída um sinal pulsado entre zero e  $V_{max}$ , devido ao rectificador de meia onda (ver Figura 42).

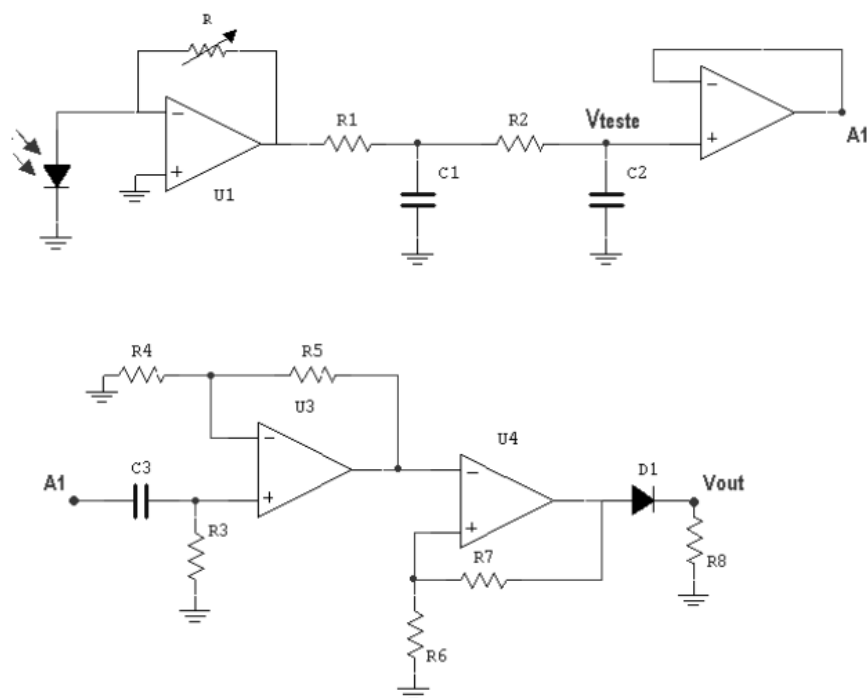


Figura 42 - Circuito electrónico do sensor de frequência cardíaca. Adaptado de Oberg (1996).

Para que se possa fazer também a monitorização do nível de oxigénio do sangue, é necessário que o sensor contenha uma fonte emissora de luz adicional (Figura 43).

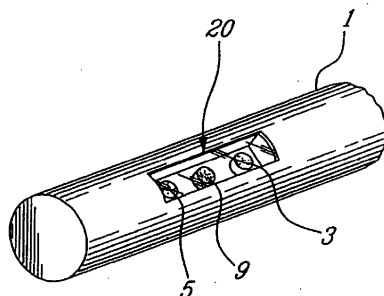


Figura 43 - Sensor óptico incluído num equipamento de mobilização, para monitorização da frequência cardíaca e oxigenação do sangue. Adaptado de Blouin (2007)

A oximetria baseia-se no facto de as propriedades ópticas do sangue na zona *NIR* e na zona do vermelho do espectro electromagnético dependerem da quantidade de oxigénio no sangue. O sensor acima representado (n.º 20) é composto por um detector (n.º 9), um emissor de luz *NIR* (n.º 5) e um emissor de luz vermelha (n.º 3). O detector é sensível o suficiente para detectar as luzes *NIR* e vermelha reflectidas pelo corpo do paciente. A intensidade dessas luzes será influenciada pelas variações ao nível de fluxo sanguíneo e também pela quantidade de oxigénio do sangue. Portanto, o detector medirá um sinal modulado, enviando esse sinal para uma unidade de análise (tal como no sensor n.º 10), permitindo a monitorização da frequência cardíaca do paciente, bem como da quantidade de oxigénio do seu sangue.

Estes são apenas alguns exemplos dos sinais vitais possíveis de se monitorizarem num equipamento do tipo do APT. Em casos que expliquem uma necessidade de monitorizar sinais vitais adicionais, é perfeitamente realizável fazer-se novas adaptações/inovações ao equipamento, implementando novos sensores ou outros meios para adquirir os sinais de interesse.

### 7.3.5. Controlo anti-espasmos

Quando ocorre um espasmo repentino, os músculos experimentam as conhecidas câibras e qualquer movimento fica bloqueado. Este tipo de espasmo pode ser detectado por qualquer sistema de terapia passiva do movimento, quando o mesmo comporta um programa de software de controlo de espasmos. A ideia base desse programa é alterar automaticamente a direcção do movimento quando é detectado um espasmo. Por outras palavras, esse programa fará uma constante monitorização do treino e o motor parará suavemente ao menor sinal de espasmo, aliviando a resistência dos pedais. De seguida, é feita uma mudança de direcção do movimento para facilitar a contracção muscular. O processo é repetido até que espasmo seja aliviado. Mesmos os espasmos mais fracos são detectados com precisão, havendo uma constante adaptação da resistência fornecida pelo motor ao tónus muscular do utilizador.

O princípio terapêutico básico aqui em causa é o seguinte: um espasmo de alongamento é aliviado por um movimento de contracção, e um espasmo de contracção é aliviado por um alongamento.

### 7.3.6. Alternância automática

É possível fazer-se uma combinação entre treino activo e passivo, conjugando a força física com a operação eléctrica do motor. Há a possibilidade de se integrar no equipamento um programa de ajuda constante ao treino passivo do Utente, ou seja, qualquer força que seja detectada será tida em conta, ocorrendo uma adaptação automática da resistência disponibilizada pelo equipamento. Iniciando um treino passivo e seleccionando o possível programa de ajuda/adaptação automática, o equipamento pode alterar, a qualquer momento, o nível de resistência inicialmente seleccionado, desde que alguma força muscular por parte do Utente seja detectada. Assim que se deixe de detectar força activa do Utente, a resistência disponibilizada pelo equipamento torna a alterar-se para os níveis iniciais, havendo constante aprendizagem do motor. Todas estas alterações podem estar constantemente a ser informadas por *feedback* visual, o que é uma mais valia tanto para o Utente como para o terapeuta, na medida em que se tem uma melhor percepção do progresso terapêutico e das possíveis capacidades físicas recuperadas.

