UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

RENATO VAROTO

**Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para
membro superior de tetraplégicos**

São Carlos
2010

RENATO VAROTO

Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para membro superior de tetraplégicos

Tese apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências pelo Programa de Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Processamento de Sinais e Instrumentação

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTES
TRABALHOS, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

V324d Varoto, Renato
Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema
híbrido para membro superior de tetraplégicos / Renato
Varoto ; orientador Alberto Cliquet Jr. -- São Carlos,
2010.

Tese (Doutorado-Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica e Área de Concentração em
Processamento de Sinais e Instrumentação) -- Escola de
Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo,
2010.

1. Engenharia de reabilitação. 2. Lesão medular.
3. Tetraplegia. 4. Membros superiores. 5. Sistema
híbrido. 6. Estimulação elétrica neuromuscular.
7. Órtese. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Engenheiro RENATO VAROTO.

Tese defendida e julgada em 29/04/2010 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Titular **ALBERTO CLIQUET JÚNIOR – (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO

Prof. Associado **IVAN NUNES DA SILVA**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO

Prof.^a. Associada **LILIANE VENTURA SCHIABEL**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO

Prof. Associado **NILTON MAZZER**
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP)

APROVADO

Prof. Titular **JOSÉ ROBERTO CASTILHO PIQUEIRA**
(Escola Politécnica/USP)

APROVADO

Prof. Titular **GERALDO ROBERTO MARTINS DA COSTA**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Dedico este trabalho à minha família pelo constante apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. pela oportunidade de trabalhar em seu grupo de pesquisa e pela orientação e confiança depositada em mim durante este período.

Aos meus amigos Gustavo e Elisa que participaram da realização deste trabalho.

A todos os amigos que passaram pelo LABCIBER, em especial o Rodrigo Ortolan, a Alessandra, a Fernanda, o Daniel e o Christian pelo companheirismo e auxílio técnico em algumas situações.

Aos alunos do curso de Engenharia Elétrica/Eletrônica com os quais trabalhei durante as disciplinas no LABCIBER, especialmente a Renata e o Edgar que também contribuíram na realização deste trabalho.

Ao Ênio, à Cris, à Karla, à Karina, à Vanessa, e a todos os amigos do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor da UNICAMP pela colaboração durante as avaliações clínicas.

Aos pacientes do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor da UNICAMP pela participação voluntária neste trabalho de pesquisa, e pela contribuição com sugestões e idéias para o aperfeiçoamento dos equipamentos.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC/USP responsáveis por todo o suporte necessário para a realização deste trabalho.

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica pela contribuição para a minha formação durante a Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. José Guilherme pelos ensinamentos sobre robótica durante a Graduação.

E à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (08/51589-6).

Enfim, a todos aqueles que de alguma forma estiveram envolvidos neste trabalho, meu muito obrigado!

RESUMO

VAROTO, R. **Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para membro superior de tetraplégicos**. 2010. 248 p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

Em geral, indivíduos com disfunções motoras nos membros superiores apresentam dificuldades para executar a movimentação de objetos, a qual é essencial para a execução das Atividades de Vida Diária. Dessa forma, esses indivíduos não a executam ou a fazem de maneira ineficiente. Para que essa manipulação seja realizada de maneira satisfatória, fazem-se necessários os movimentos de alcance e preensão de objetos controlados voluntariamente pelo indivíduo, e também a aquisição sensorial da força empregada durante a preensão. Portanto, este trabalho apresenta o desenvolvimento, a aplicação e a avaliação de um protótipo de Sistema Híbrido visando à reabilitação parcial da capacidade sensório-motora do membro superior direito de tetraplégicos. Tal sistema engloba uma Órtese Dinâmica para Cotovelo utilizada em conjunto com a Estimulação Elétrica Neuromuscular, e uma Luva Instrumentada que possibilita a realimentação qualitativa da força de preensão. Os resultados das avaliações clínicas mostraram que o sistema auxilia os tetraplégicos em tarefas que envolvem o alcance e a preensão de objetos, bem como trazê-los para próximo do corpo. O aumento da faixa de alcance, a geração de preensão e a restauração artificial da habilidade de movimentar um objeto para próximo do corpo representam esse auxílio proporcionado pelo sistema. Assim o protótipo de Sistema Híbrido representa uma estratégia alternativa para a reabilitação de lesados medulares (níveis C5-C6).

Palavras-chave: Engenharia de Reabilitação, Lesão Medular, Tetraplegia, Membros Superiores, Sistema Híbrido, Estimulação Elétrica Neuromuscular, Órtese.

ABSTRACT

VAROTO, R. Development and assessment of an upper limb hybrid system for quadriplegics. 2010. 248 p. Thesis (Doctorate) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

Generally, individuals with motor impairments in the upper limbs have difficulties performing the movement of objects, which is essential for the execution of Activities of Daily Living. Thus, these individuals do not perform these activities or perform them inefficiently. Toward satisfactory manipulation, reach and grasp movements of objects performed with voluntary control, and grasp force feedback are necessary. Therefore, this work presents the development, application and evaluation of a Hybrid System prototype aiming at partial rehabilitation of sensory-motor ability of quadriplegic's right upper limb. Such system includes an Elbow Dynamic Orthosis combined with Neuromuscular Electrical Stimulation, and an instrumented glove that allows the qualitative grasp force feedback. The results of clinical assessment showed that the system aids quadriplegic in tasks that involve reaching and grasping of objects, as well as bringing them close to the body. The improvement of reaching range, grasping generation and artificial restoration of the ability to move an object close to the body represent this aid provided by the system. Thus, the Hybrid System prototype represents an alternative strategy for the rehabilitation of individuals with spinal cord injury (C5-C6 level).

Keywords: Rehabilitation Engineering, Spinal Cord Injury, Quadriplegia, Upper Limbs, Hybrid System, Neuromuscular Electrical Stimulation, Orthosis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Divisão do sistema nervoso e relação entre o SNC e o SNP (adaptado de Powers e Howley, 2000)	38
Figura 2. Estrutura do neurônio (adaptado de Powers e Howley, 2000).....	39
Figura 3. Potencial de membrana e transportes através da membrana celular (baseado em Low e Reed, 2001)	41
Figura 4. Geração e fases do potencial de ação (baseado em Guyton, 1988, e em Powers e Howley, 2000)	42
Figura 5. Transmissão do impulso nervoso ao longo da fibra nervosa (adaptado de Powers e Howley, 2000)	43
Figura 6. Condução saltatória do impulso nervoso pela fibra nervosa mielínica (adaptado de Glanze, Anderson e Myers, 2008)	44
Figura 7. Sinapse neural (adaptado de Powers e Howley, 2000).....	44
Figura 8. Liberação do neurotransmissor durante a sinapse (adaptado de Powers e Howley, 2000) .	45
Figura 9. Ilustração da estrutura da medula espinhal em corte - nível T2 (baseado em Carpenter, 1978)	47
Figura 10. Ilustração da medula e dos nervos espinhais (baseado em Netter, 2000)	47
Figura 11. Ilustração da posição dos segmentos e nervos medulares em relação às vértebras (baseado em Carpenter, 1978)	49
Figura 12. Representação das vias ascendentes e das vias descendentes na medula espinhal (adaptado de Guyton, 1992)	52
Figura 13. Receptores das sensações exteroceptivas (adaptado de Guyton, 1992)	53
Figura 14. Receptores das sensações propioceptivas (adaptado de Guyton, 1992).....	54
Figura 15. Potencial receptor e a geração dos potenciais de ação (adaptado de Guyton, 1992)	55
Figura 16. Transmissão dos sinais sensoriais para o encéfalo a partir dos receptores sensoriais (adaptado de Guyton, 1992).....	56
Figura 17. Representação do controle motor somático do sistema nervoso (adaptado de GUYTON, 1992)	57
Figura 18. Fibras dos tratos corticoespinhal e corticobulbar que compõem os neurônios motores superiores (adaptado de Krivickas e Carter, 2004)	58
Figura 19. Distribuição dos neurônios motores superiores e dos neurônios motores inferiores (adaptado de Bailey, 2009)	59

Figura 20. Comunicação entre o NMS e o NMI na coluna anterior da medula espinhal (baseado em Guyton, 1992).....	59
Figura 21. Fuso muscular inervado pelos neurônios sensorial, motor alfa (fibras extrafusais) e motor gama (fibras intrafusais) (adaptado de Guyton, 1992)	60
Figura 22. Reflexo de flexão, arco reflexo mediante estímulo de dor (adaptado de Powers e Howley, 2000).....	61
Figura 23. Estrutura do músculo esquelético (adaptado de Powers e Howley, 2000)	62
Figura 24. Estrutura da miofibrila (adaptado de Powers e Howley, 2000)	63
Figura 25. Ação das pontes cruzadas da miosina sobre a actina (adaptado de Powers e Howley, 2000)	64
Figura 26. Estrutura da fibra muscular esquelética (adaptado de Powers e Howley, 2000)	64
Figura 27. Ilustração da junção neuromuscular (adaptado de Powers e Howley, 2000).....	66
Figura 28. Deslizamento do filamento de actina sobre o filamento de miosina, resultando na diminuição do tamanho do sarcômero durante a contração muscular (adaptado de Powers e Howley, 2000).....	67
Figura 29. Tropomiosina bloqueando os sítios ativos da actina no músculo relaxado (adaptado de Nishida, 2007).....	68
Figura 30. Mudança de posição da tropomiosina e estabelecimento do estado de ligação forte entre as pontes cruzadas de miosina e a actina (adaptado de Nishida, 2007).....	68
Figura 31. Movimento das pontes cruzadas e deslocamento do filamento de actina (adaptado de Nishida, 2007).....	69
Figura 32. Espasmos isolados, somação temporal e a contração tetânica (adaptado de Powers e Howley, 2000).....	71
Figura 33. Sumário para classificação neurológica da lesão medular de acordo com a classificação da ASIA (retirado de Greve e Castro, 2001)	78
Figura 34. Exemplos de órteses estáticas (adaptado de Uustal, 2004).....	81
Figura 35. Exemplos de órteses dinâmicas (adaptado de Uustal, 2004).....	81
Figura 36. HAO (adaptado de Benjuya e Kenney, 1990a)	83
Figura 37. HO (adaptado de Benjuya e Kenney, 1990b)	84
Figura 38. Órtese de torque constante para cotovelo (adaptado de Wierzbicka e Wiegner, 1996)	84
Figura 39. Sistema modular de órteses para membro superior Engen. a) Órtese estática para mão; b) Órtese estática para antebraço unida à órtese para mão; c) Órtese dinâmica unida à órtese para mão; d) Órtese elétrica (adaptado de Engen, 2005)	85
Figura 40. Órtese robótica com 8 graus de liberdade (adaptado de Nagai et. al., 1998)	86
Figura 41. ARMin II (adaptado de Mihelj, Nef e Riener, 2007)	86

Figura 42. Arm Trainer (adaptado de Hesse et. al., 2003)	88
Figura 43. MIME (adaptado de Lum et. al., 2002).....	88
Figura 44. NeReBot (adaptado de Rosati, Gallina e Masiero, 2007).....	89
Figura 45. MIT-Manus (adaptado de Krebs et. al., 2004).....	90
Figura 46. ARMin (adaptado de Nef et. al., 2006).....	90
Figura 47. ARMGuide (adaptado de Kahn et. al., 2006).....	91
Figura 48. T-WREX (adaptado de Sanchez et. al., 2006)	91
Figura 49. Representação da EENM (adaptado de Low e Reed, 2001).....	92
Figura 50. Comparação entre a contração muscular obtida de forma natural (recrutamento assíncrono das unidades motoras) e a gerada por EENM (recrutamento síncrono das unidades motoras), com relação ao parâmetro frequência de estímulos (adaptado de Lynch e Popovic, 2008)	95
Figura 51. Representação do sistema de superfície para EENM em uma configuração monopolar utilizando um canal de estimulação (adaptado de Peckham e Knutson, 2005)	99
Figura 52. Representação do sistema subcutâneo para EENM em uma configuração monopolar utilizando um canal de estimulação (adaptado de Peckham e Knutson, 2005)	100
Figura 53. Eletrodo balonete (adaptado de Kirsch et. al., 2005)	102
Figura 54. Representação do sistema implantado para EENM em uma configuração monopolar utilizando um canal de estimulação e eletrodo epimisial (adaptado de Peckham e Knutson, 2005)	102
Figura 55. Preensões geradas pelo sistema possibilitando a execução de AVDs (adaptado de Castro e Cliquet Jr., 2000a).....	105
Figura 56. Sistema híbrido Handmaster (adaptado de Snoek et. al., 2000, e de Sheffler e Chae, 2007)	106
Figura 57. Neuroprótese implantada para tetraplegia (adaptado de Kirsch et. al., 2005)	107
Figura 58. Sistema Híbrido desenvolvido - malha fechada	109
Figura 59. Módulo de Controle	112
Figura 60. Desenho inicial da órtese	114
Figura 61. Motor DC Maxon RE Ø 25 mm 118741	115
Figura 62. Redutor Maxon Planetary Gearhead Ø 26 mm 110398.....	115
Figura 63. Redutor de eixos cruzados	115
Figura 64. Diagrama de blocos da relação entre a velocidade e o momento para o acoplamento dos redutores e do motor.....	116
Figura 65. Designações para o engrenamento (adaptado de Casillas, 1963)	117
Figura 66. Diagrama de blocos da relação entre a velocidade e o momento para o acoplamento dos redutores, da caixa de transmissão e do motor	118
Figura 67. Configuração final da Órtese Dinâmica para Cotovelo	119

Figura 68. Graus de liberdade da Órtese Dinâmica para Cotovelo	119
Figura 69. Caixa de transmissão de eixos paralelos	120
Figura 70. Abraçadeiras do antebraço e do braço	120
Figura 71. Braço telescópico.....	120
Figura 72. Exemplos de peças usinadas	121
Figura 73. Fins de curso	121
Figura 74. Montagem da órtese	121
Figura 75. Estrutura mecânica da Órtese Dinâmica para Cotovelo.....	122
Figura 76. Órtese Dinâmica para Cotovelo, fixação na cadeira de rodas e no paciente	122
Figura 77. Módulo de Acionamento.....	123
Figura 78. Chaves <i>reed</i> na caixa do redutor de eixos cruzados.....	124
Figura 79. Ação dos fins de curso nos movimentos de extensão e flexão	124
Figura 80. Módulo de Seleção de Velocidade	125
Figura 81. Suportes para o eletrogoniômetro, partes: Braço Telescópico e Suporte para Abraçadeira do Braço.....	126
Figura 82. Suporte para o eletrogoniômetro, fixação no braço telescópico e no suporte para abraçadeira do braço.....	126
Figura 83. Órtese equipada com o eletrogoniômetro.....	126
Figura 84. Calibração nos pontos 0° e 90°	128
Figura 85. Paciente com lesão medular utilizando a Órtese Dinâmica para Cotovelo durante a Mensuração da variação angular do antebraço.....	129
Figura 86. Instante inicial e instante final do movimento de alcance	129
Figura 87. Posicionamento dos marcadores reflexivos no paciente utilizando a Órtese Dinâmica para Cotovelo; e eixos de orientação para a trajetória	130
Figura 88. FSRs no formato de tiras.....	131
Figura 89. Módulo de Interface	131
Figura 90. Módulo de Interface, <i>trimpots</i> e conectores.....	132
Figura 91. Luva de tecido e reforços de alumínio	132
Figura 92. Sensores fixados na luva.....	133
Figura 93. Luva Instrumentada.....	133
Figura 94. Exemplo da configuração de um canal de entrada	135
Figura 95. Diagrama do Programa de Registro.....	136
Figura 96. Aplicação de força nos sensores da luva	137
Figura 97. Aquisição dos valores de frequência do sinal sonoro	137
Figura 98. Preensão do copo pelo indivíduo saudável utilizando a luva.....	138