### Conclusões

---

#### 8.1. Conclusão

É amplamente reconhecido que o exercício físico regular do corpo humano é benéfico e é uma parte integral do desenvolvimento e manutenção de um estilo de vida saudável. O exercício é essencial para controlar o peso, desenvolver o tónus muscular e o treino de força. Além disso, tem mostrado ser uma maneira eficaz de manter e melhorar a saúde cardiovascular de um indivíduo. Revela ser um importante meio de combate aos problemas de imobilização e disfunções neuromusculares, bem como um excelente instrumento para reduzir o excesso de stress, em casos de hipertensão e fadiga. Desta forma, o exercício repetitivo é normalmente prescrito a pacientes que sofrem das mais diversas lesões, desempenhando um importante papel na reabilitação.

O futuro da biomecânica de reabilitação é muito vasto nas suas aplicações com descobertas contínuas e implementação de novas tecnologias. A biomecânica de reabilitação tem desenvolvido e vai continuar a desenvolver práticas clínicas, tentando sempre melhorar a performance do paciente.

Nos últimos anos, tem-se verificado um aumento na pesquisa e na produção de soluções para os problemas que ainda se colocam no campo da reabilitação. As sugestões passam pela utilização de métodos de terapia automatizados e personalizados, com ambientes gráficos cativantes. Trata-se de soluções de auxílio à técnica, aumentando a sua eficácia e diminuindo a subjectividade do tratamento.

Ao longo deste trabalho foram feitas as abordagens necessárias para que se possa melhorar um dispositivo de mobilização passiva, o *APT*. Foi feito todo o estudo biomecânico e quais os princípios de engenharia fundamentais a ter em conta na elaboração/aperfeiçoamento de qualquer dispositivo de mobilização passiva, em casos que envolvem diversificadas patologias neurológicas e/ou músculo-esqueléticas. Tais aperfeiçoamentos iriam facilitar o processo terapêutico, pela melhor adaptação ao Utente e pela resposta às exigências dos Profissionais de Saúde. Podem-se citar como mais importantes, ao nível de hardware a incorporação de sensores de força que registassem o esforço/dificuldade que o Utente estaria a ter para cumprir os objectivos traçados no processo terapêutico, com detecção de picos de espasticidade; a adaptação de estabilizadores para as cadeiras de rodas dos utentes; o acoplamento de estimulação eléctrica; a incorporação de cartões de memória para registo de todos os dados clínicos e histórico terapêutico; as adaptações para melhor apoio dos membros, aquando da realização das sessões de exercícios; entre outros. Já ao nível de software revelou-se importante o desenvolvimento de melhores sistemas de *feedback* quer para o Utente com cores chamativas

e sons de alerta, quer para o Profissional de Saúde envolvido, com melhor disponibilização das informações no decorrer da terapia (esquemas e gráficos); uma interface mais acessível e de fácil utilização para os utilizadores; um acoplamento para monitorização dos principais sinais vitais; a opção de alternância automática entre treino activo e passivo; entre outros.

## **8.2. Perspectivas de Trabalho Futuro**

Como perspectiva de trabalho futuro, surge como inevitável a implementação prática das melhorias e inovações citadas para o sistema biónico em estudo, isto é, para o dispositivo *APT*. No trabalho desenvolvido, de carácter fundamental, foram evidenciadas as principais limitações de equipamentos de mobilização passiva no campo da reabilitação e detectadas as principais necessidades dos Utentes ao longo do seu processo terapêutico. Surge, então, o desafio de tentar aplicar todos os conhecimentos e saberes adquiridos com este trabalho no culminar de um Sistema Passivo de Terapia do Movimento, o mais próximo possível da idealidade.

## Referências Bibliográficas

---

- Angus, D. C. and Carlet, J. (2003). “*Surviving intensive care: a report from the 2002 Brussels Roundtable*”. Intensive Care Med. 23:368-377.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Trolle, M., Bangsbo, J. and Klausen, K. (1996). “*Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength*”. Acta Physiologica Scandinavica. 156:123-129.
- Adrian, M. J. and Cooper, J. M. (1989), “*Biomechanics of human movement*”, 2nd edition. Indianapolis: Benchmark Press.
- Alexander, E. J. and Andriacchi, T. P. (2001). “*Correcting for deformation in skin-based marker systems*”. J. Biomech. 34:355-361.
- Alfieri, V. (1982). “*Electrical treatment of spasticity*”. Scand. J. Rehabil. Med. 14: 177-182.
- Alfieri, V. (2001). “*Electrical stimulation for modulation of spasticity in hemiplegic and spinal cord injury subjects*”. Neuromodulation 2001. 4: 85-92.
- Alford, E. K., Roy, R. R., Hodgson, J. A. and Edgerton, V. R. (1987). “*Electromyography of rat soleus, medial gastrocnemius, and tibialis anterior during hind limb suspension*”. Experimental Neurology. 96:635-649.
- Allaf, O. and Goubel, F. (1999). “*The rat suspension model is also a good tool for inducing muscle hyperactivity*”. Pflugers Archive. 437:504-507.
- Andriacchi, T. P., Alexander, E. J., Toney, M. K., Dyrby, C. and Sum, J. (1998). “*A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics*”. J. Biomech. Eng. 120:743-749.
- Araújo, S. C. (2007). “*Segurança na Circulação de Informação Clínica*”. Dissertação de Mestrado em Redes e Serviços de Comunicação. Universidade Lusíada.
- Arnold, P., Lamb, P. S., Baum, M. and Sand, M. (2004). “*Exercise Device*”. United States Patent. No 6,752,744 B2. Jun. 22.
- Basmajian, J. V. (1989). “*Biofeedback: principles and practice for clinicians*”. 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins.

- 
- Bent, N., Tennant, A., Swift, T., Posnett, J. and Chamberlain, M. A. (2002). *“Team approach versus ad hoc health services for young people with physical disabilities: a retrospective cohort study”*. Lancet. 360:1280-6.
  - Benton, L. A. (1981). *“Functional electrical stimulation: a practical clinical guide”*. The professional Staff Association of the Rancho Los Amigos Medical Center.
  - Blouin, D. (2007). *“Optical Sensor for Sports Equipment”*. United States Patent. No 0,049,813 A1. Mar.1.
  - Bronzino, J. D. (2000), *“Biomedical Engineering. Handbook”*, 2nd edition, Volume I. CRC Press / IEEE Press.
  - Brown, D. M., DeBacher, G. A. and Basmajian, J. V. (1979). *“Feedback goniometers for hand rehabilitation”*. Am. J. Occup. Ther. 33: 456-463.
  - Buczek, F. L. and Banks, S. A. (1996). *“High-resolution force plate analysis of utilized slip resistance in human walking”*. J. Test. Eval. 353-358.
  - Buczek, F. L., Cavanagh, P. R., Kulakowski, B. T. and Pradhan, P. (1990). *“Slip resistance needs of the mobility disable during level and grade walking”*. ASTM - Special - Technical - Publication, American Society for Testing and Materials. ASTM STP 1103, Philadelphia, PA. 39-54.
  - Calancie, B. (1991). *“Interlimb reflexes following cervical spinal cord injury in man”*. Experimental Brain Research. 85: 458-469.
  - Callaghan, M. J., McCathy, C. J. and Oldham, J. A. (2001). *“Electromyographic fatigue characteristic of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome”*. Man. Ther. 6:27-33.
  - Campbell, J. M. and Meadows, P. M. (1992). *“Therapeutic FES: from rehabilitation to neural prosthetics. Assistive technology”*. 4: 4-18.
  - Caspersen, C. J., Powell, K. E. and Christenson, G. M. (1985). *“Physical Activity, exercise and physical fitness”*. Public Health Reports, 100, 2, 126-131.
  - Catanescu, F., Catanescu, C. D. and Catanescu, F. L. (2003). *“Method and apparatus for coupling a wheelchair to an exercise device”*. United States Patent. No 6,648,358 B2. Nov. 18.
  - Cham, R. and Redfern, M. S. (2001). *“Lower extremity corrective reactions to slip events”*. J. Biomech. 34:1439-1445.

- Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T. and Garrett, W. E. (2002). "A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks". *Am. J. Sports Med.* 30:261-267.
- Chen, K. (1998). "Multi-functional health device". United State Patent. No 5,839,995. Nov. 24.
- Cole, K. J., Rottela, D. L. and Harper, J. G. (1999). "Mechanisms for age-related changes of fingertip forces during precision gripping and lifting in adults". *Journal of Neuroscience.* 19: 3238-3247.
- Contini, R., Drillis, R. and Bluestein, M. (1963). "Determination of body-segments parameters". *Human Factors.* 5:493-504.
- Cooper, R. A. (1995). "Rehabilitation Engineering Applied to Mobility and Manipulation". Philadelphia, PA: Institute of Physics Publishing.
- Cope, T. C., Bonasera, S. J. and Nichols, T. R. (1994). "Reinnervated muscles fail to produce stretch reflexes". *Journal of Neurophysiology.* 71: 817-820.
- Currier, D. P., Lehman, J. and Lightfoot, P. (1979). "Electrical stimulation in exercise of quadriceps femoris muscle". *Phys. Ther.* 59: 1508-1513.
- DeLisa, J. A., Gans, B. M., Walsh, N. E., Bockeneh, W. L., Frontera, W. R., Geiringer, S. R., Gerber, L. H., Pease, W. S., Robinson, L. R., Smith, J., Stitik, T. P. and Zafonte, R. O. (2005). "Physical Medicine & Rehabilitation: Principles and Practice". 4<sup>th</sup> Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- Dewald, J. P. A., Given, J. D. and Rymer, W. Z. (1996). "Long-lasting reductions of spasticity induced by skin electrical stimulation". *IEEE Tran. Rehabil. Eng.* 4: 231-242.
- Doherty, T. and Brown, W. F. (1997). "Age-related changes in the twitch contractile properties of human thenar motor units". *Journal of Applied Physiology.* 82: 93-101.
- Dudley, G. A., Duvoisin, M. R., Adams, G. R., Meyer, R. A., Belew, A. H. and Buchanan, P. (1992). "Adaptations to unilateral lower limb suspension in humans". *Aviation, Space, and Environmental Medicine.* 63:678-683.
- Elliot, D., Chua, R., Pollock, B. J. and Lyons, J. (1995). "Optimizing the Use of Vision in Manual Aiming: The role of Practice". *The Quaterly Journal of Experimental Psychology.* 48:72-83.
- eMedicineHealth: experts for everyday emergencies. Disponível: <http://www.emedicinehealth.com> (consultado em Janeiro, 2010)

- 
- Enderle, J., Blanchard, S. e Bronzino, J. (2005), "Introduction to Biomedical Engineering", 2nd edition. Elsevier Academic Press.
  - Enoka R. M. (2008), "Neuromechanics of Human Movement", 4th edition. Champaign, IL: Human Kinetics.
  - Eriksson, E. and Haggmark, T. (1979). "*Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in recovery after major knee ligament surgery*". Am. J. Sports. Med. 7: 169-171.
  - Fernie, G., Holden, J. and Soto, M. (1978). "*Biofeedback training of knee control in the above-knee amputee*". Am. J. Phys. Med. 57: 161-166.
  - Fournier, M., Roy, R. R., Perham, H., Simard, C. P. and Edgerton, V. R. (1983). "*Is limb immobilization a model of muscle disuse?*" Experimental Neurology. 80:147-156.
  - Freed, W. J., de Medinaceli, L. and Wyatt, R. J. (1985). "*Promoting functional plasticity in the damage nervous system*". Science. 227: 1544-1552.
  - Giglio, J. (2002). "*Wheelchair users exercise device*". United States Patent. No 6,334,624 B1. Jan.1.
  - Gosselink, R., Bott, J., Johnson, M., et al. (2008). "*Physiotherapy for adult patients with critical illness: recommendations of the European Respiratory Society and European Society of Intensive Care Medicine Task Force on physiotherapy for critically ill patients*". Intensive Care Med. 34:1188-1199.
  - Grabiner, M. D. and Enoka, R. M. (1995). "*Changes in movement capabilities with aging*". Exercise and Sport Sciences Reviews. 23: 65-104.
  - Gracanic, F. (1978) "*Functional electrical stimulation in control of motor output and movements*". Electroencephalgr. Clin. Neurophysiol. Suppl 34: 355-368.
  - Gregor, R. J., Roy, R. R., Whiting, W. C. Lovely, R. G., Hodgson, J. A. and Edgerton, V. R. (1988). "*Mechanical output of the cat soleus during treadmill locomotion: In vivo vs situ characteristics*". Journal of Biomechanics. 21: 721-732.
  - Gwinn, L., Wilckens, J. and McDevitt, E. (2000). "*The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy*". Am. J. Sports Med. 28:98-102.
  - Hanson, J. P., Redfern, M. S. and Mazumdar, M. (1999). "*Predicting slips and falls considering required and available friction*". Ergonomics. 42:1619-1633.