Figura 99. Manipulação do corpo de prova pelo indivíduo lesado medular	138
Figura 100. Estimulador Elétrico de 2 Canais	139
Figura 101. Circuito eletrônico da adaptação feita no Estimulador Elétrico de 2 Canais	140
Figura 102. Estimulador Elétrico Adaptado	140
Figura 103. Módulo de Controle Digital.....	141
Figura 104. Sistema de EENM Portátil com acionamento por comando por voz	142
Figura 105. Paciente utilizando a órtese e a EENM	143
Figura 106. Posicionamento dos eletrodos.....	143
Figura 107. Dinamômetro no suporte, desenho inicial.....	146
Figura 108. Suportes para órtese estática para punho – avaliações do tríceps e do bíceps	146
Figura 109. Dinamômetro Adaptado, configurações para esforços de compressão e de tração.....	147
Figura 110. Peças usinadas para o Dinamômetro Adaptado	147
Figura 111. Dinamômetro Adaptado, primeiro estágio de montagem	148
Figura 112. Órtese estática para punho, colher anatômica de PVC e haste de alumínio colada na colher.....	148
Figura 113. Suportes para Órtese Estática para Punho, esforços de compressão e de tração	149
Figura 114. Dinamômetro Adaptado	149
Figura 115. Regulagens do Dinamômetro Adaptado	150
Figura 116. Montagem do Módulo para Terapia e Controle	153
Figura 117. Módulo para Terapia e Controle	154
Figura 118. Painel frontal do Módulo para Terapia e Controle	154
Figura 119. Painel traseiro do Módulo para Terapia e Controle.....	155
Figura 120. Configuração dos canais analógicos.....	157
Figura 121. Diagrama do programa Sistema para Membros Superiores.....	158
Figura 122. Painel do programa Sistema para Membros Superiores	159
Figura 123. Diagrama do Programa Dinamometria	162
Figura 124. Painel do Programa Dinamometria.....	162
Figura 125. Diagrama do Programa Cinemática	164
Figura 126. Painel do Programa Cinemática	164
Figura 127. Disposição das baterias na caixa	167
Figura 128. Montagem da caixa de baterias	168
Figura 129. Montagem do carregador de baterias	168
Figura 130. Caixa e carregador de baterias.....	168
Figura 131. DAQCard-6024E, cabo RC68-68 e conector AMP de 68 vias.....	169
Figura 132. Conversão entre os conectores.....	169

Figura 133. Adaptador para Aquisição de Dados	170
Figura 134. Adaptador para Aquisição de Dados e cabo 187252A-01 RC68-68.....	170
Figura 135. Pinagem do adaptador	171
Figura 136. Eletrodos Noraxon, duplo e simples.....	173
Figura 137. Posicionamento dos eletrodos duplos no ventre dos músculos bíceps e tríceps	174
Figura 138. Configuração dos parâmetros para a eletromiografia	174
Figura 139. Dinamometria durante a flexão do cotovelo	175
Figura 140. Dinamometria durante a extensão do cotovelo.....	176
Figura 141. Unidade de captura de movimento.....	182
Figura 142. Posicionamento da mesa e das MCUs.....	182
Figura 143. Ajustes iniciais para a calibração do sistema de captura de movimentos	183
Figura 144. Orientação das coordenadas do marcador de referência (eixos)	183
Figura 145. Paciente utilizando o Sistema Híbrido.....	184
Figura 146. Mesa preparada para as avaliações	185
Figura 147. Paciente preparado para a movimentação ponto-a-ponto	185
Figura 148. Movimentos de preensão e extensão e flexão do cotovelo assistidos pela órtese e pela EENM	198
Figura 149. Reconstrução dos movimentos e identificação dos marcadores	206
Figura 150. Paciente realizando a atividade que faz alusão à AVD de beber	207
Figura 151. Paciente realizando a movimentação ponto-a-ponto.....	210
Figura 152. Determinação da distância de alcance	212

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Curva de calibração do dinamômetro	158
Gráfico 2. Curva de calibração do eletrogoniômetro.....	159
Gráfico 3. Curva de calibração do FSR.....	160
Gráfico 4. Exemplo do gráfico referente ao dinamômetro.....	163
Gráfico 5. Exemplo do gráfico referente ao sinal de sincronismo	163
Gráfico 6. Exemplo do gráfico referente ao temporizador	163
Gráfico 7. Exemplo do gráfico referente ao eletrogoniômetro	165
Gráfico 8. Exemplo do gráfico referente ao sinal de sincronismo	165
Gráfico 9. Exemplo do gráfico referente aos FSRs	165
Gráfico 10. Exemplo do gráfico referente ao estado de rotação da órtese.....	166
Gráfico 11. Exemplos de sinais mioelétricos antes e após a filtragem digital (passa-alta e passa-baixa)	177
Gráfico 12. Exemplo do valor RMS do sinal filtrado.....	177
Gráfico 13. Exemplos de sinais do dinamômetro antes e após a filtragem digital	178
Gráfico 14. Exemplo do valor médio do sinal filtrado.....	178
Gráfico 15. Exemplo dos valores considerados para o cálculo da média e do desvio padrão dos valores médios da força, do impulso da força e do RMS do sinal mioelétrico	179
Gráfico 16. Variação angular do movimento de flexão e extensão do cotovelo com a utilização da Órtese Dinâmica para Cotovelo controlada por comando por voz	188
Gráfico 17. Medidas para o movimento de flexão e extensão do cotovelo, limitado pelos fins de curso, do paciente com lesão medular utilizando a órtese na velocidade padrão: a) Variação angular; b) Velocidade angular	189
Gráfico 18. Variação angular do movimento de flexão e extensão do cotovelo para cada nível de velocidade	190
Gráfico 19. Trajetória dos pontos anatômicos do paciente A durante o movimento de alcance	191
Gráfico 20. Representação dos segmentos do corpo durante o movimento de alcance	192
Gráfico 21. Velocidades instantâneas do punho com relação ao esterno.....	192
Gráfico 22. Resultados dos sensores do dedo indicador: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Acesos; B) Relação Frequência (Hz) x Força (N)	193
Gráfico 23. Resultados dos sensores do dedo médio: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Acesos; B) Relação Frequência (Hz) x Força (N)	194

Gráfico 24. Resultados dos sensores do polegar: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Aceso; B) Relação Frequência (Hz) x Força (N).....	194
Gráfico 25. Resultados do sensor da palma da mão: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Aceso; B) Relação Frequência (Hz) x Força (N).....	195
Gráfico 26. Respostas da Luva Instrumentada durante a manipulação do copo pelo indivíduo saudável.....	196
Gráfico 27. Respostas da Luva Instrumentada para as 5 preensões do copo feitas pelo paciente Q5: A) Força máxima; B) Força mínima	196
Gráfico 28. Paciente Q1: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	198
Gráfico 29. Paciente Q2: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	199
Gráfico 30. Paciente Q3: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	199
Gráfico 31. Paciente Q4: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	199
Gráfico 32. Paciente Q5: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	199
Gráfico 33. Paciente Q6: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	200
Gráfico 34. Paciente Q7: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	200
Gráfico 35. Paciente Q8: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	200
Gráfico 36. Paciente Q9: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	200
Gráfico 37. Paciente Q10: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	201
Gráfico 38. Paciente Q11: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	201
Gráfico 39. Paciente Q12: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	201
Gráfico 40. Paciente Q13: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	201
Gráfico 41. Paciente Q14: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	202
Gráfico 42. Paciente Q15: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	202
Gráfico 43. Valores resultantes a partir do RMS do sinal mioelétrico obtido na avaliação do músculo bíceps - flexão do cotovelo.....	202
Gráfico 44. Valores resultantes a partir do RMS do sinal mioelétrico obtido na avaliação do músculo tríceps - extensão do cotovelo	203
Gráfico 45. Valores resultantes a partir dos valores médios da força obtidos na avaliação do músculo bíceps - flexão do cotovelo.....	203
Gráfico 46. Valores resultantes a partir dos valores médios da força obtidos na avaliação do músculo tríceps - extensão do cotovelo	203
Gráfico 47. Valores do impulso da força resultantes da avaliação do músculo bíceps - flexão do cotovelo.....	204
Gráfico 48. Valores do impulso da força resultantes da avaliação do músculo tríceps - extensão do cotovelo	204

Gráfico 49. Relação entre o nível motor da lesão medular e a força exercida: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps	205
Gráfico 50. Exemplo das trajetórias em ambos os planos: a) reconstrução dos segmentos; b) cada marcador	207
Gráfico 51. Exemplo do monitoramento da atividade: distância entre o objeto e o esterno, ângulo da articulação do cotovelo, número de LEDs acesos - proporcional a força aplicada nos sensores da luva - e estado de rotação da órtese	208
Gráfico 52. Exemplo das trajetórias: A) reconstrução dos segmentos; B) cada ponto anatômico	211
Gráfico 53. Exemplo das grandezas determinadas: A) movimentos voluntários; B) movimentos auxiliados pela órtese.....	211

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos pacientes	34
Tabela 2. Palavras de comando.....	112
Tabela 3. Características dos pacientes – teste da órtese	128
Tabela 4. Variação angular e velocidade angular média para o movimento de extensão e de flexão do cotovelo dos pacientes.....	188
Tabela 5. Variação angular máxima e velocidade angular média para cada nível de velocidade da órtese para o paciente com lesão medular.....	191
Tabela 6. Relação entre os níveis de estimulação e os valores de amplitude do sinal da EENM	197
Tabela 7. Resultados do questionário DASH	205
Tabela 8. Grandezas cinemáticas referente à movimentação do objeto – plano transversal.....	209
Tabela 9. Grandezas cinemáticas referente à movimentação do objeto – plano sagital	209
Tabela 10. Grandezas cinemáticas referente à movimentação do objeto – 3 dimensões	209
Tabela 11. Variação angular da articulação do cotovelo assistida pelo Sistema Híbrido	210
Tabela 12. Distâncias de alcance do paciente Q7	212
Tabela 13. Distâncias de alcance do paciente Q11	213
Tabela 14. Distâncias de alcance do paciente Q13	213

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADP	Adenosina Difosfato
ARMGUIDE	<i>Assisted Rehabilitation and Measurement Guide</i>
ASIA	<i>American Spinal Cord Association</i>
ATP	Adenosina Trifosfato
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividade de Vida Diária
Cn	Segmentos/nervos da medula cervical (C1-C8); níveis da lesão medular na tetraplegia (C1-C8) ou vértebras da porção cervical da coluna vertebral (C1-C7)
DASH	<i>Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand</i>
EEF	Estimulação Elétrica Funcional
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
FSR	<i>Force Sensing Resistor</i>
GDL	Grau de Liberdade
HAO	<i>Hybrid Arm Orthosis</i>
HO	<i>Hand Orthosis</i>
LABCIBER	Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
Ln	Segmentos/nervos da medula lombar (L1-L5) ou vértebras da porção lombar da coluna vertebral (L1-L5)
MIME	<i>Mirror Image Movement Enhancer</i>
NEREBOT	<i>Neurorehabilitation Robot</i>
NLA	Nível Lógico Alto
NLB	Nível Lógico Baixo
NMI	Neurônio Motor Inferior

NMS	Neurônio Motor Superior
PEPS	Potencial Excitatório Pós-Sináptico
Pi	Fosfato Inorgânico
PIPS	Potencial Inibitório Pós-Sináptico
RMS	<i>Root Mean Square</i>
<i>Sn</i>	Segmentos/nervos da medula sacral (S1-S5) ou vértebras do sacro da coluna vertebral (S1-S5)
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
T-WREX	<i>Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton</i>
<i>Tn</i>	Segmentos/nervos da medula torácica (T1-T12) ou vértebras da porção torácica da coluna vertebral (T1-T12)
UCE	Unidade de Controle Externa
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
USP	Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

Capítulo 1 – Introdução.....	31
1.1 Objetivos	32
1.2 Contribuições do Trabalho	32
1.3 Desenvolvimento do Trabalho	33
1.4 Organização da Tese	35
Capítulo 2 – Sistema Neuromuscular	37
2.1 O Sistema Nervoso	37
2.1.1 O Neurônio e o Impulso Nervoso.....	38
2.1.2 Medula Espinhal.....	46
2.1.3 Plano Funcional do Sistema Nervoso Sensorial	52
2.1.4 Plano Funcional do Sistema Nervoso Motor Somático.....	57
2.2 O Sistema Muscular Esquelético	61
2.3 Junção Neuromuscular e Contração Muscular	65
Capítulo 3 – A Lesão Medular	73
Capítulo 4 – Reabilitação de Lesados Medulares.....	79
4.1 Órteses, Sistemas Robóticos e Exoesqueletos	80
4.2 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) e Sistema Híbrido.....	92
4.2.1 Fisiologia Neuromuscular da EENM	93
4.2.2 Parâmetros e Sistemas para EENM	96
4.2.3 Aplicações Clínicas para Funções Motoras do Membro Superior.....	104
Capítulo 5 – O Desenvolvimento do Sistema Híbrido	109
5.1 Módulo de Controle	109
5.2 Órtese Dinâmica para Cotovelo	113
5.2.1 Estrutura Mecânica	113
5.2.2 Circuito Eletrônico	122
5.2.3 Suporte para o Eletrogoniômetro	125

5.2.4 Testes.....	126
5.3 Luva Instrumentada.....	130
5.3.1 Sistema para Aquisição de Dados.....	133
5.3.2 Testes.....	136
5.4 Sistema de EENM Portátil.....	139
5.5 Teste Piloto para o Sistema Híbrido	142
Capítulo 6 – Sistemas para a Avaliação Clínica.....	145
6.1 Dinamômetro Adaptado.....	145
6.2 Módulo para Terapia e Controle	150
6.3 Programa “Sistema para Membros Superiores”	155
6.4 Programa “Dinamometria”	161
6.5 Programa “Cinemática”	163
Capítulo 7 – Equipamentos Auxiliares	167
7.1 Sistema de Alimentação	167
7.2 Adaptador para Aquisição de Dados	169
Capítulo 8 – Avaliação Clínica dos Pacientes.....	173
8.1 Dinamometria e Eletromiografia.....	173
8.2 Questionário DASH	180
8.3 Cinemática	181
Capítulo 9 – Resultados e Discussão	187
9.1 Componentes do Sistema Híbrido.....	187
9.2 Avaliação Clínica dos Pacientes	198
9.2.1 Dinamometria e Eletromiografia.....	198
9.2.2 Questionário DASH	205
9.2.3 Cinemática	206
Capítulo 10 – Conclusão	217
Referências	219
Apêndices	231

Apêndice A – Filtros Digitais e Rotinas de Cálculos Matemáticos	232
Apêndice B – Pontuação dos Pacientes pelo Questionário DASH	238
Anexos	239
Anexo A – Programa do Micro Controlador AT89C52	240
Anexo B – Questionário DASH.....	246

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

Indivíduos portadores de lesão medular têm suas vidas pessoais e profissionais interrompidas e modificadas, como consequência das seqüelas ocasionadas por acidentes ou patologias. Portanto, as técnicas de reabilitação têm como objetivo possibilitar o bem-estar a esses indivíduos buscando melhorias quanto à qualidade de vida, ou seja, favorecer a saúde física, reintegrá-los à sociedade e restaurar e/ou recuperar as funções perdidas, visando aumentar a independência em um grande número de Atividades de Vida Diária (AVDs).

Para que os indivíduos com lesão medular possam tornar-se menos dependentes, os avanços na área da terapia e da reabilitação são necessários. E as terapias convencionais associadas aos produtos e técnicas resultantes do desenvolvimento tecnológico na área de Engenharia de Reabilitação, representam a mais promissora abordagem na reabilitação de lesados medulares (POPOVIC et. al., 2001a). Dentre essas técnicas, destacam-se a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) utilizada para a obtenção de contrações musculares e movimentos funcionais, e os dispositivos robóticos que auxiliam os membros acometidos durante a realização de movimentos.

Nessa abordagem, os dispositivos robóticos estão sendo utilizados na reabilitação de deficiências que envolvem perdas motoras com relação aos membros inferiores e superiores por meio da realização de tarefas repetitivas automatizadas, tais como movimento passivo, alcance e treinamento da marcha com duração de tempo ilimitada. Por oferecer medidas precisas de variáveis como posição e força, esses dispositivos são também utilizados para diagnóstico e avaliação de deficiências motoras (HIDLER et. al., 2005).

Enfim, os indivíduos portadores de lesão medular possuem seqüelas que comprometem sua saúde e seu bem-estar, tornando-os dependentes em atividades sociais e profissionais. Diante desse contexto, a Engenharia de Reabilitação e a formação de equipes multidisciplinares contribuem para a superação dessas

limitações, por meio do desenvolvimento de equipamentos e estratégias para auxílio, tratamento e avaliação desses pacientes. Assim, todo empenho é justificado para o aprimoramento dessas técnicas.

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento, a aplicação e a avaliação de um protótipo de Sistema Híbrido para a restauração parcial da capacidade motora do membro superior direito de lesados medulares, com realimentação sensorial de força ao usuário. Tal sistema deve auxiliar os pacientes que apresentam disfunções motoras nos membros superiores em tarefas que incluem a manipulação de objetos, como na atividade de alcançar um objeto, realizar a preensão e trazê-lo para próximo do corpo.

O Sistema Híbrido desenvolvido é composto por uma Órtese Dinâmica para Cotovelo utilizada em conjunto com um Sistema de EENM Portátil, e por uma Luva Instrumentada. A órtese promove os movimentos de flexão e extensão do cotovelo com sustentação do antebraço, enquanto o estimulador elétrico gera estímulos que possibilitam a realização da preensão de objetos; ambos os sistemas são controlados voluntariamente por voz. Já a luva é responsável pela realimentação da força empregada pelo usuário durante a preensão.

1.2 CONTRIBUIÇÕES DO TRABALHO

O protótipo de Sistema Híbrido para membro superior de tetraplégicos representa uma alternativa viável para a restauração parcial da capacidade motora desses indivíduos, utilizando a união de técnicas de reabilitação para membros superiores; ou seja, melhora o desempenho dos pacientes em atividades que envolvem o alcance e a preensão de objetos, representando a principal contribuição deste trabalho.

Assim, o sistema também representa uma abordagem inovadora por reunir a órtese dinâmica, a EENM e os sensores de força atuando no membro superior, com a possibilidade do controle voluntário das funções do sistema via voz. E devido a essa união de técnicas (órtese e EENM), o sistema apresenta número e tamanho reduzidos dos equipamentos utilizados pelo usuário, agregando praticidade. Dessa forma, o protótipo de Sistema Híbrido pode ser utilizado em situações diárias apresentando a vantagem de não ser exclusivamente utilizado para terapia ou em ambientes clínicos.

Enfim, esse sistema também possui a característica de ser modular, adaptando-se às necessidades do paciente, como por exemplo, pela adição de canais de EENM.

1.3 DESENVOLVIMENTO DO TRABALHO

As etapas referentes ao desenvolvimento deste trabalho incluem a instrumentação e a avaliação clínica envolvendo os equipamentos. Essas etapas foram realizadas (i) no Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER), do Departamento de Engenharia Elétrica, da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC), da Universidade de São Paulo (USP) e (ii) no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor, do Hospital das Clínicas, da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Assim, os equipamentos que compõe o Sistema Híbrido (órtese, luva e estimulador elétrico) e os demais equipamentos necessários para a utilização do próprio Sistema Híbrido e para a avaliação dos pacientes foram desenvolvidos/montados no LABCIBER. Nesse laboratório também ocorreram os testes em bancada de cada um dos equipamentos.

Já as avaliações clínicas envolveram 15 indivíduos portadores de lesão medular que são pacientes do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor (Tabela 1). A experimentação com seres humanos na etapa referente às avaliações clínicas foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP (processo nº 595/2005).

Tabela 1. Características dos pacientes

Paciente	Nível da Lesão			Massa Corporal (kg)	Altura (m)	Idade (Ano)	Tempo da Lesão (Ano)
	Neurológico	Motor	Sensitivo				
Q1	C5A	C6	C5	80	1,92	25	2,8
Q2	C4A	C5	C4	64	1,77	44	10,3
Q3	C7A	C7	C7	*	*	**	**
Q4	C4A	C4	C4	62	1,70	28	4,8
Q5	C6B	C6	C6	62	1,70	22	2,8
Q6	C5A	C6	C5	63	1,77	32	12,0
Q7	C6A	C7	C6	78	1,72	33	13,5
Q8	C6A	C6	C6	60	1,70	35	13,2
Q9	C6A	C7	C6	93	1,78	43	9,3
Q10	C4A	C4	C4	75	1,80	61	3,3
Q11	C4A	C5	C4	80	1,83	25	3,6
Q12	C7A	C7	T5	51	1,60	42	21,2
Q13	C4A	C5	C4	64	1,72	38	8,8
Q14	C6A	C6	C6	54	1,80	21	2,8
Q15	C5A	C5	C5	68	1,67	42	14,7

*Não mensurado; **Não informado

Essas avaliações tiveram duas finalidades: a primeira foi caracterizar o grau de acometimento dos pacientes decorrente da lesão medular. Geralmente, os métodos para essa avaliação são baseados em testes de coordenação motora, como as escalas *Fugl-Meyer* e *Motor Status Score*; métodos que não retratam a habilidade para a realização de AVDs e nem a atividade muscular (HIDLER et. al., 2005). Para uma análise clínica completa é necessário o estudo cinemático dos movimentos em três dimensões e a análise da eletromiografia dos grupos musculares dos membros envolvidos na movimentação (MAUREL et. al., 2006). Assim, foram realizados os exames de dinamometria e eletromiografia durante um exercício isométrico. Além disso, foi aplicado o questionário “*Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand*” (DASH) que é específico para membros superiores.

E a segunda finalidade da avaliação clínica foi avaliar o desempenho do Sistema Híbrido em auxiliar os pacientes nos movimentos de alcance e preensão de objetos. Para isso, foram utilizados sistema de captura de imagens de movimentos e sensores para a caracterização dos movimentos realizados pelos pacientes.

Assim, a tese foi organizada em 10 capítulos que abrangem a descrição dessas

etapas e os aspectos teóricos relevantes para este trabalho; como mostra o item a seguir.

1.4 ORGANIZAÇÃO DA TESE

O capítulo 2, Sistema Neuromuscular, apresenta aspectos importantes sobre os sistemas nervoso e muscular esquelético, mostrando estruturas que são fundamentais para a transmissão dos impulsos nervosos, como a medula espinhal. Os mecanismos para essa transmissão e para a contração muscular são descritos.

No capítulo 3 é feita a descrição da lesão medular, sendo mostradas as principais causas e as disfunções decorrentes de acordo com o nível da lesão.

O capítulo 4, Reabilitação de Lesados Medulares, descreve as técnicas utilizadas na reabilitação das funções dos membros superiores de tetraplégicos. Dentre essas técnicas destacam-se o uso das órteses, dos exoesqueletos, da EENM e dos sistemas híbridos.

O capítulo 5 mostra as etapas do desenvolvimento do Sistema Híbrido, descrevendo a montagem e os testes iniciais de cada um dos equipamentos que compõe o sistema (Órtese Dinâmica para Cotovelo, Luva Instrumentada e Sistema de EENM Portátil).

O capítulo 6 apresenta o desenvolvimento de alguns equipamentos e programas para computador necessários para a avaliação clínica dos pacientes e do Sistema Híbrido.

O capítulo 7 descreve a montagem dos equipamentos auxiliares, porém fundamentais, utilizados em conjunto com o Sistema Híbrido e com os equipamentos destinados à avaliação clínica.

O capítulo 8 mostra as avaliações clínicas para caracterização dos pacientes (dinamometria, eletromiografia e questionário DASH) e para a verificação da eficácia do protótipo de Sistema Híbrido (cinemática) quanto ao auxílio nos movimentos do membro superior.

O capítulo 9 reúne os resultados discutidos (i) das avaliações clínicas que

envolvem os pacientes e o Sistema Híbrido, e (ii) dos testes de cada um dos equipamentos que formam o sistema.

O capítulo 10 reúne as conclusões obtidas a partir deste trabalho.

CAPÍTULO 2 – SISTEMA NEUROMUSCULAR

A função do sistema neuromuscular é caracterizada pela ação conjunta dos sistemas nervoso e muscular. O fenômeno físico-químico da troca de informações entre o sistema nervoso e a periferia do corpo possibilita essa ação conjunta dos sistemas. O sistema nervoso origina e age como via para as informações, na forma de sinais elétricos, que atuam no sistema muscular e nas glândulas; e ao mesmo tempo, conduz os sinais resultantes de estímulos sensoriais.

2.1 O SISTEMA NERVOSO

O sistema nervoso é anatomicamente dividido em sistema nervoso central (SNC) e sistema nervoso periférico (SNP).

O SNC é formado pelo encéfalo e pela medula espinhal. No encéfalo - constituído pelo cérebro (telencéfalo e diencéfalo), cerebelo e tronco encefálico (mesencéfalo, ponte e bulbo raquidiano) - são armazenadas as memórias, elaborados os pensamentos e executadas as funções para o controle do corpo. Já a medula serve como condutor para muitas vias nervosas que transportam informações entre o cérebro e o restante do corpo. Outra função da medula é a coordenação de atividades subconscientes como, por exemplo, a retirada reflexa de parte do corpo do campo de ação de um estímulo doloroso, o enrijecimento reflexo em extensão da perna no momento de ficar de pé e alguns movimentos da marcha.

O SNP é formado por uma rede ramificada de nervos que contém um grande número de feixes de fibras nervosas, sendo dividido em duas partes: a porção sensorial e a porção motora. A porção sensorial é responsável pela transmissão dos sinais dos órgãos do sentido (receptores) ao SNC. Essas fibras nervosas, as quais conduzem informações ao SNC, são denominadas fibras aferentes. A porção motora pode ser subdividida em motora somática – que inerva a musculatura esquelética – e

motora autônoma (ou visceral) – a qual inerva os órgãos efetores involuntários, como a musculatura lisa do intestino, o músculo cardíaco e as glândulas. As fibras nervosas motoras, que conduzem sinais originados no SNC para a periferia, são denominadas fibras eferentes (Figura 1) (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

Figura 1. Divisão do sistema nervoso e relação entre o SNC e o SNP (adaptado de Powers e Howley, 2000)

2.1.1 O Neurônio e o Impulso Nervoso

O tecido nervoso que constitui o SNC e o SNP contém dois tipos básicos de células, que são os neurônios e as células de suporte (células da glia). Os neurônios conduzem os sinais pelo sistema nervoso, e as células de suporte mantêm os neurônios em suas posições e evitam que os sinais se dispersem entre os neurônios e suas estruturas intercelulares (GUYTON, 1988).

O neurônio, como as demais células do organismo, é revestido pela membrana celular, que proporciona à célula a capacidade de transmitir informações. E apresenta três partes com diferentes funções:

1. O corpo celular que é responsável pela maior parte da nutrição neural e por aferir os estímulos nervosos externos;
2. Os dendritos que são prolongamentos múltiplos e ramificados, com origem no corpo celular. Constituem as partes receptoras principais do neurônio, ou seja, a maior parte dos sinais que chegam ao neurônio é por meio dos dendritos. Em geral, os dendritos de cada neurônio recebem sinais de outros neurônios nas sinapses;

3. O axônio (também chamado de fibra nervosa) que é um prolongamento celular único responsável pela transmissão dos sinais neurais para o neurônio adjacente no cérebro ou na medula espinhal, ou para músculos e glândulas nas regiões periféricas do corpo. O comprimento de um axônio varia de alguns milímetros, como acontece com os neurônios do cérebro, a um metro, como no caso das fibras que partem da medula para inervar os pés.

Assim, a fibra nervosa é formada por uma parte central, que é o axônio, podendo ser revestido por uma camada de células denominadas células de Schwann. A membrana das células de Schwann contém uma grande quantidade da substância lipoprotéica denominada mielina, a qual forma um envoltório eletricamente isolante chamado de bainha de mielina. A bainha de mielina serve como isolante elétrico para o axônio em toda a sua extensão, exceto em alguns pontos periódicos - chamados de nódulos de Ranvier - onde é descontínua. Assim, esses pontos permitem o contato entre a membrana do axônio e o líquido intersticial, o que é essencial para a condução dos sinais neurais (Figura 2) (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

Figura 2. Estrutura do neurônio (adaptado de Powers e Howley, 2000)

A substância cinzenta do sistema nervoso é constituída por neurônios, seus prolongamentos e células da glia, mas sem a presença da bainha de mielina. A

substância branca não apresenta corpos celulares de neurônios, sendo constituída pelas fibras nervosas mielínicas e pelas células da glia (GUYTON, 1992; VALENTIM NETO; FALAVIGNA, 2006).

Os neurônios são considerados excitáveis em razão de suas propriedades especializadas de irritabilidade e condutividade. A irritabilidade é a característica dos dendritos e do corpo celular em responder a um estímulo e convertê-lo em um sinal neural. A condutividade refere-se à transmissão desse sinal ao longo do axônio. Esse sinal elétrico é iniciado por algum estímulo que causa uma alteração na carga elétrica do neurônio. Assim, os sinais neurais no cérebro, na medula e nos nervos periféricos (conjunto de fibras) são transmitidos pelas fibras nervosas.

Em repouso, os neurônios (como todas as células) são carregados negativamente com relação à carga do exterior. Essa carga negativa é resultado de uma distribuição desigual de íons pela membrana celular, e essa diferença de carga elétrica é denominada de potencial de membrana em repouso. Para o corpo celular de um neurônio do SNC, o potencial de membrana em repouso é por volta de -70 mV; já o potencial de membrana de uma fibra nervosa periférica é de cerca de -90 mV.

O potencial de membrana é determinado principalmente pela permeabilidade da membrana celular aos diferentes íons e pela diferença da concentração iônica dos líquidos intra e extracelular. As proteínas, os grupos fosfatos e outros nucleotídeos celulares são carregados negativamente e mantidos no interior da célula, pois não podem ultrapassar a membrana celular. Com isso, essas moléculas atraem íons carregados positivamente do líquido extracelular, provocando um acúmulo de cargas positiva na superfície externa da membrana e negativa na superfície interna. Os íons sódio (Na^+) e potássio (K^+) são os mais importantes na geração do potencial de membrana, sendo que a concentração de sódio é maior no exterior da célula que no interior, e a concentração de potássio é maior no interior que no exterior da célula.

A permeabilidade da membrana celular do neurônio aos íons é controlada pelas proteínas da membrana que funcionam como canais reguladores. Como a concentração de potássio (carga positiva) é maior no interior da célula e a

concentração de sódio (carga positiva) é maior no exterior, uma alteração na permeabilidade da membrana resulta no movimento desses íons a favor do gradiente de concentração (fenômeno da difusão), ou seja, o sódio deve entrar e o potássio deve sair do neurônio.

Em repouso, a quantidade de íons potássio que deixam o neurônio é maior que a quantidade de íons sódio que vão para o seu interior, pois a membrana celular é praticamente impermeável aos íons sódio, resultando em uma perda de cargas positivas do interior da membrana e, conseqüentemente, tornando o potencial da membrana negativo. Assim, esse potencial negativo deve-se principalmente à difusão do potássio para fora da célula, causada pela maior permeabilidade da membrana ao potássio com relação ao sódio, e pelo gradiente de concentração do potássio do interior para o exterior da célula.

Contudo, se os íons potássio difundirem-se continuamente para fora da célula e os íons sódio para o seu interior, o gradiente de concentração desses íons devem diminuir, resultando em uma perda do potencial de membrana negativo. Para que isso não ocorra, a membrana possui uma bomba de sódio/potássio, que por transporte ativo mantém as concentrações intra e extracelular bombeando o sódio para fora e o potássio para o interior da célula. Além disso, essa bomba auxilia também na geração desse potencial, pois troca três íons sódio por dois íons potássio (Figura 3).