- Hather, B. M, Adams, G. R., Tesch, P. A. and Dudley, G. A. (1992). "*Skeletal muscle responses to lower limb suspension in humans*". Journal of Applied Physiology. 72: 193-1498.
- Hesse, S., Schmidt, H., Werner, C. and Bardeleben, A. (2003). "*Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control*". Current Opinion in Neurology. 16:705-710.
- Hickman, L. (1998). "*Kayak Exercise Simulator*". United States Patent. No 5,803,876. Sep. 8.
- Hinrichs, R. N. and McLean, S. P. (1995). "*NLT and extrapolated DLT: 3-D cinematography alternatives for enlarging the volume of calibration*". J. Biomech. 28:1219-1223.
- Holloszy, J. O. and Kohrt, W. M. (1995). "*Exercise*". In E. J. Masoro (Ed.). Handbook of physiology: Sec. 11. Aging (633-666). New York: Oxford University Press.
- Hortobágyi, T. and DeVita, P. (2000). "*Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging*". Journal of Electromyography and Kinesiology. 10: 117-126.
- Hortobágyi, T., Dempsey, L., Fraser, D., Zheng, D., Hamilton, G., Lambert, J. and Dohm, L. (2000). "*Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans*". Journal of Physiology. 524:293-304.
- Hsueh, T. C (1997). "*The immediate effectiveness of electrical nerve stimulation and electrical muscle stimulation on myofascial trigger points*". Am. J. Phys. Med. Rehabil. 76:471-476.
- Huang, H., Ingalls, T., Olson, L., Ganley, K., Rikakis, T. and He, J. (2005). "*Interactive Multimodal Biofeedback for Task-Oriented Neural Rehabilitation*". Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27<sup>th</sup> Annual Conference. 2547-2550.
- Hunter, S., White, M. and Thompson, M. (1998). "*Techniques to evaluate elderly human muscle function: A physiological basis*". Journal of Gerontology. 53A: B204-B216.
- Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., Kanehisa, H. and Fukunaga, T. (2000). "*In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during isokinetic action*". Journal of Applied Physiology. 88:851-856.
- Icornel. Disponível: <http://www.a-icornel.pt> (consultado em Fevereiro e Março, 2010)
- Ivens, C. J. and Marteniuk, R. G. (1975). "*Increased Sensitivity to Changes in Visual Feedback With Practice*". Journal of Motor Behavior. 82(4): 225-260.

- 
- Jakicic, J. M., Winters, C., Lagally, K., Ho, J., Robertson, R. J. and Wing, R. R. (1999). "The accuracy of the TriTrac-R3D accelerometer to estimate energy expenditure". *Med. Sci. Sports Exerc.* 31:747-754.
- Jiping, H., Maltenfort, G. M., Qingjun, W. and Hamm, M. T. (2001). "Modeling Neural Control". *IEEE Control System Magazine.* 55-69.
- Jones, T. A., Chu, C. J., Grande, L. A. and Gregory, A. D. (1999). "Motor skills training enhances lesion-induced structural plasticity in the motor cortex of adult rats". *Journal of Neuroscience.* 19: 10153-10163.
- Kannus, P., Parkkari, J., Koskinen, S., Niemi, S., Palvanen, M., Jarvinen, M. and Vuori, I. (1999). "Fall-induced injuries and deaths among older individuals". *Journal of the American Medical Association.* 281:1895-1899.
- Karduna, A. R., McClure, P., Michener, L. A. and Sennett, B. (1998). "Three-dimensional measurements of scapular kinematics: Reliability and validity of a novel technique". *Proceedings of the North American Congress on Biomechanics, Waterloo, Ontario, Canada, August 14-18.*
- Kellis, E. and Batzopoulos, V. (1995). "Isokinetic eccentric exercise". *Sport Medicine.* 19:202-222.
- Khan, J. Harrison, T. B. and Rich, M. M. (2008). "Mechanisms of neuromuscular dysfunction in critical illness". *Crit Care Clin.* 24:1-24.
- Koheil, R. and Mandel, A. R. (1980) "Joint position biofeedback facilitation of physical therapy in gait training". *Am. J. Phys. Med.* 59: 288-297.
- Kuo, A. D. and Zajac, F. E. (1993). "A biomechanical analysis of muscle strength as a limiting factor in standing posture". *J. Biomech.* 26:137-150.
- Lafortune, M. A. (1991). "Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running". *J. Biomech.* 24:877-886.
- Lambert, T. E. (1989). "Exercise Apparatus for the Handicapped". *United States Patent.* No 4,869,494. Sep. 26.
- Lawrence, R. C., Helmick, C. G., Arnett, F. C., Deyo, R. A., Felson, D. T., Giannini, E. H., Heyse, S. P., Hirsch, R., Hochberg, M. C., Hunder, G. G., Liang, M. H., Pillemer, S. R., Steen, V. D. and Wolfe, F. (1998). "Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States". *Arthritis Rheum.* 41:778-799.