Figura 3. Potencial de membrana e transportes através da membrana celular (baseado em Low e Reed, 2001)

Quando o neurônio é adequadamente estimulado, os canais de sódio da

membrana tornam-se muito permeáveis aos íons sódio, resultando na passagem de uma grande quantidade desses íons para o interior da célula, fazendo com que o potencial de membrana fique cada vez mais positivo. Este processo é chamado de despolarização; se essa despolarização for de 10 a 15 mV, ou seja, o potencial de membrana alcançar por volta de -55 mV – chamado de limiar de disparo – o potencial de membrana torna-se subitamente positivo (por volta de +30 mV), sendo criado um potencial de ação que se propaga por toda a célula.

Entretanto, essa entrada de íons de sódio é muito rápida, durando menos de 1 ms; e após este período, a membrana passa a ser praticamente impermeável aos íons sódio. Além disso, a despolarização causa um breve aumento na permeabilidade da membrana ao potássio, fazendo com que esses íons deixem a célula. Já os íons sódio voltam a fluir para o exterior pela bomba de sódio/potássio, o que restabelece a negatividade na face interna da membrana no processo chamado de repolarização (Figura 4). Também pela bomba, os íons potássio são trazidos para o interior da célula, adequando as concentrações entre o interior e o exterior da membrana.

Figura 4. Geração e fases do potencial de ação (baseado em Guyton, 1988, e em Powers e Howley, 2000)

Essa variação sequencial do potencial de membrana de negativo para positivo e novamente para negativo é chamada de potencial de ação. Um potencial de ação que ocorra em qualquer ponto da membrana de uma fibra nervosa provoca a passagem de corrente elétrica pelo interior do axônio. Essa corrente tem o efeito de abrir os canais de sódio nas áreas adjacentes da membrana do axônio, o que faz com que o potencial se propague ao longo de toda a extensão da fibra nervosa (Figura 5). Dessa forma, os potenciais de ação, chamados de impulsos nervosos, são transmitidos

de um ponto a outro do sistema nervoso, desde que o limiar de disparo seja alcançado. Esse limiar caracteriza a lei do tudo ou nada, pois o estímulo (físico ou químico) é bastante forte para despolarizar toda a fibra nervosa e desencadear o impulso ou simplesmente não a despolariza.

Figura 5. Transmissão do impulso nervoso ao longo da fibra nervosa (adaptado de Powers e Howley, 2000)

Enquanto um impulso nervoso está trafegando ao longo da fibra nervosa, essa fibra não pode transmitir outro impulso até que a sua membrana passe pela repolarização, caracterizando o estado refratário da fibra. As fibras permanecem nesse estado por um intervalo de 400 μ s a 4 ms; esse intervalo é chamado de período refratário.

Assim, o impulso nervoso é uma onda de atividade eletroquímica que passa ao longo da fibra nervosa utilizando a energia já armazenada como parte do potencial da membrana, sendo uma reversão do potencial de membrana de -70 para +30 mV que ocorre muito rapidamente - menos de 1 ms - e alastra-se ao longo da fibra sem perder a intensidade.

A velocidade de propagação do impulso nervoso ao longo da fibra varia de acordo com as características dos nervos. Geralmente, quanto maior o diâmetro da fibra nervosa, menor é a sua resistência elétrica, e assim maior a corrente elétrica e mais rápida a condução. Além disso, muitas fibras são revestidas por uma camada eletricamente isolante, a bainha de mielina, interrompida em intervalos pelos nódulos de Ranvier, que são áreas muito menos isolantes, mas com muitos canais de íons dependentes de tensão elétrica.

O potencial elétrico do impulso nervoso percorre a membrana, porém desencadeia a despolarização somente nos nódulos de Ranvier, pois a membrana que há entre eles é muito mais resistente eletricamente. Assim, o impulso nervoso salta de um nódulo para outro (condução saltatória) usando menos energia e propagando-se mais rapidamente (Figura 6)(GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000; LOW; REED, 2001).

Figura 6. Condução saltatória do impulso nervoso pela fibra nervosa mielinizada (adaptado de Glanze, Anderson e Myers, 2008)

Na porção final, o axônio apresenta diversas ramificações que possuem uma terminação neural especializada, que no SNC é chamada de botão sináptico. O botão sináptico fica situado próximo da membrana ou de um dendrito ou do corpo celular de outro neurônio. Assim, a sinapse é a junção entre o botão sináptico do neurônio pré-sináptico e a membrana celular do neurônio pós-sináptico; e a comunicação entre os neurônios ocorre por meio das sinapses. Quando estimulado, o botão sináptico libera um hormônio, chamado de neurotransmissor, no espaço entre o botão e a membrana, excitando ou inibindo esse neurônio (Figura 7).

Figura 7. Sinapse neural (adaptado de Powers e Howley, 2000)

O botão sináptico contém inúmeras vesículas com neurotransmissores. Quando o impulso nervoso atinge o botão, alterações momentâneas na estrutura da

membrana do botão permitem que algumas dessas vesículas liberem seu conteúdo na fenda sináptica, que é o espaço entre o botão e a membrana do neurônio (Figura 8). O neurotransmissor liga-se a um receptor da membrana (molécula de proteína), causando a excitação (neurotransmissor excitatório) ou a inibição (neurotransmissor inibitório) do neurônio. A combinação entre o receptor e o neurotransmissor excitatório modifica a permeabilidade da membrana ao íon sódio, produzindo uma série de despolarizações graduadas nos dendritos e no corpo celular do neurônio pós-sináptico. Cada uma dessas despolarizações é conhecida como potencial excitatório pós-sináptico (PEPS). Se forem liberadas quantidades suficientes de neurotransmissores, o neurônio pós-sináptico será despolarizado até o limiar e um potencial de ação será gerado.

Figura 8. Liberação do neurotransmissor durante a sinapse (adaptado de Powers e Howley, 2000)

Os PEPs conduzem o neurônio pós-sináptico ao limiar por meio da somação temporal e da somação espacial. Na somação temporal ocorre o acúmulo de vários PEPs de um único neurônio pré-sináptico durante um pequeno intervalo de tempo. Já na somação espacial, duas ou mais sinapses envolvendo mais de um neurônio pré-sináptico estão ativas simultaneamente, somando seus efeitos individuais.

A combinação entre o receptor e o neurotransmissor inibitório provoca a

hiper-polarização da membrana pós-sináptica, ou seja, a membrana torna-se ainda mais eletronegativa. Essa hiper-polarização é denominada de potencial inibitório pós-sináptico (PIPS). A ação de um PIPS resulta em um potencial de membrana em repouso mais negativo, aumentando a resistência à despolarização. Dessa forma, o alcance do limiar pelo neurônio depende da relação entre o número de PEPS e PIPS.

Os neurotransmissores excitatórios mais conhecidos são: acetilcolina, norepinefrina, epinefrina, ácido glutâmico, substância P, encefalinas e endorfinas. Já os neurotransmissores inibitórios incluem o ácido gama-aminobutírico, a glicina, a dopamina e a serotonina (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

2.1.2 Medula Espinhal

A medula é constituída por neurônios e apresenta uma estrutura cilíndrica de aproximadamente 45 cm e 35 g envolta pelas meninges; localiza-se no interior da coluna vertebral e estende-se do forame magno, onde é contínua com o bulbo, até a borda inferior da primeira vértebra lombar.

Apresenta uma dilatação na região cervical (intumescência cervical) associada às raízes de nervos destinados aos membros superiores e uma dilatação na região lombar (intumescência lombar) associada às raízes de nervos destinados aos membros inferiores. A medula afina-se no seu limite caudal formando o cone medular, que continua com um filamento meníngeo delgado denominado filamento terminal (CARPENTER, 1978; BUTERA, 2003; VALENTIM NETO; FALAVIGNA, 2006).

Nos humanos, a medula estende-se por todo canal espinhal até o terceiro mês de gestação; a partir daí, o crescimento da coluna vertebral é maior que o da medula. No período do nascimento, a extremidade da medula encontra-se ao nível da terceira vértebra lombar, e na fase adulta alcança a borda inferior da primeira vértebra lombar ocupando dois terços do canal vertebral.

Na medula, a substância cinzenta – contendo neurônios, dendritos e segmentos de fibras nervosas – localiza-se no interior da substância branca e apresenta a forma de “H”. Nessa estrutura são diferenciados 3 cornos denominados

de coluna anterior, coluna posterior e coluna lateral. A coluna lateral aparece somente no segmento torácico e em parte do segmento lombar. Já a substância branca é formada por fibras nervosas (axônios) dispostas longitudinalmente, ascendendo da medula para o encéfalo ou descendo do encéfalo para os diferentes níveis da medula. Essas fibras são agrupadas em 3 funículos denominados de anterior, lateral e posterior.

A superfície da medula apresenta 5 sulcos: mediano posterior, intermédio posterior, lateral posterior, lateral anterior, mediano anterior e lateral posterior (Figura 9).

Figura 9. Ilustração da estrutura da medula espinhal em corte - nível T2 (baseado em Carpenter, 1978)

Nos sulcos lateral anterior e lateral posterior emergem filamentos nervosos finos denominados filamentos radiculares que se unem originando as raízes ventrais (eferentes) e dorsais (aferentes) dos nervos espinhais, respectivamente. A raiz ventral é formada por axônios de neurônios situados nas colunas anterior (motor somático) e lateral da medula (motor visceral), e une-se a raiz dorsal em um ponto situado distalmente ao gânglio espinhal existente na raiz dorsal, formando o nervo espinhal. E, ao deixar o canal vertebral, o nervo espinhal divide-se em ramo dorsal e ramo ventral (Figura 10).

Figura 10. Ilustração da medula e dos nervos espinhais (baseado em Netter, 2000)

O ramo dorsal, que se situa na região posterior do corpo e é mais fino, inerva a pele e a musculatura do dorso; já o ramo ventral, que se situa na região anterior do corpo e é mais grosso, inerva os músculos e a pele das partes anterior e lateral do corpo, e os membros superiores e inferiores. Funcionalmente, ambos os ramos são mistos (funções sensoriais e motoras) (CARPENTER, 1978).

Para o nervo espinhal, a raiz dorsal recebe informações de áreas da pele denominadas dermatômos, e a raiz ventral inerva um grupo de músculos, denominado miótomo (CARPENTER, 1978; MAYNARD et. al., 1997).

Os nervos sensoriais (vias aferentes) ascendentes recebem informações da periferia relacionadas à sensibilidade e transmitem ao cérebro. Dentre as fibras aferentes, as exteroceptivas são aquelas que trazem informações do ambiente externo ao corpo, como o tato. As fibras propioceptivas têm origem em receptores nas articulações, músculos e tendões, e conduzem informações sobre a disposição do corpo no espaço. E as fibras viscerceptivas são responsáveis pelas informações originárias das vísceras, como por exemplo, a plenitude gástrica. Já os nervos motores (vias eferentes) descendentes transmitem informações a partir do cérebro para as diversas partes do corpo para realizar funções motoras tais como movimentos (fibras somáticas), e para regular funções autonômicas como frequência respiratória e pressão sanguínea (fibras viscerais) (ENG; MILLER, 2006; CARPENTER, 1978). E o cérebro não envia sinais diretamente para a periferia do corpo, mas opera enviando sinais para centros de controle da medula espinhal, ou seja, convoca esses centros da medula para realizarem as suas funções (GUYTON; HALL, 2006).

Assim, a medula é formada por 31 segmentos associados aos 31 pares de nervos espinhais, que são divididos da seguinte maneira: 8 cervicais, 12 torácicos, 5 lombares, 5 sacrais e 1 coccígeo. Os segmentos da medula cervical (C1 a C8) controlam a sensibilidade e o movimento da região cervical e dos membros superiores. Os segmentos torácicos (T1 a T12) controlam o tórax, abdome e parte dos membros superiores. Os segmentos lombares (L1 a L5) estão relacionados com movimentos e sensibilidade dos membros inferiores. Os sacrais (S1 a S5) controlam parte dos membros inferiores, sensibilidade da região genital e funcionamento da

bexiga e do intestino. E o conjunto de raízes nervosas abaixo da porção sacral forma a cauda eqüina (ENG; MILLER, 2006; CARPENTER, 1978) (Figura 11).

Figura 11. Ilustração da posição dos segmentos e nervos medulares em relação às vértebras (baseado em Carpenter, 1978)

Os nervos espinhais saem do canal vertebral através das aberturas – denominadas forame – intervertebrais. Ao nível cervical, o primeiro nervo emerge entre o atlas e o osso occipital, e o oitavo nervo entre as vértebras C7 e T1. Os demais nervos emergem abaixo da vértebra correspondente.

De acordo com os níveis medulares, a intumescência cervical estende-se do segmento C4 ao segmento T1, e a intumescência lombar estende-se do segmento T11 ao segmento L1 (CARPENTER, 1978).

As fibras ascendentes e descendentes da medula espinhal estão organizadas em feixes que ocupam áreas especiais na substância branca – os funículos. Os feixes de fibras que apresentam a mesma origem, trajeto e terminação são denominados de tratos ou fascículos. Assim, têm-se tratos e fascículos ascendentes e descendentes, que constituem as vias ascendentes e descendentes da medula espinhal.

As vias ascendentes da medula espinhal são compostas pelos fascículos grácil e

cuneiforme, e pelos tratos espinotalâmico anterior, espinotalâmico lateral, espinocerebelar posterior e espinocerebelar anterior.

O fascículo grácil inicia-se no limite caudal da medula espinhal e segue até o núcleo grácil do bulbo, sendo formado pelas fibras nervosas das raízes coccígeas, sacrais, lombares e torácicas baixas. Desta forma, conduz impulsos nervosos provenientes dos membros inferiores e da porção inferior do tronco. Já o fascículo cuneiforme surge apenas a partir da porção torácica alta da medula, sendo formado por fibras das raízes cervicais e torácicas superiores. Assim, transmite os impulsos originados nos membros superiores e do restante do tronco, terminando no núcleo cuneiforme do bulbo. Ambos os fascículos localizam-se no funículo posterior da medula espinhal.

O trato espinotalâmico anterior é formado por axônios de neurônios situados na coluna posterior da medula. Esses axônios cruzam o plano mediano e seguem cranialmente até o tálamo, transportando os impulsos referentes ao tato superficial, que complementa o tato profundo e o tato discriminativo. Esse trato localiza-se no funículo anterior da medula espinhal.

O trato espinotalâmico lateral é formado por axônios de neurônios localizados na coluna posterior, que cruzam o plano mediano na comissura branca e chegam até o funículo lateral, onde se fletam cranialmente e ascendem até o tálamo. Esse trato conduz os impulsos nervosos das sensibilidades térmica e dolorosa. Já o trato espinocerebelar posterior estende-se da medula lombar superior até o cerebelo, levando impulsos de propriocepção originados em fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi, e impulsos das sensações exteroceptivas, como tato e pressão na pele. Essas informações são utilizadas na coordenação fina da postura e do movimento de cada músculo dos membros. E o trato espinocerebelar anterior surge na medula espinhal lombar inferior e encerra-se no tronco cerebral; e ao contrário do trato espinocerebelar posterior, que transmite somente impulsos nervosos originados em receptores periféricos, as fibras desse trato informam também eventos que ocorrem dentro da medula, relacionados com impulsos motores referentes ao movimento ou à postura de todo o membro. Assim, o cerebelo é

informado da chegada e da respectiva intensidade dos impulsos motores à medula. Essa informação é usada pelo cerebelo para controle da motricidade somática. Esses três tratos localizam-se no funículo lateral da medula espinhal.

As vias descendentes estão relacionadas aos movimentos somáticos (função motora), à inervação visceral, à modificação do tônus muscular, aos reflexos segmentares e à transmissão central em impulsos sensoriais. Assim, essas vias são formadas por fibras nervosas que se originam no córtex ou no tronco cerebral e terminam nos neurônios da medula (vias descendentes somáticas), nos neurônios do sistema nervoso autônomo (vias descendentes autônomas), ou nos neurônios da coluna posterior, agindo nos mecanismos que regulam a entrada dos impulsos nervosos sensoriais no SNC.

As vias descendentes somáticas são divididas em vias piramidais, formadas pelos tratos corticoespinhal lateral e corticoespinhal anterior, e vias extrapiramidais, compostas pelos tratos tectoespinhal, rubroespinhal, vestibuloespinhal, reticuloespinhal e olivoespinhal.

As vias piramidais (trato corticoespinhal lateral e trato corticoespinhal anterior) conduzem impulsos nervosos – a partir do córtex motor até a medula espinhal – associados a movimentos voluntários, especialmente movimentos individuais isolados dos dedos e da mão, que são fundamentais para a aquisição da destreza manual.

O trato tectoespinhal origina-se no tecto mesencefálico e segue até a medula, transmitindo impulsos relacionados com a medição de movimentos posturais reflexos em resposta a estímulos visuais e auditivos.

O trato rubroespinhal tem origem no núcleo rubro do mesencéfalo e termina na porção sacral da medula espinhal, sendo responsável pelos impulsos relativos ao controle do tônus muscular dos grupos musculares flexores. Assim, a estimulação do núcleo rubro durante a locomoção aumenta a atividade muscular flexora durante a fase do balanço.

O trato vestibuloespinhal estende-se do núcleo vestibular da ponte e do bulbo por toda a medula espinhal; e por meio de impulsos nervosos, controla o tônus

muscular dos grupos musculares extensores. Nesse contexto, a estimulação do núcleo vestibular durante a locomoção aumenta a atividade dos músculos extensores durante a fase postural do passo, proporcionando equilíbrio.

O trato reticuloespinhal surge no núcleo reticular do mesencéfalo, da ponte e do bulbo, e desce por toda a extensão da medula. Esse trato atua na facilitação ou inibição do movimento voluntário, do movimento induzido por via cortical da atividade reflexa, no tônus muscular, na fase inspiratória da respiração, no sistema circulatório e na transmissão de alguns impulsos sensoriais.

E o trato olivoespinhal inicia-se nos núcleos olivares do bulbo e está relacionado com a transmissão dos impulsos responsáveis pelos movimentos previamente memorizados automáticos, rápidos e repetitivos (Figura 12).

Figura 12. Representação das vias ascendentes e das vias descendentes na medula espinhal (adaptado de Guyton, 1992)

A medula espinhal também contém fibras descendentes que inervam estruturas viscerais, como o músculo liso, o músculo cardíaco e o epitélio glandular. Essas fibras compõem a via descendente autônoma, cujo centro coordenador é o hipotálamo, que por sua vez recebe influência de neurônios viscerais do córtex cerebral (CARPENTER, 1978; GUYTON 1992).

2.1.3 Plano Funcional do Sistema Nervoso Sensorial

O sistema sensorial transmite informações sensoriais de toda a superfície do

corpo e de suas estruturas internas para o SNC. As sensações são captadas pelos receptores (órgãos sensoriais) e transformadas em impulsos nervosos que são conduzidos ao SNC pelos neurônios sensoriais. Essas informações incluem as sensações exteroceptivas, proprioceptivas e viscerais.

As sensações exteroceptivas gerais são normalmente captadas pela pele; dentre elas destacam-se o tato, a pressão, o calor, o frio e a dor. Já a visão, a audição, a olfação, a gustação e o equilíbrio são sensações exteroceptivas especiais. Os principais receptores das sensações exteroceptivas são a terminação nervosa livre, o corpúsculo de Pacini, o receptor de ponta expandida e o corpúsculo de Meissner. As terminações nervosas livres detectam as sensações de tato grosseiro, pressão profunda, dor, calor e frio; e por não serem específicas para os diversos tipos de sensações, tais sensações podem misturar-se, como ocorre com a sensação de dor originada por calor ou frio intenso, ou até mesmo por uma pressão acentuada. O corpúsculo de Pacini localiza-se em uma posição profunda nos tecidos, respondendo de forma breve à compressão e ao estiramento rápidos ou a qualquer deformação do tecido. Já o receptor de ponta expandida é encontrado na maioria das regiões do corpo, e é sensível ao tato e à pressão discretos sobre a pele, respondendo de forma prolongada. E o corpúsculo de Meissner permite a discriminação precisa da textura e dos detalhes finos dos objetos que são tocados pelas pontas dos dedos ou pelos lábios (Figura 13).

Figura 13. Receptores das sensações exteroceptivas (adaptado de Guyton, 1992)

As sensações proprioceptivas estão relacionadas ao estado físico do corpo (posicionamento), incluindo o comprimento dos músculos, a tensão nos tendões, a angulação das articulações e a pressão profunda na sola dos pés. Os receptores das sensações proprioceptivas incluem os fusos musculares, os órgãos tendinosos de

Golgi e os receptores das articulações. O fuso muscular é composto por terminações nervosas enroladas em fibras musculares delgadas, e detecta o grau de estiramento do músculo, facilitando o controle dos movimentos voluntários. O órgão tendinoso de Golgi capta a tensão que é aplicada ao tendão durante a contração do músculo, proporcionando um controle mais fino sobre os músculos esqueléticos. Já os receptores das articulações, dentre eles o órgão terminal de Ruffini, estão posicionados nos ligamentos que circundam as articulações e nos tecidos periarticulares, informando ao SNC o estado de movimento do membro, bem como a amplitude articular (Figura 14).

Figura 14. Receptores das sensações proprioceptivas (adaptado de Guyton, 1992)

E as sensações viscerais têm origem nas estruturas internas do corpo, como os órgãos do abdome e do tórax, da cabeça, dos músculos e dos ossos. Essas sensações manifestam-se como dor, calor e pressão (repleção nos órgãos abdominais), e são transmitidas ao SNC pelas vias parietal e visceral. A via parietal carrega as informações a partir do peritônio parietal, da pleura ou do pericárdio, levando à percepção das sensações diretamente sobre a área onde ela ocorreu. Já a via visceral leva à percepção das sensações para regiões distantes do órgão de origem (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

Independente do tipo de sensação que estimula o receptor, o efeito imediato desse estímulo é a alteração do potencial de membrana da fibra nervosa do receptor. Essa alteração do potencial é chamada de potencial receptor (ou potencial gerador).

Basicamente, existem quatro meios para gerar o potencial receptor nos diversos tipos de receptores. O potencial pode ser gerado pela deformação mecânica do receptor, que estica a fibra nervosa e abre os canais de íons; pela aplicação de um estímulo químico que também abre os canais de íons; pela mudança de temperatura

da membrana alterando a permeabilidade aos íons; e pelos efeitos da radiação eletromagnética, tal como a luz no receptor, que altera as características da membrana, permitindo a passagem de íons através dos canais. Assim, a mudança na permeabilidade da membrana da fibra nervosa do receptor é a responsável pela alteração no potencial de membrana.

A amplitude máxima da maioria dos potenciais receptores está por volta de 100 mV. Nessa amplitude, a membrana alcança o nível máximo de permeabilidade aos íons sódio. Quando o potencial receptor ultrapassa o limiar de disparo dos potenciais de ação nas fibras nervosas do receptor, os potenciais de ação começam a ser gerados; e quanto maior o potencial receptor (amplitude acima do limiar), maior é a frequência do potencial de ação. Assim, o potencial receptor estimula a fibra nervosa sensorial da mesma forma que o potencial excitatório pós-sináptico estimula o axônio do neurônio no SNC (Figura 15) (GUYTON, 1988; GUYTON, 1992).

Figura 15. Potencial receptor e a geração dos potenciais de ação (adaptado de Guyton, 1992)

Os impulsos nervosos gerados pelos receptores são transmitidos por troncos nervosos até a medula espinhal, na qual as fibras nervosas se ramificam. Algumas dessas ramificações terminam na própria medula, onde originam os reflexos medulares. Esses reflexos determinam atividades motoras diretas e indiretas, como a contração de músculos que permitem o afastamento de um membro em contato com um objeto que causa dor, ou a contração rítmica dos membros para os movimentos da marcha. Outras ramificações alcançam regiões do encéfalo, como as diversas áreas sensoriais do tronco cerebral – incluindo a formação bulborreticular e a área cinzenta frontal – o cerebelo, o tálamo, e o córtex cerebral (Figura 16).

Figura 16. Transmissão dos sinais sensoriais para o encéfalo a partir dos receptores sensoriais (adaptado de Guyton, 1992)

As fibras nervosas que terminam no tronco cerebral conduzem sinais responsáveis pelas reações motoras subscientes de natureza mais complexa que a dos reflexos medulares, como os movimentos do tronco e o nível de contração dos músculos que sustentam o corpo contra a ação da gravidade. Já os sinais transmitidos para o cerebelo ocorrem a nível subsciente e estão relacionados com o controle subsciente da função motora. E, conforme os sinais avançam através do cérebro e atingem o tálamo, tais sinais penetram no campo da consciência. No tálamo, esses sinais são grosseiramente localizados quanto ao ponto de origem no corpo, e os tipos de sensações, chamados de modalidades sensoriais, começam a ser determinados (tato, calor, frio, etc.). Entretanto, para uma caracterização mais elaborada dessas sensações e para uma localização precisa, os sinais devem chegar até o córtex cerebral. O córtex armazena informações, baseadas em memórias de experiências anteriores, que permitem a realização da interpretação das sensações de forma extremamente detalhada (GUYTON, 1988).

2.1.4 Plano Funcional do Sistema Nervoso Motor Somático

As várias atividades corporais são controlados pelo sistema nervoso por meio (i) da contração dos músculos esqueléticos, (ii) da contração dos músculos lisos nos órgãos internos, e (iii) da secreção de glândulas exócrinas e endócrinas espalhadas pelo corpo. Essas atividades são chamadas de funções motoras do sistema nervoso, e os músculos e as glândulas são chamados de efetores, pois realizam as funções de acordo com os sinais nervosos recebidos (GUYTON, 1992).

No sistema nervo motor somático os músculos esqueléticos podem ser controlados por diferentes níveis do SNC, incluindo (i) a medula espinhal, a substância reticular do bulbo, da ponte e do mesencéfalo, (ii) os gânglios basais, o cerebelo e (iii) o córtex motor. Dessa forma, as regiões inferiores atuam principalmente nas respostas instantâneas e automáticas do corpo aos estímulos sensoriais, enquanto que as regiões superiores controlam os movimentos originados pelo processo de pensamento do cérebro (Figura 17) (GUYTON, 1992).

Figura 17. Representação do controle motor somático do sistema nervoso (adaptado de GUYTON, 1992)

Na contração dos músculos esqueléticos, os neurônios motores superiores e os neurônios motores inferiores estão envolvidos na transmissão dos impulsos nervosos do SNC até a junção neuromuscular.

O neurônio motor superior (NMS) é constituído pelos neurônios do córtex motor, das áreas pré-motoras, do córtex temporal e do córtex sensorial que convergem para formar o trato corticoespinhal (vias piramidais) e o trato corticobulbar (Figura 18). Todas as fibras descendentes que podem influenciar e modificar as atividades dos neurônios motores inferiores são consideradas neurônios motores superiores (CARPENTER, 1978; KRIVICKAS; CARTER, 2004).

Figura 18. Fibras dos tratos corticoespinhal e corticobulbar que compõem os neurônios motores superiores (adaptado de Krivickas e Carter, 2004)

O neurônio motor inferior (NMI) é formado pelas células da coluna anterior da medula espinhal e seus axônios que inervam os músculos esqueléticos. Os neurônios dos nervos cranianos motores, que fornecem inervação para os músculos da cabeça e do pescoço, também podem ser classificados como neurônios motores inferiores (Figura 19). Há dois tipos de NMI, os neurônios motores alfa que inervam as fibras do músculo esquelético (fibras extrafusais), e os neurônios motores gama que inervam

as fibras intrafusais dos fusos musculares. Ambos os tipos de NMI apresentam axônios calibrosos, mielínicos e de rápida condução. A velocidade de condução resultante dos nervos motores periféricos é de aproximadamente 55 m/s (CARPENTER, 1978; GUYTON, 1992; KRIVICKAS; CARTER, 2004).

Figura 19. Distribuição dos neurônios motores superiores e dos neurônios motores inferiores (adaptado de Bailey, 2009)

Os axônios do NMS conectam-se aos interneurônios e dirigem-se dos tratos corticoespinhais para a coluna anterior da medula, na qual estão localizados os corpos celulares dos NMI. Assim, é no corno anterior da medula onde ocorre a comunicação entre o NMS e o NMI (Figura 20) (GUYTON, 1992; KRIVICKAS; CARTER, 2004).

Figura 20. Comunicação entre o NMS e o NMI na coluna anterior da medula espinhal (baseado em Guyton, 1992)

Finalmente os axônios do NMI deixam a medula pela raiz ventral, e associam-se às fibras sensoriais da raiz dorsal, formando o nervo espinhal.

Os plexos, constituídos pela união de alguns nervos espinhais, dão origem aos nervos periféricos que chegam aos músculos na junção neuromuscular. O axônio de cada NMI ramifica-se dentro de um músculo, innervando até milhares de fibras musculares extrafusais (Figura 21). Cada neurônio motor, juntamente com as fibras musculares innervadas, forma uma unidade motora (KRIVICKAS; CARTER, 2004; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Figura 21. Fuso muscular innervado pelos neurônios sensorial, motor alfa (fibras extrafusais) e motor gama (fibras intrafusais) (adaptado de Guyton, 1992)

A porção motora somática do SNP é responsável pela transmissão de mensagens neurais do SNC para as fibras musculares esqueléticas. Essas mensagens são os sinais para que ocorra a contração muscular (POWERS; HOWLEY, 2000).

A contração muscular também pode ocorrer como resultado de um arco reflexo, no qual uma reação motora é produzida a partir de um estímulo sensorial. A contração reflexa dos músculos esqueléticos pode ocorrer em resposta a um estímulo sensorial, não dependendo da ativação de centros cerebrais superiores.

Para o reflexo de flexão, também conhecido como reflexo de defesa, o objetivo é fornecer uma forma rápida de afastar o membro de uma fonte de dor, como ocorre quando uma pessoa toca um objeto perfurante. A reação a esse estímulo doloroso é retirar rapidamente a mão da fonte de dor. Essa remoção rápida é realizada por meio da ação reflexa, na qual um nervo sensorial (receptor da dor) envia um impulso nervoso à medula espinhal; em seguida, interneurônios localizados na medula espinhal são excitados que, por sua vez, estimulam neurônios motores com um padrão apropriado de impulsos. Finalmente, os interneurônios excitados

provocam despolarização de neurônios motores específicos, os quais controlam os músculos flexores necessários para afastar o membro do ponto de agressão. Simultaneamente, o grupo muscular antagonista (extensores) é inibido por intermédio de PIPS, no processo chamado de inibição recíproca (Figura 22).

Figura 22. Reflexo de flexão, arco reflexo mediante estímulo de dor (adaptado de Powers e Howley, 2000)

No reflexo de flexão ocorre também o reflexo de extensão cruzado, no qual o membro oposto é estendido para suportar o corpo durante a remoção do membro afetado pelo estímulo de dor (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

2.2 O SISTEMA MUSCULAR ESQUELÉTICO

Os músculos esqueléticos representam de 40 a 50% da massa corporal total, e realizam duas funções importantes: (i) geração de força para a movimentação dos membros, para a sustentação postural e para a respiração, e (ii) produção de calor durante períodos de exposição ao frio. A atividade do músculo esquelético é controlada pelo sistema nervoso em indivíduos neurologicamente saudáveis (POWERS; HOWLEY, 2000; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Os músculos esqueléticos fixam-se aos ossos por meio de tendões, que são formados por tecidos conjuntivos resistentes. Uma extremidade do músculo é unida a um osso estático (origem), enquanto a outra extremidade está fixada a um osso (inserção) que se move durante a contração muscular. Os músculos que diminuem os

ângulos articulares são chamados de flexores, e os que aumentam os ângulos são chamados de extensores. E para o tecido muscular, os termos célula e fibra muscular são sinônimos.