- Lee, W. C., Zhang, M., Jia, X. and Cheung, J. T. (2004). "Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket". Med. Eng. Phys. 26:655-662.
- Leiper, C. I., Miller, A. Lang, J. and Herman, R. (1981). "Sensory feedback for head control in cerebral palsy". Phys. Ther. 61: 512-518.
- Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. and Fu, F. H. (2002). "Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing". Clin. Orthopaed. Related Res. 401:162-169.
- Levins, S. M, Redenbach, D. M., Dyck, I. (2004). "Individual and societal influences on participation in physical activity following spinal cord injury: a qualitative study". Journal Physical Therapy. 84(6):496-509.
- Lieber, R. L. (1986). "Skeletal muscle adaptability. II. Muscle following chronic electrical stimulation". Dev. Med. Child. Neurol. 28: 662-670.
- Lovely, R. G., Gregor, R. J., Roy, R. R. and Edgerton, V. R. (1990). "Weight-bearing hindlimb stepping in treadmill-exercised adult spinal cats". Brain Research. 514: 454-456.
- Maki, B. E., Edmonstone, M. A. and McIlroy W. E (2000). "Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior". J. Gerontol. Series A, Biolog. Sci Med. 55:270-277.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B. and Garrett, W. E. (2001). "A comparison of knee joint motion patterns between men and women in select athletic tasks". Clin. Biomechan. 16:438-445.
- Mandel, A. R., Nymark, J. R. and Balmer, S.J. et al. (1990). "Electromyographic versus rhythmic positional biofeedback in computerized gait retraining with stroke patients". Arch. Phys. Med. Rehabil. 71: 649-654.
- Martin, J. T. and Martin, W. K. (2008). "Exercise apparatus for seated user, and related methods". United States Patent. No 7,354,384 B2. Apr. 8.
- Matsuoka, Y., Brewer, B. R. and Klatzky, R. L. (2007). "Using visual feedback distortion to alter coordinated pinching patterns for robotic rehabilitation". Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 4(17): 10:1186-1743.
- Mayagoitia, R. E., Waarsing, J. H., Sanchez-Pineda, A. and Veltink, P. H. (1998). "Walking balance study using a triaxial accelerometer". 2<sup>nd</sup> International Conference on Methods and Techniques in Behavioral Research, Groningen, The Netherlands. 18-21.

- 
- McKillip, J. M. (2002). "*Exercise Device*". United States Patent. No 6,447,428 B1. Sep.10.
  - McVay, E. J. and Redfern, M. S. (1994). "*Rampway safety - Foot forces as a function of rampway angle*". Am. Indust. Hygiene Assoc. J. 55:626-634.
  - Médicos de Portugal. Disponível: <http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt> (consultado em Janeiro, 2010)
  - Melzack, R. and Wall, P. D. (1965). "*Pain mechanism: a new theory*". Science 1965. 150:971-979.
  - Messier, S. P., Loeser, R. F., Miller, G. D., Morgan, T. M., Rejeski, W. J., Sevick, M. A., Ettinger, W. H., Pahor, M. and Williamson, J. D. (2004). "*Exercise and dietary weight loss in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis: The Arthritis, Diet, and Activity Promotion Trial*". Arthritis Rheum. 50:1501-1510.
  - Messier, S. P., Loeser, R. F., Mitchell, M. N., Valle, G., Morgan, T. P., Rejeski, W. J. and Ettinger, W. H. (2000). "*Exercise and weight loss in obese older adults with knee osteoarthritis: A preliminary study*". J. Am. Geriatr. Soc. 48:1062-1072.
  - Messier, S. P., Royer, T. D., Craven, T. E., O'Toole, M. L., Burns, R. and Ettinger, W. H. (2000). "*Long-term exercise and its effect on balance in older, osteoarthritic adults: Results from the Fitness, Arthritis, and Seniors Trial (FAST)*". J. Am. Geriatr. Soc. 48:131-138.
  - Messier, S. P., Thompson, C. D. and Ettinger, W. H. (1997). "*Effects of long-term aerobic or weight training regimens on gait in an older, osteoarthritic population*". J. Appl. Biomech. 13:205-225.
  - Morris, P. E. (2007). "*Moving our critically ill patients: mobility barriers and benefits*". Crit Care Clin. 23:1-20.
  - MOTOMed - Sistema de terapia do movimento. Disponível: <http://www.motomed.com> (consultado em Março, Abril e Maio, 2010)
  - Myung, R. and Smith, J. L. (1997). "*The effect of load carrying and floor contaminants on slip and fall parameters*". Ergonomics. 40:235-246.
  - National Health Interview Survey on Assistive Devices (NHIS-AD). U.S. Census Bureau (1990). Washington, DC.
  - Nicklas, B. J., Ambrosius, W., Messier, S. P., Miller, G. D., Penninx, B. W., Loeser, R. F., Palla, S., Bleecker, E. and Pahor, M. (2004). "*Diet-induced weight loss, exercise, and chronic inflammation in older, obese adults: A randomized controlled clinical trial*". Am. J. Clin. Nutr. 79:544-551.

- 
- NIH Senior Health. Disponível: <http://nihseniorhealth.gov> (consultado em Fevereiro, 2010)
  - Nordstrom, M. A., Enoka, R. M., Callister, R. J., Reinking, R. M. and Stuart, D. G. (1995). *"Effects of six weeks of limb immobilization on the cat tibialis posterior: 1. Motor units"*. Journal of Applied Physiology. 78:901-913.
  - Oberg, P. A. (1996). *"Optical Sensors for Heart and Respiratory Rate Measurements"*. 18<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Amsterdam.
  - Perkins, P. J. (1978). *"Measurement of slip between the shoe and ground during walking"*. ASTM - Special - Technical - Publication, American Society for Testing and Materials. ASTM STP 649, Philadelphia, PA: 71-87.
  - Peters, G. E. (1983). *"Exerciser for Disabled Persons"*. United States Patent. No 4,402,502. Sep.6.
  - Philips, B. and Zhao, H. (1993). *"Predictors of assistive technology abandonment"*. Assistive Technol. 5(1): 36-45.
  - Pitzen, T. R., Matthis, D., Barbier, D. D. and Steudel W. I. (2002). *"Initial stability of cervical spine fixation: Predictive value of a finite element model"*. Technical note. J. Neurosurg. 97:128-134.
  - Planet Mobility. Disponível: <http://www.planetmobility.com/store/fitness/planet/apr/apr-cat.pdf> (consultado em Maio de 2010)
  - Portal da Saúde. Disponível: <http://www.portaldasaude.pt> (consultado em Maio, 2010)
  - Porter, M. M., Vandervoort, A. A. and Lexell, J. (1995). *"Aging of human muscle: Structure, function and adaptability"*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 5: 129-142.
  - Redfern, M. S. and DiPasquale, J. (1997). *"Biomechanics of descending ramps"*. Gait and Posture. 6:119-125.
  - Redfern, M. S., Cham, R., Gielo-Perczak, K., Gronqvist, R., Hirvonen, M., Lanshammar, H., Marpet, M. I. and Pai, Y. C. (2001). *"Biomechanics of slips"*. Ergonomics. 44:1138-1166.
  - Reimers, C. D., Harder, T. and Saxe, H. (1998). *"Age-related muscle atrophy does not affect all muscles and can partly be compensated by physical activity: An ultrasound study"*. Journal of the Neurological Sciences. 159: 60-66.