Os músculos são separados entre si e sustentados por um tecido conjuntivo chamado fáscia. Além disso, existem mais três camadas de tecido conjuntivo no músculo esquelético, que são o epimísio, o perimísio e o endomísio. O epimísio é a camada mais externa que envolve todo o músculo; já o perimísio envolve cada feixe individual de fibras musculares, denominado fascículo; e o endomísio reveste cada fibra muscular do fascículo (POWERS; HOWLEY, 2000).

As células musculares apresentam muitas das organelas presentes em outras células (por exemplo, mitocôndrias). Contudo, as células musculares são multinucleadas, contrariando a maioria das células do corpo. Quanto ao formato, cada fibra muscular é um cilindro fino e alongado que possui o comprimento do músculo. A membrana plasmática da célula muscular apresenta uma camada de material polissacarídeo e fibrilas de colágeno que lhe confere maior resistência. A membrana celular da fibra muscular é denominada sarcolema; e no interior do sarcolema encontram-se o sarcoplasma (citoplasma da célula muscular), o qual contém organelas, proteínas celulares e miofibrilas (Figura 23).

Figura 23. Estrutura do músculo esquelético (adaptado de Powers e Howley, 2000)

As miofibrilas contêm as proteínas contráteis, e apresentam uma estrutura alongada e com as extremidades mais estreitas que o centro. Em geral, as miofibrilas são compostas por filamentos espessos formados pela proteína miosina e por filamentos finos formados pela proteína actina. O arranjo desses filamentos confere o aspecto estriado ao músculo esquelético.

As miofibrilas são divididas em segmentos denominados sarcômeros. Os sarcômeros são divididos entre si por uma fina camada de proteínas estruturais chamada linha Z. Os filamentos de actina estão na banda I, e os filamentos de miosina e as extremidades dos filamentos de actina estão localizados na banda A do sarcômero. No centro do sarcômero existe uma porção do filamento de miosina sem sobreposição da actina, formando a zona H (Figura 24).

Figura 24. Estrutura da miofibrila (adaptado de Powers e Howley, 2000)

Os filamentos de miosina apresentam projeções laterais em toda a sua extensão – exceto na porção central (zona H) – denominadas pontes cruzadas. As pontes cruzadas estão sempre ligadas à actina, e isso resulta em um estado de ligação fraca ou em um estado de ligação forte entre os filamentos de actina e de miosina. A interação entre as pontes cruzadas e os filamentos de actina provoca a contração muscular.

As proteínas troponina e tropomiosina estão localizadas na actina, e possuem uma função importante durante a contração muscular. A tropomiosina é um

filamento de proteína que no estado de repouso cobre os sítios ativos dos filamentos de actina. Já a troponina é uma proteína que apresenta uma grande afinidade pela actina, pela tropomiosina e pelos íons de cálcio (Figura 25).

Figura 25. Ação das pontes cruzadas da miosina sobre a actina (adaptado de Powers e Howley, 2000)

No sarcoplasma da fibra muscular existe uma rede de canais membranosos, denominada retículo sarcoplasmático, que envolve cada miofibrila e armazena cálcio nas cisternas terminais (porções alargadas do retículo sarcoplasmático), o qual é importante na contração muscular.

Outros canais membranosos que passam entre as cisternas terminais são chamados túbulos transversos. Esses túbulos estendem-se para o interior do sarcolema e atravessam completamente a fibra, sendo uma extensão interna do sarcolema (Figura 26) (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

Figura 26. Estrutura da fibra muscular esquelética (adaptado de Powers e Howley, 2000)

As principais classes de fibras musculares são as fibras de contração rápida e as fibras de contração lenta. As fibras de contração lenta, denominadas fibras tipo I (ou fibras oxidativas lentas), respondem lentamente a um impulso de contração, geram forças menores e são mais resistentes à fadiga. As fibras de contração rápida, denominadas fibras tipo II, dividem-se em: fibras tipo IIb (ou fibras glicolíticas rápidas) que são menos resistentes à fadiga, mas respondem mais rapidamente e geram forças maiores que as fibras de contração lenta; e fibras tipo IIa (ou fibras glicolíticas oxidativas rápidas) que possuem características intermediárias com relação as fibras tipo I e tipo IIb, e são extremamente adaptáveis.

A relação entre o número de fibras de contração rápida e o número de fibras de contração lenta depende da função do músculo. Além disso, a composição de um músculo pode mudar ao longo do tempo dependendo do tipo de contração a que é submetido. Isso ocorre por meio de alterações nas proteínas e nas enzimas metabólicas, e nas propriedades eletrofisiológicas celulares. Os músculos que não recebem exercício regular sofrem atrofia muscular por desuso, a qual é caracterizada pela conversão das fibras tipo I em fibras tipo II. Muitas pessoas com lesão medular apresentam atrofia por desuso em seus músculos afetados, os quais fadigam rapidamente. No entanto, a atrofia por desuso é muitas vezes um processo reversível, pois os músculos afetados podem ser treinados com estimulação elétrica com o intuito de aumentar a força e a resistência à fadiga (POWERS; HOWLEY, 2000; SHEFFLER; CHAE, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

2.3 JUNÇÃO NEUROMUSCULAR E CONTRAÇÃO MUSCULAR

A junção neuromuscular é a conexão entre o neurônio motor periférico e a fibra muscular, na qual energia eletroquímica é transferida por meio de um neurotransmissor. A conexão entre o terminal axônico do neurônio motor e a fibra muscular é denominada placa motora (GUYTON, 1988; KRIVICKAS; CARTER, 2004).

A fibra nervosa ramifica-se em sua extremidade formando uma rede de terminais axônicos, chamada de placa terminal. Cada um desses terminais penetra

nas invaginações formadas pela membrana da célula muscular (sarcolema), chamadas goteiras sinápticas ou sulcos sinápticos. O sulco sináptico apresenta o sarcolema pregueado, formando as fendas sub-neurais; característica que aumenta a área de contato sobre a qual pode atuar o neurotransmissor.

A extremidade do terminal axônico não estabelece contato físico com o sarcolema, sendo separada por um pequeno espaço denominado fenda neuromuscular ou fenda sináptica. No terminal axônico existem inúmeras mitocôndrias que fornecem energia para a síntese do neurotransmissor acetilcolina que excita as fibras musculares. A acetilcolina é sintetizada no terminal axônico e é armazenada nas vesículas sinápticas (Figura 27) (GUYTON, 1988; GUYTON, 1992; POWERS; HOWLEY, 2000).

Figura 27. Ilustração da junção neuromuscular (adaptado de Powers e Howley, 2000)

Quando o impulso nervoso chega à junção neuromuscular, a passagem do potencial de ação pela membrana do terminal axônico faz com que muitas vesículas sinápticas carregadas de acetilcolina liberem seu conteúdo na fenda sináptica. A acetilcolina liga-se aos receptores do sarcolema pregueado, aumentando a permeabilidade da célula aos íons sódio. Isso acarreta a passagem instantânea de íons sódio para o interior da fibra muscular, resultando em um fluxo de cargas positivas para o sarcoplasma, despolarizando de imediato essa área do sarcolema.

A despolarização local produz um potencial de ação que se propaga ao longo da fibra muscular nas duas direções, provocando a sua contração.

Para que a fibra muscular não transmita uma sucessão ininterrupta de

impulsos, é necessário que a acetilcolina seja eliminada da placa motora. Essa eliminação é feita pela enzima colinesterase armazenada na superfície das fendas sinápticas. Assim, essa enzima fraciona a acetilcolina em ácido acético e colina, imediatamente após a acetilcolina ter estimulado a fibra muscular. Isso permite que o sarcolema repolarize e fique pronto para um novo estímulo, conforme a chegada de outro potencial de ação no terminal axônico (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

As contrações voluntárias dos músculos esqueléticos são iniciadas por sinais eletroquímicos originados no cérebro, que se propagam pelo sistema nervoso até a unidade motora (NMI e as fibras musculares inervadas). As fibras musculares contraem pelo encurtamento das miofibrilas devido ao deslizamento do filamento de actina sobre o filamento de miosina, resultando em uma diminuição do tamanho do sarcômero (Figura 28). Esse deslizamento ocorre devido à ação das numerosas pontes cruzadas que se estendem a partir da miosina e são ligadas à actina no estado de ligação forte. Nesse estado, as pontes cruzadas são orientadas de tal forma que podem deslocar a actina em direção ao centro do sarcômero, resultando no encurtamento do músculo e na geração de força (POWERS; HOWLEY, 2000; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Figura 28. Deslizamento do filamento de actina sobre o filamento de miosina, resultando na diminuição do tamanho do sarcômero durante a contração muscular (adaptado de Powers e Howley, 2000)

A contração do músculo esquelético é iniciada com os potenciais de ação que causam a despolarização das fibras musculares. Esses potenciais são conduzidos

pelos túbulos transversos para o interior da fibra, atravessando toda a sua espessura. Os potenciais de ação produzem corrente elétrica nas cisternas terminais, provocando a liberação de íons cálcio ao redor das miofibrilas. Os íons cálcio fixam-se fortemente à troponina.

A troponina está ligada diretamente a tropomiosina, que é um filamento que acompanha o filamento de actina. Assim, esse arranjo permite que essas duas proteínas regulem a intensidade da ligação da actina com as pontes cruzadas da miosina.

No músculo relaxado, a tropomiosina bloqueia os sítios ativos da actina onde as pontes cruzadas de miosina devem fixar-se a fim de formar um estado de ligação forte e produzir uma contração (Figura 29). Contudo, quando ocorre a ligação entre íons cálcio e troponina, ocorre uma mudança de posição da tropomiosina de tal forma que os sítios ativos da actina ficam expostos, permitindo a ligação forte de uma ponte cruzada de miosina energizada (energia obtida a partir da degradação de adenosina trifosfato (ATP) em adenosina difosfato (ADP) + fosfato inorgânico (Pi) e energia) com a actina (Figura 30).

Figura 29. Tropomiosina bloqueando os sítios ativos da actina no músculo relaxado (adaptado de Nishida, 2007)

Figura 30. Mudança de posição da tropomiosina e estabelecimento do estado de ligação forte entre as pontes cruzadas de miosina e a actina (adaptado de Nishida, 2007)

A ligação forte da ponte cruzada inicia a liberação de energia na miosina que produz um movimento angular de cada ponte, resultando no deslocamento do

filamento de actina. Contudo, esse movimento angular expõe a ponte cruzada a uma nova fixação de ATP, que rompe o estado de ligação forte entre a ponte e a actina, e estabelece o estado de ligação fraca, no qual a ponte cruzada volta para a posição inicial (Figura 31). Novamente ocorre a degradação do ATP e a ponte cruzada da miosina é novamente energizada, estando preparada para o acoplamento a outro sítio ativo da actina. Assim, desde que haja mais íons cálcio no sarcoplasma, o ciclo de movimentos das pontes cruzadas e dos filamentos de actina é restabelecido, resultando no encurtamento progressivo do sarcômero e conseqüentemente na contração da fibra muscular como um todo.

Figura 31. Movimento das pontes cruzadas e deslocamento do filamento de actina (adaptado de Nishida, 2007)

A contração muscular é interrompida com a ausência do impulso nervoso na junção neuromuscular. Essa ausência faz com que a bomba de cálcio localizada no retículo sarcoplasmático mova os íons cálcio de volta para as cisternas terminais. A remoção dos íons cálcio da troponina provoca o deslocamento da tropomiosina, que volta a cobrir os sítios ativos da actina, impedindo a formação do estado de ligação

forte nas pontes cruzadas. Dessa forma, ocorre o relaxamento muscular (GUYTON, 1988; POWERS; HOWLEY, 2000).

O controle muscular durante a contração está relacionado com o número de fibras musculares inervadas por cada axônio motor, e com a quantidade e as características das unidades motoras. Os músculos envolvidos em movimentos grosseiros, tais como os músculos da perna, apresentam poucos neurônios motores por unidade de volume do músculo, ou seja, poucas unidades motoras. Cada uma das quais inclui um grande número de fibras musculares. Já os músculos com função motora fina, como os músculos faciais, possuem muitas unidades motoras com um pequeno número de fibras musculares cada uma (KRIVICKAS; CARTER, 2004; LYNCH; POPOVIC, 2008).

De forma semelhante às fibras musculares, as unidades motoras também são classificadas de acordo com as características de contração. São classificadas em unidade motora de contração lenta (S) ou unidade motora de contração rápida (F). As unidades motoras F são divididas em unidades de (i) contração rápida e resistente à fadiga (FR), (ii) contração rápida e fadiga intermediária (Fint), ou (iii) contração rápida fatigável (FF) (CHAE et. al. 2004; SHEFFLER; CHAE, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

O corpo alcança gradações de esforço muscular por meio da quantidade de unidades motoras recrutadas. Em uma tarefa que exige esforço muscular máximo, quase todas as unidades motoras do músculo são recrutadas, resultando na ativação de grande parte das fibras musculares. Esse recrutamento de várias unidades motoras é chamado de somação espacial. Além disso, a frequência dos impulsos nervosos que geram potenciais de ação influencia na intensidade da contração muscular resultante.

Um impulso único (estímulo) de um neurônio motor resulta em uma contração rápida e passageira, denominada abalo muscular ou espasmo muscular, de uma única unidade motora. Assim, as fibras musculares inervadas pelo neurônio motor devem receber um trem de impulsos para manter uma contração constante na porção do músculo sob ação dessa unidade motora.

Quando a frequência de estímulos aumenta, um segundo estímulo é aplicado

antes que o relaxamento do primeiro abalo tenha terminado, havendo uma sobreposição das respostas musculares, que se denomina somação temporal. Essa somação resulta em uma força de contração maior. Se a frequência dos estímulos aumentar de forma progressiva até atingir a frequência crítica (de 6 a 8 Hz), as contrações individuais serão fundidas em uma única contração, denominada contração tetânica. O estado de tetanização resulta em uma contração muscular sustentada e regular, e é mantido até que os estímulos sejam interrompidos ou que o músculo fique fatigado (Figura 32).

Figura 32. Espasmos isolados, somação temporal e a contração tetânica (adaptado de Powers e Howley, 2000)

Na somação espacial, as várias unidades motoras de um músculo são estimuladas em momentos diferentes, ou seja, algumas fibras musculares contraem enquanto outras relaxam, caracterizando a somação assíncrona. Mesmo com uma baixa frequência de estímulos, esse processo garante uma contração regular, porém fraca. Além disso, a somação assíncrona evita que o músculo fadigue rapidamente, já que cada unidade motora está ativa em apenas parte do tempo de contração do músculo como um todo (GUYTON, 1992; POWERS; HOWLEY, 2000; LYNCH; POPOVIC, 2008).

CAPÍTULO 3 – A LESÃO MEDULAR

A lesão medular interrompe o feixe de fibras nervosas que transporta informações sensoriais e motoras, afetando assim a condução desses sinais pelo local da lesão (MAYNARD et. al., 1997; CONNOLLY et. al., 2006). As partes do corpo inervadas pelas áreas abaixo da região da medula em que ocorreu a lesão apresentam paralisia, alterações na sensibilidade e comorbidades. Além das perdas com relação à sensibilidade e aos movimentos, os indivíduos com lesão medular podem ter as funções do intestino e da bexiga comprometidas e apresentar mudanças nas funções sexuais e gastrointestinais, na pressão sanguínea, na regulação da temperatura corpórea e na frequência respiratória, além da presença de dor (ENG; MILLER, 2006).

As lesões que comprometem a medula espinhal são classificadas em traumáticas e não-traumáticas.

As lesões traumáticas – que representam a maioria – causam a destruição mecânica do tecido neural e hemorragia intramedular, e resultam de acidentes automobilísticos, ferimentos por arma de fogo e quedas em atividades recreativas ou esportivas. Quando ocorre um trauma na coluna vertebral, ou seja, uma fratura, uma ou mais vértebras podem se deslocar, provocando uma compressão sobre a medula e/ou alguns fragmentos de ossos podem invadir o canal medular. Inicialmente tais ocorrências provocam a lesão primária, onde alguns neurônios são mortos e alguns axônios são rompidos. Em seguida, tem início a lesão secundária, na qual, na tentativa de conter o processo de lesão, as células de defesa começam a destruir outras células. Ainda na lesão secundária, também ocorre morte celular por falta de nutrientes e oxigênio devido ao rompimento de vários vasos sanguíneos. Dentre os tipos de lesões traumáticas destacam-se o choque medular, a lesão medular completa e a lesão medular incompleta (ENG; MILLER, 2006; TARICCO, 2001).

No choque medular ocorre a interrupção fisiológica, e não anatômica, da

medula espinhal devido a perda de todas as funções neurológicas abaixo do nível da lesão, sendo caracterizado pela paraplegia flácida e ausência de atividade reflexa. O período de choque medular está entre uma e seis semanas, e a ausência do retorno da motricidade ou sensibilidade abaixo do nível da lesão após esse período indica a ocorrência de uma lesão irreparável (CARPENTER, 1978; TARICCO, 2001).

De forma permanente, na lesão medular completa as funções motoras e sensoriais relativas à inervação do segmento sacral estão ausentes. E na lesão medular incompleta ocorre a perda parcial dessas funções abaixo do nível neurológico, incluindo o segmento sacral (MAYNARD et. al., 1997).

As lesões não-traumáticas resultam de uma doença ou influência patológica, como disfunções vasculares (trombose e embolias), tumores que comprimem a medula, infecções (abscessos e mielites), malformações (mielomeningoceles), doenças neurológicas (esclerose múltipla) e hérnias de disco. Essas causas geram o corte ou diminuição do fluxo sanguíneo, acarretando na diminuição da chegada de nutrientes e oxigênio até as células da medula, conseqüentemente ocasionado a morte celular (TARICCO, 2001).

As lesões medulares são tipicamente divididas em duas categorias funcionais que são a tetraplegia e a paraplegia.

Uma lesão no nível cervical da medula (C1-C8) resulta em tetraplegia, ou seja, na perda das funções motoras e/ou sensoriais dos membros superiores bem como do tronco, e dos membros inferiores. Nas lesões medulares incompletas, algumas transmissões neurais ainda podem ocorrer pela medula, mas a informação é freqüentemente fragmentada ou distorcida, levando a complicações neurológicas adicionais como dor crônica ou espasticidade (CONNOLLY et. al., 2006).

De forma mais detalhada, os pacientes com tetraplegia podem apresentar as seguintes características funcionais preservadas:

Níveis C1 a C3 – os pacientes têm a inervação dos músculos esternocleidomastóide, trapézio superior e elevador da escápula preservada, permitindo o controle cefálico. Contudo, os pacientes dependem de respirador, pois

ocorre o comprometimento do diafragma;

Nível C4 – os pacientes apresentam o diafragma e o trapézio funcionais, não necessitando de assistência respiratória;

Nível C5 – tetraplégicos C-5 têm a musculatura do deltóide e/ou bíceps funcional. Eles podem rotacionar e abduzir o ombro internamente, o que causa pronação do antebraço por gravidade. A flexão do punho é produzida de modo semelhante. Eles podem rotacionar o ombro externamente e causar supinação e extensão do punho; podem fletir o cotovelo, mas a extensão pode ser produzida apenas por gravidade, ou pela abdução horizontal do ombro e inércia, ou ainda por rotação externa do ombro;

Nível C6 – tetraplégicos C-6 têm a musculatura que permite a maior parte da movimentação do ombro, flexão do cotovelo, mas não a extensão, e extensão ativa do punho, o que permite a tenodese (preensão passiva, obtida pela extensão do punho, devido ao comprimento limitado dos flexores dos dedos), a oposição do polegar ao dedo indicador e a flexão dos dedos;

Nível C7 – os pacientes são caracterizados pela funcionalidade do músculo tríceps braquial, o que possibilita a extensão ativa do cotovelo; e

Nível C8 – no nível mais baixo de tetraplegia, os pacientes apresentam o músculo flexor comum profundo de dedos preservado, permitindo a realização de preensão (FORMAL et. al., 1997; ARES; CASALIS, 2001).

A paraplegia resulta das lesões nos segmentos torácico, lombar ou sacral da medula e é caracterizada pela perda ou disfunção sensorial e motora nos membros inferiores e no tronco, dependendo do nível da lesão.

Quando ocorre uma lesão na medula, a determinação de quais segmentos foram afetados é feita por meio do exame de diversos dermatomos e miótomos. Esse exame resulta em informações sobre o nível neurológico, o nível motor e o nível sensorial de cada lado do corpo (esquerdo e direito).

O nível neurológico de uma lesão indica o segmento medular mais caudal que manteve as funções sensoriais e motoras normais. O nível motor refere-se ao

segmento mais caudal em que ocorreu a manutenção da força muscular. Já o nível sensorial está relacionado ao segmento mais caudal com sensibilidade normal. As funções devem ser mantidas em ambos os lados do corpo (MAYNARD et. al., 1997).

Assim, esses 3 níveis são determinados por meio do exame neurológico do paciente, no qual são analisados os pontos sensoriais em cada um dos 28 dermatômos bilaterais do corpo do paciente, e a força muscular nos 10 miótômos bilaterais. Esse exame neurológico é padronizado de acordo com o protocolo da *American Spinal Cord Association* (ASIA).

No exame sensitivo, cada um dos 28 dermatômos é estimulado por toque leve (algodão) e pelo toque de uma agulha, examinando assim a sensibilidade tátil e a sensibilidade dolorosa em cada ponto, respectivamente. E de acordo com as respostas aos estímulos, é atribuída à seguinte pontuação: 0 para sensibilidade inexistente, 1 para sensibilidade parcial ou alterada (incluindo hiperestesia), 2 para sensibilidade normal e NT para não testável.

Nesse exame, os pontos a serem testados são os seguintes: C2 - protuberância occipital, C3 - fossa supraclavicular, C4 - articulação acromioclavicular, C5 - porção lateral da fossa antecubital, C6 - polegar, C7 - dedo médio, C8 - dedo mínimo, T1 - face ulnar da fossa antecubital, T2 - ápice da axila, T3 - terceiro espaço intercostal, T4 - quarto espaço intercostal, T5 - quinto espaço intercostal (ponto médio entre T4 e T6), T6 - sexto espaço intercostal (ponto médio entre T5 e T7), T7 - sétimo espaço intercostal (ponto médio entre T6 e T8), T8 - oitavo espaço intercostal (ponto médio entre T7 e T9), T9 - nono espaço intercostal (ponto médio entre T8 e T10), T10 - décimo espaço intercostal (umbigo), T11 - décimo primeiro espaço intercostal (ponto médio entre T10 e T12), T12 - ligamento inguinal (ponto médio), L1 - ponto médio entre T12 e L2, L2 - parte média da porção anterior da coxa, L3 - côndilo femoral medial, L4 - maléolo medial, L5 - dorso do pé na terceira articulação metatarsofalangeana, S1 - face lateral do calcanhar, S2 - linha média da fossa poplíteia, S3 - tuberosidade isquiática e S4-S5 - região perianal. Além disso, o esfíncter anal externo deve ser examinado por meio do toque retal, necessário para

determinar se a lesão é completa ou incompleta.

No exame motor, os 10 miótomos são avaliados em uma seqüência craniocaudal e de forma bilateral com relação ao corpo do paciente. Assim, os músculos testados são: C5 - flexores do punho (m. bíceps e m. braquial), C6 - extensores do punho (m. extensor longo do carpo e m. extensor curto do carpo), C7 - extensores do cotovelo (m. tríceps), C8 - flexores dos dedos até o dedo médio (m. flexores profundos dos dedos), T1 - abdutores do dedo mínimo (m. abdutor do dedo mínimo), L2 - flexores do quadril (m. ileopsoas), L3 - extensores do joelho (m. quadríceps), L4 - dorsiflexores do tornozelo (m. tibial anterior), L5 - extensores longos dos dedos (m. extensor longo do hálux) e S1 - flexores plantares do tornozelo (m. sóleo e m. gastrocnêmio).

Essa avaliação deve ser realizada em posição supina, e nela é utilizada uma escala de seis níveis de acordo com o desempenho do paciente. Os níveis são os seguintes: 0 para paralisia total; 1 para contração palpável ou visível; 2 para movimentação ativa, amplitude de movimento total, sem ação da força da gravidade; 3 para movimentação ativa, amplitude de movimento total contra a força da gravidade; 4 para amplitude de movimento total contra resistência moderada; 5 para movimentação ativa normal, amplitude de movimento total contra grande resistência e NT para não testável. E, de forma semelhante ao exame sensitivo, o esfíncter anal externo deve ser avaliado com o intuito de classificar a lesão como completa ou incompleta. Essa avaliação é baseada nas contrações ao redor do dedo do examinador, após estimulação via toque retal.

Para os miótomos C1-C4, T2-L1 e S2-S5, que não são testáveis clinicamente pelo exame manual dos músculos, o nível motor é considerado o mesmo do nível sensorial.

Em uma escala mais simplificada, a ASIA atribui os seguintes níveis para as lesões medulares:

A – Lesão completa: sem preservação sensorial ou motora nos segmentos sacrais S4-S5;

B – Lesão incompleta: preservação sensorial não motora abaixo do nível neurológico até os segmentos sacrais S4-S5;

C – Incompleta: preservação motora abaixo do nível neurológico, com a maioria dos músculos-chave abaixo desse nível com grau menor que 3;

D – Incompleta: função motora preservada abaixo do nível neurológico com a maioria dos músculos-chave abaixo desse nível com grau maior ou igual a 3; e

E – Normal: funções motoras e sensoriais normais.

Assim, os resultados do exame sensitivo e do exame motor são reunidos em um sumário, como mostra a figura 33.

Padronização da Classificação Neurológica da Lesão Medular

MOTOR
MÚSCULO-CHAVE

	D	E
C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
T2		
T3		
T4		
T5		
T6		
T7		
T8		
T9		
T10		
T11		
T12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		

0 = PARALISIA TOTAL
1 = CONTRAÇÃO VISÍVEL OU PALPÁVEL
2 = MOVIMENTO ATIVO SEM OPOSIÇÃO DA FORÇA DE GRAVIDADE
3 = MOVIMENTO ATIVO CONTRA A FORÇA DE GRAVIDADE
4 = MOVIMENTO ATIVO CONTRA ALGUMA RESISTÊNCIA
5 = MOVIMENTO ATIVO CONTRA GRANDE RESISTÊNCIA
NT = NÃO TESTÁVEL

FLEXORES DO COTOVELO
EXTENSORES DO PUNHO
EXTENSOR DO COTOVELO
FLEXOR PROFUNDO DO 3º QD
ADUTOR DO 5º QD

FLEXORES DO QUADRIL
EXTENSORES DO JOELHO
DORSIFLEXORES DO JOELHO
EXTENSOR LONGO DO HÁLIX
FLEXOR PLANTAR DO TORNOZELO

Contra anal voluntária (sim/não) ☐

TOTAIS (MÁXIMO) ☐ + ☐ = ☐ **ÍNDICE MOTOR**
(50) (50) (100)

ESTIMULAÇÃO

	TOQUE LEVE	AGULHA
	D	E
C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
T2		
T3		
T4		
T5		
T6		
T7		
T8		
T9		
T10		
T11		
T12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		

0 = AUSENTE
1 = COMPROMETIDO
2 = NORMAL
NT = NÃO TESTÁVEL

Qualquer sensibilidade anal (sim/não) ☐

TOTAIS (MÁXIMO) ☐ + ☐ = ☐ **ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM AGULHA** (máx: 112)
(56) (56) (112)

☐ + ☐ = ☐ **ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM TOQUE LEVE** (máx: 112)
(56) (56) (112)

SENSITIVO
PONTO-CHAVE da SENSIBILIDADE

0 = AUSENTE
1 = COMPROMETIDO
2 = NORMAL
NT = NÃO TESTÁVEL

Qualquer sensibilidade anal (sim/não) ☐

TOTAIS (MÁXIMO) ☐ + ☐ = ☐ **ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM AGULHA** (máx: 112)
(56) (56) (112)

☐ + ☐ = ☐ **ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM TOQUE LEVE** (máx: 112)
(56) (56) (112)

NÍVEIS NEUROLÓGICOS

	SENSITIVO	D	E
Últimos segmentos com função normal	☐	☐	☐

COMPLETA OU INCOMPLETA? ☐

Incompleta = presença de qualquer função sensitiva ou motora no segmento sacral mais inferior

ZONA DE PRESERVAÇÃO PARCIAL

	SENSITIVO	D	E
Segmento parcialmente innervado	☐	☐	☐

Figura 33. Sumário para classificação neurológica da lesão medular de acordo com a classificação da ASIA (retirado de Greve e Castro, 2001)

O exame neurológico baseado em uma avaliação padronizada é fundamental para quantificar as disfunções motoras e sensitivas dos pacientes, o que permite uma melhor escolha com relação às terapias e aos processos de reabilitação, bem como na avaliação posterior dos resultados desses procedimentos (MAYNARD et. al., 1997; GREVE; CASTRO, 2001).

CAPÍTULO 4 – REABILITAÇÃO DE LESADOS MEDULARES

A Organização Mundial da Saúde define reabilitação como um processo progressivo, dinâmico e com metas definidas, que busca identificar e alcançar os melhores níveis funcionais físico e psicológico para o indivíduo com deficiência. Os serviços e programas de reabilitação têm como meta minimizar o impacto da dor e das perdas físicas e psicológicas, e prover aos pacientes as condições para participar de trabalhos e atividades cotidianas, melhorando a qualidade de vida.

O processo de reabilitação dos lesados medulares envolve diversos profissionais e uma série de serviços especializados durante um período extenso. Nesse período, o paciente é estimulado a recuperar e a aprender novas habilidades para alcançar maior independência nas tarefas diárias (ENG; MILLER, 2006).

As terapias convencionais, como a Terapia Ocupacional e na Fisioterapia, buscam a reabilitação por meio da movimentação passiva/ativa e do exercício resistido envolvendo os membros afetados. Em especial, a movimentação passiva é considerada uma técnica de mobilização dentro do conceito da técnica de neurodesenvolvimento, que busca melhorar a mobilidade das juntas, músculos e tendões, e estimular a circulação (HESSE et. al., 2003; BROMLEY, 1997). Além disso, o movimento ativo e o movimento passivo da mão de um indivíduo saudável resultam em uma ativação semelhante com relação à área cortical sensório-motora correspondente (WEILLER et. al., 1996). Ainda, a utilização de órteses e a realização de cirurgias, como a transferência de tendões, também são consideradas técnicas convencionais de reabilitação (BHADRA et. al., 2001).

Já a EENM - considerada como uma terapia não convencional - é utilizada para restabelecer artificialmente funções motoras, principalmente no treinamento dos movimentos de preensão e marcha (POPOVIC et. al., 2001a). Além da Terapia Ocupacional e da Fisioterapia, a EENM é a técnica mais utilizada para melhorar a função motora em lesados medulares (LYNCH; POPOVIC, 2008).

4.1 ÓRTESES, SISTEMAS ROBÓTICOS E EXOESQUELETOS

Uma órtese é definida como um dispositivo médico que é aplicado externamente a um ou a vários segmentos do corpo humano para estabelecer algum tipo de compensação funcional, como (i) a manutenção do segmento na postura mais correta em uma posição de descanso, (ii) o realinhamento ou (iii) a atividade controlada (PONS et. al., 2007a; SAURON; CASALIS, 2001).