- Rhoades, T. P. and Miller, J. M. (1988). "*Measurement and comparison of "required" versus "available" slip resistance*". Proceedings of the Human factors Association of Canada. 137-140.
- Riley, D. A., Slocum, G. R., Bain, J. L. W., Sedlak, F. R., Sowa, T. E. and Mellender, J. W. (1990). "*Rat hindlimb unloading: Soleus histochemistry, ultrastructure, and electromyography*". Journal of Applied Physiology. 69:58-66.
- Sale, D. G. (1988). "*Neural adaptation to resistance training*". Medicine and Science in Sports and Exercise. 20:135-145.
- Santos, R. and Fujão, C. (2003). "*Antropometria*". Universidade de Évora. Curso de Pós - Graduação: Técnico Superior de HST. 2-20.
- Schmidt, R. A. (1975). "*A Schema Theory of Discrete Motor Skill Learning*". Psychological Review. 82(4):225-260.
- Scott, J. J. A. (1996). "*The functional recovery of muscle proprioceptors after peripheral nerve lesions*". Journal of the Peripheral Nervous System. 1: 19-27.
- Seeley, R. R., Stephens, T. D. and Tate, P. (2004). "*Anatomy and Physiology*". 6ª edição. McGraw - Hill.
- Seger, J. Y., Arvidsson, B. and Thorstensson, A. (1998). "*Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans*". European Journal of Applied Physiology. 79:49-57.
- Serra, P. (2009). "*Lesões músculo - esqueléticas ligadas ao trabalho*". Seminário de Licenciatura em Ciências Biomédicas. Universidade da Beira Interior. 90-91.
- Shirakura, K., Kato, K. and Udagawa, E. (1992). "*Characteristics of the isokinetic performance of patients with injured cruciate ligaments*". American Journal of Sports Medicine. 20:755-760.
- SPEM - Sociedade Portuguesa de Esclerose Múltipla. Disponível: <http://www.spem.org> (consultado em Abril, 2010)
- SPMFR - Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação. Disponível: <http://www.spmfr.org> (consultado em Abril e Maio, 2010)
- SPSS Statistical Package for the Social Sciences (2004). "*SPSS® 13.0 Brief Guide*". SPSS Inc., 2004.

- Stiehl, J. B., Komistek, R. D. and Dennis D. A. (1999). "*Detrimental kinematics of a flat on flat total condylar knee arthroplasty*". Clin. Orthopaed. Related. Res. 365:139-149.
- Stokes, Maria (2000). "Neurologia Para Fisioterapeutas", 1ª ed São Paulo, Editorial Premier.
- Stolov, W. C. and Clowers, M. R. (1981). "*Handbook of Severe Disability.*" U. S. Department of Education, Washington, DC.
- Strandberg, L. and Lanshammar, H. (1981). "*The dynamics of slipping accidents*". J. Occupational Accidents.3:153-162.
- Tang, P. F. and Wollacott, M. H. (1999). "*phase-dependent modulation of proximal and distal postural responses to slips in young and older adults*". J. Gerontol. Series A, Biolog. Sci. Med. 54:89-102.
- Thelen, D. G, Muriuki, M., James, J., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. and Alexander, N. B. (2000). "*Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall*". J. Electromyogr. Kinesiol. 10:93-101.
- Thelen, D. G., Schultz, A. B., Alexander, N. B. and Ashton-Miller, J. A. (1996). "*Effects of age on rapid ankle torque development*". J. Gerontol. Series A, Biolog. Sci. Med. 51:226-232.
- Thomas, C. K., Stein, R. B., Gordon, T., Lee, R. G. and Elleker, M. G. (1987). "*Patterns of reinnervation and motor unit recruitment in human hand muscles after complete ulnar and median nerve section and resuture*". Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry. 50:259-268.
- Thomason, D. B. and Booth, F. W. (1990). "*Atrophy of the soleus muscle by hindlimb unweighting*". Journal of Applied Physiology. 68:1-12.
- Vandenborne, K. A., Elliott, M. A., Walter, G. A., Abdus, S., Okereke, E., Shaffer, M., Tahernia, D. and Esterhai, J. L. (1998). "*Longitudinal study of skeletal muscle adaptations during immobilization and rehabilitation*". Muscle & Nerve. 21:1006-1012.
- VanSickle, D. P., Cooper, R. A. and Robertson, R. N. (1995). "*SMARTwheel: Development of a digital force and moment sensing pushrim*". Proceedings 18<sup>th</sup> Annual RESNA Conference, Vancouver, BC, Canada, June 9-14:352-354.
- Wang, Y. T., Beale, D. and Moeizadeh, M. (1996). "*An electronic device to measure drive and recovery phases during wheelchair propulsion: A technical note*". J. Rehabil. Res. Dev. 33:305-310.

- Wang, Z., Kiryu, T. and Tamura, N. (2005). "*Personal customizing exercise with a wearable measurement and control unit*". Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2(4):10:1186-1743.
- Wannstedt, G. T. and Herman, R. (1978). "*Use of augmented sensory feedback to achieve symmetrical standing*". Phys. Ther. 58: 553-559.
- Webster, J. G., Cook, A. M., Tompkins, W. J. and Vanderheiden, G. C. (1985). "*Electronic Devices for Rehabilitation*", Wiley Medical, New York.
- Weiss, P. L., Rand, D. Katz, N. and Kizony, R. (2004). "*Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool*". Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 1(2): 1186-1743.
- Wessels, R., Dijcks, B., Soede, M., Gelderblom, G. J. and De Witte, L. (2003). "*Non-use of provided assistive technology devices: A literature overview*". Technol. & Disabil., Vol.15, 2003, 231-238.
- West, S. P., Roy, R. R. and Edgerton, V. R. (1986). "*Fiber type and fiber size of cat ankle, knee and hip extensors and flexors following low thoracic spinal cord transaction at an early age*". Experimental Neurology. 91: 174-182.
- Wiles, L. and Stiller, K. (2009). "*Passive limb movements for patients in an intensive care unit: A survey of physiotherapy practice in Australia*". Journal of Critical Care. Article in press. Elsevier Inc.
- Wiley (2006), "Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering", Edited by Metin Akay.
- Wiley Interscience. Disponível: <http://www.interscience.wiley.com> (consultado em Abril, 2010)
- Willingham, L. L. Buell, N. C., Allyn, K. J., Hafner, B. J. and Smith D. G. (2004). "*Measurement of knee center alignment trends in a national sample of established users of Otto Bock C-Leg microprocessor controlled knee unit*". Proceedings of the 11<sup>th</sup> World Congress of the International Society for Prosthetics & Orthotics, Hong Kong, August 1-6.
- Winstein, C. J., Gardner, E. R. and McNeal, D. R. et al. (1988) "*Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults*". Arch. Phys. Med. Rehabil. 70: 755-762.
- Winter, D. A, (1990). "*Biomechanics and Motor Control of Human Movement*". New York: John Wiley & Sons.

- Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. and Alexander, N. B. (1999). “Age and gender differences in singlestep recovery from a forward fall”. J. Gerontol. Series A, Biolog. Sci Med. 54:44-50.
  
- Woldag, H., Waldmann, G., Heuschkel, G. and Hummelsheim, H. (2003). “Is the repetitive training of complex hand and arm movements beneficial for motor recovery in stroke patients?” Clinical Rehabilitation. 17:723-730.
  
- Wooldridge, C. P., Leiper, C. and Ogston, D. G. (1976). “Biofeedback training of knee joint position of the cerebral palsied child”. Physiother. Can. 28: 138-143.
  
- World Health Organization (2001). “International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF”. Geneva. WHO.
  
- Zachariah, S. G. and Sanders, J. E. (1996). “Interface mechanisms in lower-limb external prosthetics: A review of finite element models”. IEEE Trans. Rehabil. Eng. 4:288-302.
  
- Zeller, B. L., McCrory, J. L., Kibler, W. B. and Uhl, T. L. (2003). “Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat”. Am. J. Sports Med. 31:449-456.
  
- Zhang, M., Lord, M. Turner-Smith, A. R. and Roberts, V. C. (1995). “Development of a non-linear finite element modeling of the below-knee prosthetic socket interface”. Med. Eng. Phys. 17:559-566.

## Anexo A



Ministério da Saúde  
 CMRRC  
 Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro – Rovisco Pais

Comissão de Ética para a Saúde

Ex.ma  
**Sra. D. Marli Isabel da Fonseca Pereira Barbosa**

Sua referência	Sua comunicação de	Data	Nossa referência
		15.03.2010	

ASSUNTO: *“Desenvolvimento de dispositivo de Mobilização Passiva adequado à Reabilitação Física de membros superiores e inferiores”*

No exercício das suas competências, a CES do CMRRC-RP, em acordo com o estabelecido na lei e nos códigos deontológicos, reuniu a 9 de Fevereiro de 2010, tendo deliberado emitir parecer **favorável** à proposta de estudo sobre a investigação em causa, *“Desenvolvimento de dispositivo de Mobilização Passiva adequado à Reabilitação Física de membros superiores e inferiores”* que pretende efectuar no CMRRC - Rovisco Pais.

Solicitam-se como informação acrescida e necessária:

- Informação da data de início,
- Modelo ou questões chave do(s) inquérito(s) a desenvolver no Estudo,
- Modelo de consentimento informado.

Com os melhores cumprimentos,

O Presidente da Comissão de Ética para a Saúde

*Luís André*

(Dr. Luís André)



## Anexo B

### Consentimento Informado

Declaro que me foram dados a conhecer todos os objectivos, os procedimentos, os benefícios previstos, os potenciais riscos e o eventual desconforto do estudo, sendo explicadas, de forma esclarecedora, todas as minhas dúvidas.

É do meu conhecimento que tenho o direito de colocar qualquer questão durante o desenvolvimento do estudo.

Foi-me garantida a confidencialidade dos dados obtidos, e que nenhuma informação será publicada ou comunicada em termos individuais, sem a minha autorização.

Fui ainda informado de que, em qualquer momento, posso abandonar o estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na minha assistência.

Pelo que:

- eu consinto
- eu não consinto

a minha participação neste estudo.

Nome \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

Assinatura do Investigador (a) \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

## Anexo C

### Inquérito aos Utentes

#### Estudo do equipamento clínico de mobilização passiva “Motomed Viva”

Nome \_\_\_\_\_

Processo nº \_\_\_\_\_

Data de Nascimento \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Idade \_\_\_\_\_

Doença / Deficiência \_\_\_\_\_

A. Preencha sempre que possível com um

1 - Género

Masculino	Feminino
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2 - Assinale as opções que se adequam ao seu caso, no que diz respeito à programação da sessão terapêutica que costuma realizar com o equipamento “Motomed Viva” (pode responder a mais de uma opção):

- Nunca fui eu a colocar o equipamento a funcionar
- Quando os parâmetros têm de ser alterados é o profissional de saúde que o faz
- Necessito sempre de auxílio de um profissional, para o seu funcionamento
- Sou eu que coloco o equipamento a funcionar em todas as sessões
- Nunca precisei de auxílio profissional

Observações: \_\_\_\_\_

3 - Assinale as opções que se adequam ao seu caso, no que diz respeito ao processo de instalação no mesmo equipamento, quando pretende efectuar o exercício (pode responder a mais de uma opção):

- Necessito sempre de auxílio
- A maioria das vezes tem de ser o profissional a fazê-lo
- A instalação está muito dependente do meu estado físico num determinado dia
- A maioria das vezes consigo fazê-lo sem dificuldade
- Nunca precisei de auxílio profissional

Observações: \_\_\_\_\_

4 - Como avalia a funcionamento do equipamento, tendo em conta o seu grau de conforto e de adaptação?

- |                          |             |
|--------------------------|-------------|
| <input type="checkbox"/> | Mau         |
| <input type="checkbox"/> | Razoável    |
| <input type="checkbox"/> | Bom         |
| <input type="checkbox"/> | Muito Bom   |
| <input type="checkbox"/> | Sem opinião |

5 - Com que frequência utiliza este equipamento para o seu processo terapêutico?

- |                          |                             |
|--------------------------|-----------------------------|
| <input type="checkbox"/> | Mais de uma vez por dia     |
| <input type="checkbox"/> | Uma vez por dia             |
| <input type="checkbox"/> | Dia Sim / Dia Não           |
| <input type="checkbox"/> | Uma vez por semana          |
| <input type="checkbox"/> | Menos de uma vez por semana |

6 - Como é que é feita a estabilização da sua cadeira de rodas, de modo a evitar o recuo ou a inclinação da mesma?

- |                          |   |
|--------------------------|---|
| <input type="checkbox"/> | Com um estabilizador próprio que o equipamento possui |
| <input type="checkbox"/> | Com um tripé  |
| <input type="checkbox"/> | Com um tapete anti-derrapante                         |
| <input type="checkbox"/> | Outra forma. Qual? _____                              |

**B.** Responda, se possível, de forma sucinta e clara às questões que se seguem relativas ao equipamento em causa:

7 - Qual ou quais a(s) razão(ões) pela qual se encontra a realizar os exercícios de reabilitação (razão da incapacidade)?

---

---

8 - Sabe com que objectivo é que foi aconselhado a realizar exercícios terapêuticos neste equipamento?

---

---

9 - O que sente com este tratamento? Que melhorias / piorias?

---

---

---

10 - O que acha que podia ser melhorado neste equipamento, de modo a trazer mais valias para o processo de reabilitação? Pode dar algumas sugestões?

---

---

---

10.1. Acha que seria uma mais valia este equipamento ter incluídos adaptadores que fizessem a estabilização da sua cadeira de rodas, sem que fossem necessárias quaisquer outras formas para a estabilizar (como aquelas que aqui costumam utilizar)?

---

---

10.2. O que acha da ideia de este equipamento ser dotado de um cartão de memória em que ficasse registada a sua evolução ao longo do tempo e todo o seu histórico terapêutico?

---

---

TERMINOU O PREENCHIMENTO DESTE INQUÉRITO  
OBRIGADA PELA COLABORAÇÃO

A investigadora  
Marli Barbosa

**Inquérito aos Profissionais de Saúde da Instituição**  
**Estudo do equipamento clínico de mobilização passiva “Motomed Viva”**

Nome \_\_\_\_\_

Idade \_\_\_\_\_

A. Preencha sempre que possível com um

1 - Género

Masculino	Feminino

2 - Habilitação académica

Mestrado	Licenciatura	Bacharelato	Outra

3 - Área de intervenção

Medicina	Fisioterapia	Enfermagem	Outra_ Qual?

Especificar, se necessário \_\_\_\_\_

4 - Tendo em conta as características gerais e o desempenho do mesmo equipamento, classifique de 1 a 5 as seguintes afirmações:

1 (nada/nunca) 2 (Pouco) 3 (Aceitável) 4 (Muito) 5 (Excelente/Sempre)

	1	2	3	4	5
É flexível ao ponto de permitir uma boa mobilização dos membros inferiores e/ou superiores					
É utilizado de forma activa					
É utilizado de forma passiva					
É utilizado nos membros inferiores					
É utilizado nos membros superiores					
É utilizado com o controlo anti-espasmos ligado					
É utilizado por pacientes com lesões Vertebro-Medulares					
É utilizado por pacientes que sofreram um AVC					
É utilizado por pacientes que sofreram um traumatismo Crânio-Encefálico					
É utilizado por paciente com a síndrome de Parkinson, Alzheimer, entre outras doenças neurológicas					
É utilizado por pacientes com qualquer tipo de distúrbio a nível					

músculo-esquelético					
Contribui para a maior independência do paciente					
Contribui para o bem-estar psicológico do paciente					

**B.** Responda, se possível, de forma sucinta e clara às questões que se seguem, relativas ao equipamento em causa:

5 - De uma forma geral, qual o principal objectivo da utilização de um equipamento deste tipo?

---



---

6 - Actualmente, nestas instalações, existem casos de pacientes que sejam capazes de utilizar o equipamento sem que seja necessário auxílio profissional?

---

7 - Em média, qual o tempo máximo de uma sessão de exercícios com este equipamento? \_\_\_\_\_ E o médio? \_\_\_\_\_ E o mínimo? \_\_\_\_\_

8 - Acontece com frequência que, com esta terapia, sejam encontradas forças residuais no paciente, permitindo-lhe realizar movimentos mais complexos?

---

9 - Considera que há situações em que é essencial a prática de exercícios num equipamento deste tipo? \_\_\_\_\_ Se sim, quais? \_\_\_\_\_

---



---

10 - Acha que seria uma mais valia este equipamento ter incluídos adaptadores que fizessem a estabilização da própria cadeira de rodas, sem que fossem necessárias quaisquer outras formas para a estabilizar (como aquelas que aqui costumam utilizar)?

---

10.1. Seria vantajoso este equipamento permitir diferentes graus de resistência de força em termos laterais (maior ou menor resistência a um dos lados, tendo em conta a patologia em causa)?

---

10.2. Justificava-se o facto de este equipamento ser capaz de permitir a mobilização em maiores amplitudes, de modo a prevenir o encurtamento muscular?

10.3. O que acha da ideia de este equipamento ser dotado de um cartão de memória em que ficasse registada a evolução do paciente ao longo do tempo e todo o seu histórico terapêutico?

11 - Para além das já citadas, há alguma melhoria que queira referir, considerando que traria mais valias ao processo de reabilitação?

12 - Julga vantajosa a ideia de este dispositivo ser portátil e/ou capaz de incorporar uma bateria para que pudesse ser usado remotamente? \_\_\_\_\_ Se sim, porquê?

13 - Relativamente às forças disponibilizadas pelo equipamento, elas são suficientes?

14 - O que acharia se este equipamento fosse dotado de sensores de força/pressão que registassem o esforço/dificuldade que o paciente estaria a ter para cumprir os objectivos traçados no processo terapêutico e até mesmo os picos de espasticidade que pudessem ocorrer?

15 - A interface/software que o equipamento apresenta é simples e fácil de trabalhar? \_\_\_\_\_ Acha que poderia ser melhorado de alguma forma?

16 - Acha que é essencial a mobilização pelo técnico ou que este aparelho a dispensa?

TERMINOU O PREENCHIMENTO DESTE INQUÉRITO  
OBRIGADA PELA COLABORAÇÃO

A investigadora  
Marli Barbosa