Na nomenclatura das órteses são mencionadas a articulação envolvida no processo de reabilitação e as características relevantes do projeto. Assim, a terminologia para as órteses destinadas a membros superiores inclui as articulações mais comuns desses membros que são dedo, mão, punho, cotovelo e ombro, e as suas opções de ação. Dentre as opções de ação da órtese, com relação à articulação, destacam-se a fixação em uma posição definida, o bloqueio de extensão e/ou flexão, extensão e/ou flexão por tração e a extensão e/ou flexão assistidas.

Nesse contexto, o termo bloqueio refere-se a uma limitação na amplitude de movimento da articulação imposta pela órtese. Já os termos tração e assistida estão relacionados a uma força externa que age na articulação promovendo o alongamento dos tecidos moles e a substituição da ação de um músculo fraco, respectivamente (UUSTAL, 2004).

Com relação à estrutura e à função, as órteses podem ser classificadas em três categorias: estáticas (ou passivas), dinâmicas (ou ativas) e híbridas.

As órteses estáticas não apresentam partes móveis em sua estrutura e são utilizadas para imobilizar ou limitar a amplitude de movimento de uma articulação (Figura 34). Outras funções dessa categoria são estabilizar, posicionar e manter o alinhamento das articulações, capacitando as outras a funcionarem corretamente. Em especial no caso de lesão medular, a utilização de órteses estáticas previne o surgimento de deformidades ocasionadas pelo posicionamento inadequado dos membros, espasticidade e pela predominância de um grupo muscular sobre os demais devido ao nível da lesão.

Figura 34. Exemplos de órteses estáticas (adaptado de Uustal, 2004)

As órteses dinâmicas possuem partes móveis em sua estrutura, o que possibilita mobilidade controlada das articulações, ampliando a faixa de movimento por meio de tração ou auxiliando músculos fracos com forças complementares (Figura 35). As principais funções das órteses dinâmicas são corrigir deformidades e neutralizar a progressão de forças deformantes causadas pelo desequilíbrio muscular, por meio de tração constante e suave gerada por bandas elásticas e molas. Além disso, possibilita a manutenção da força da musculatura normal e estimula o fortalecimento da musculatura fraca evitando a atrofia (SAURON; CASALIS, 2001; JACOBS, 2002; UUSTAL, 2004).

Figura 35. Exemplos de órteses dinâmicas (adaptado de Uustal, 2004)

Já as órteses híbridas apresentam características das órteses estáticas e dinâmicas, pois geralmente estendem-se por mais de uma articulação do membro, imobilizando uma, mas permitindo ou até mesmo aumentando a amplitude de movimento de outra articulação (UUSTAL, 2004). Além disso, essa classificação também é utilizada para órteses que possuem motores que auxiliam ou oferecem resistência ao movimento - de acordo com os objetivos do programa de reabilitação - e sensores que fazem a interface com o paciente, possibilitando a determinação da posição do membro e da força gerada pelo paciente (MÉTRAILLER et. al., 2007).

Para que a órtese alcance os seus objetivos funcionais e ofereça conforto para o paciente durante o uso, as características das forças e os momentos originados da interação entre o paciente e a órtese devem estar estabelecidos, pois são

determinantes também para a seleção do material a ser utilizado e para o projeto da estrutura da órtese. Assim, a intensidade e a localização precisa do ponto de aplicação da força exercida sobre a articulação e das forças contrárias nos segmentos são fundamentais para o controle da articulação.

Outro ponto importante é o conhecimento do ângulo de aplicação dessas forças, pois um valor inesperado gera momentos de força que podem ocasionar lesões nas articulações e instabilidade estrutural na órtese.

As forças biomecânicas envolvidas nas órteses para membros superiores são análogas às forças que agem em uma gangorra; há uma relação entre a intensidade das forças aplicadas e as suas respectivas distâncias do ponto de apoio, ou seja, equilíbrio de momentos de força. Dessa forma, quanto maior a distância do ponto de aplicação de uma força com relação à articulação, menor é a intensidade dessa força para gerar um valor de esforço fixo nesta articulação.

Com as características determinadas, essas forças devem ser distribuídas por uma área visando preservar a integridade da pele e o conforto do paciente, pois os tecidos dos membros nos quais as órteses são empregadas apresentam uma tolerância com relação à pressão. Pressões de 100 a 300 mmHg são toleradas de 2 a 4 horas, enquanto que pressões de 20 a 50 mmHg são toleradas por até 12 horas. Nesse aspecto, a escolha da categoria da órtese também influencia na pressão exercida sobre os tecidos, já que geralmente uma órtese dinâmica estabelece maior pressão quando comparada a uma órtese estática (UUSTAL, 2004).

Já na seleção dos materiais empregados nas órteses para membros superiores são consideradas as características de flexibilidade, resistência e durabilidade do material. Geralmente na fabricação de órteses são utilizados termoplásticos de baixa temperatura de fusão, como o polipropileno, principalmente por serem facilmente moldados. Além disso, vários metais e fibra de carbono são utilizados em aplicações que envolvem baixa densidade e alta resistência, como em componentes estruturais e juntas de alumínio. Outros materiais, como espuma e velcro são utilizados para amenizar a pressão exercida pela órtese sobre os tecidos e para fixá-la ao membro, respectivamente (SAURON; CASALIS, 2001; UUSTAL, 2004).

E para prover e/ou auxiliar os movimentos dos membros superiores de pacientes lesados medulares, associa-se a essas premissas de projeto o uso da eletrônica, por meio de atuadores e sensores, no que diz respeito às estratégias para geração de movimento e controle. Assim, as órteses com essas propostas passaram a receber micro motores, sensores, interruptores, baterias e sistemas de transmissão de movimentos, como engrenagens, cabos, polias e correias.

No trabalho de Benjuya e Kenney (1990a) foi desenvolvida a órtese dinâmica para membro superior *Hybrid Arm Orthosis* (HAO) que restaura o movimento de abdução do ombro, flexão do cotovelo, prono-supinação do antebraço e pinça de força em pacientes com lesão medular nível C3-C4 (Figura 36). A abdução do ombro e a flexão do cotovelo são realizadas pela elevação do ombro contralateral, utilizando cabos e molas. Botões sensíveis à pressão, fixados no descanso para cabeça da cadeira de rodas são utilizados para acionar os mini motores DC que agem na prono-supinação e preensão.

Figura 36. HAO (adaptado de Benjuya e Kenney, 1990a)

Buscando preensão com realimentação de força, Benjuya e Kenney (1990b) propuseram uma órtese para mão chamada *Hand Orthosis* (HO), controlada por sinais mioelétricos, que restaura a preensão tridigital ou de força em lesados medulares níveis C5-C6 (Figura 37). Para tanto, foram utilizados mini motores DC para movimentação, e um conjunto de *Light Emissor Diodes* (LEDs) para indicação da força empregada durante a preensão. O sinal mioelétrico para controle pôde ser obtido dos músculos extensores e flexores do punho ou dos músculos bíceps e tríceps.

Figura 37. HO (adaptado de Benjuya e Kenney, 1990b)

No trabalho de Wierzbicka e Wiegner (1996), foi desenvolvida uma órtese provida de uma articulação. Essa órtese possui quatro punhos e uma articulação mecânica que incorpora uma mola na lateral do cotovelo (Figura 38). Tendo um par de punhos acoplado ao braço e o outro par acoplado ao antebraço, o momento gerado pela mola na articulação é utilizado para gerar o movimento de extensão do cotovelo. Assim, essa órtese é indicada para pacientes que realizavam a flexão do cotovelo, mas não a extensão.

Figura 38. Órtese de torque constante para cotovelo (adaptado de Wierzbicka e Wiegner, 1996)

No sistema para movimentação assistida para membro superior proposto por Homma, Hashino e Arai (1998), duas órteses sustentam o antebraço, uma ao redor do cotovelo e outra ao redor do punho, sendo que cada uma delas é conectada a três cabos. Esses cabos são enrolados ou desenrolados por um motor, elevando ou abaixando as órteses de acordo com o comando do usuário, que pode ser por voz, por um controlador no queixo ou pelo detector de movimento da cabeça.

O sistema modular de órteses para membro superior Engen foi desenvolvido principalmente para pacientes com níveis de lesão medular C5, C6 e C7, e para outros casos que envolvem perda de preensão (Figura 39). Esse sistema é caracterizado por

ser modular, ou seja, o paciente pode montar a melhor configuração da órtese de acordo com as suas necessidades. Os componentes são: uma órtese estática para mão que tem uma seção palmar projetada para propiciar proteção (a); uma órtese estática para antebraço que unida à órtese para mão mantêm o punho em posição funcional e o polegar em oposição aos arcos palmares (b); uma órtese dinâmica que unida a órtese para mão proporciona os movimentos recíprocos de extensão do pulso e flexão dos dedos, auxiliando a preensão por tenodese (c); e um sistema externo que transforma o módulo em uma órtese elétrica controlada pelo paciente, para o caso de mão e punho totalmente flácidos (d) (ENGEN, 2005).

Figura 39. Sistema modular de órteses para membro superior Engen. a) Órtese estática para mão; b) Órtese estática para antebraço unida à órtese para mão; c) Órtese dinâmica unida à órtese para mão; d) Órtese elétrica (adaptado de Engen, 2005)

Ainda na área das órteses ocorreu o surgimento dos exoesqueletos robóticos (ou órteses robóticas) que proporcionam assistência motora e compensação funcional para os indivíduos com alguma deficiência. Esse exoesqueleto é um mecanismo estrutural externo cujas juntas e eixos coincidem com os anatômicos, e que estando acoplado ao corpo humano transfere potência mecânica e sinais de informação (PONS et. al., 2007a; PONS et. al., 2007b).

A órtese robótica com oito graus de liberdade, desenvolvida por Nagai e equipe (1998), tem como meta proporcionar maior força para o membro superior de lesados medulares, permitindo a manipulação de objetos pesados e proporcionando a diminuição da fadiga (Figura 40). A presença de sensores capacitou o sistema em realizar trajetórias e alcançar posições de forma precisa.

Figura 40. Órtese robótica com 8 graus de liberdade (adaptado de Nagai et. al., 1998)

No trabalho de Mihelj, Nef e Riener (2007) foi desenvolvido o robô ARMin II que possui a estrutura de um exoesqueleto com sete graus de liberdade ativos, cinco segmentos ajustáveis de acordo com a altura dos pacientes, e é equipado com sensores de força e posição (Figura 41). A estrutura mecânica, os atuadores e os sensores são otimizados para estratégias de controle cooperativas com relação ao paciente. O ARMin II assiste o membro superior direito em AVDs.

Figura 41. ARMin II (adaptado de Mihelj, Nef e Riener, 2007)

Além de serem utilizadas para a geração ou assistência de movimentos, as órteses – como dispositivos robóticos e exoesqueletos – também são aplicadas como tratamento, denominado Terapia Assistida por Robô. Nessa terapia, atividades com movimentos orientados repetitivos podem melhorar a contração muscular e a coordenação dos movimentos em pacientes com limitações devido às lesões neurológicas. A aplicação de tecnologias robóticas e de automação pode ser utilizada

para auxiliar, intensificar, avaliar e documentar a reabilitação dos movimentos.

Com relação aos membros superiores, o paciente lesado medular pode interagir passiva ou ativamente com o robô. O membro superior é acoplado ao braço robótico (órtese dinâmica) e a terapia consiste nos movimentos assistidos de extensão e flexão do cotovelo e do ombro. No início, o robô requer do paciente a iniciação voluntária da atividade. O braço robótico pode aplicar, de forma precisa, níveis de força, velocidade, duração e repetição do movimento com padrão estereotipado. Ainda, pode oferecer reprodutibilidade nas sessões, além de terapia intensiva para reabilitação sensório-motora (VOLPE et. al., 2000).

Dessa forma, essa terapia é utilizada na neuro-reabilitação de pacientes com membros superiores paralisados devido às lesões no SNC ou SNP, como a lesão na medula espinhal. Os objetivos dessa terapia são a recuperação da função motora, a melhoria na coordenação dos movimentos, o aprendizado de novas estratégias de movimentação e a prevenção de complicações secundárias tais como atrofia muscular, osteoporose e espasticidade (RIENER; NEF; COLOMBO, 2005).

Além disso, os movimentos repetitivos proporcionados pela Terapia Assistida por Robô associados à estimulação do sistema somatosensorial (realizada com um estimulador elétrico de corrente constante) e à estimulação dos nervos periféricos podem induzir a neuroplasticidade cortical (HOFFMAN; FIELD-FOTE, 2007; BEEKHUIZEN; FIELD-FOTE, 2006; CONNOLLY et. al., 2006; CAI et. al., 2006; KREBS et. al., 2003; POPOVIC; POPOVIC; SINKJÆR, 2002).

A neuroplasticidade pode ocorrer em dois níveis: em circuitos pré-existentes pela modificação da intensidade das uniões sinápticas (plasticidade sináptica) ou pelos novos circuitos resultantes do crescimento ou da reorganização anatômica, incluindo o crescimento dos axônios e dendritos (plasticidade anatômica) (RAINETEAU; SCHWAB, 2001; KREBS et. al., 2003).

Nesse intuito, no *Arm Trainer* desenvolvido por Hesse et. al. (2003), o paciente tem os cotovelos flexionados em um ângulo de aproximadamente 90°. Cada mão segura em um manipulador que pode se mover em um grau de liberdade. Dois arranjos de manipuladores são disponíveis, um com eixo horizontal para

pronação/supinação do antebraço e outro com eixo vertical para os movimentos de extensão e flexão do cotovelo (Figura 42). Um painel mostra o número de ciclos de movimentos realizados, e sensores de força e posição são utilizados para habilitar diferentes modos de controle.

Figura 42. Arm Trainer (adaptado de Hesse et. al., 2003)

Já o *Mirror Image Movement Enhancer* (MIME) é um robô industrial de seis graus de liberdade que aplica forças na mão do paciente, enquanto esse segura duas manoplas conectadas ao manipulador (Figura 43). Nessa configuração, o antebraço pode ser movido para várias posições no espaço. A presença de sensores de força e posição permite a escolha dentre quatro diferentes modos de controle (LUM et. al., 2002).

Figura 43. MIME (adaptado de Lum et. al., 2002)

O *Neurorehabilitation Robot* (NeReBot) é um robô de três graus de liberdade que utiliza cabos para a reabilitação de membros superiores. Basicamente o robô é formado por um conjunto de três cabos independentemente controlados por três motores elétricos. Os cabos são conectados ao membro superior do paciente por meio de uma órtese e são suportados por uma estrutura localizada acima do paciente (Figura 44). Controlando o comprimento dos cabos, o tratamento, baseado em movimentos passivos ou ativos-assistidos, pode ser realizado em um amplo espaço tridimensional (ROSATI; GALLINA; MASIERO, 2007).

Figura 44. NeReBot (adaptado de Rosati, Gallina e Masiero, 2007)

O MIT-Manus é um sistema robótico para terapia em tarefas que envolvem manipulação de objetos, oferecendo movimentos bidimensionais para a mão do paciente (Figura 45). A transferência de forças e movimentos entre o paciente e o robô é feita por meio de manipuladores; sensores de força e de posição são utilizados para a realimentação do sistema de controle. Utilizando um módulo adicional, o MIT-Manus proporciona os movimentos em três graus de liberdade para o punho (HOGAN et. al., 1992; KREBS et. al., 2004).

Figura 45. MIT-Manus (adaptado de Krebs et. al., 2004)

Construído para a reabilitação de lesados medulares e pacientes que sofreram Acidente Vascular Cerebral (AVC), o ARMin é utilizado na terapia assistida por robô durante o treinamento de AVDs em clínicas, onde o robô é fixado à parede acima do paciente sentado em uma cadeira. A parte distal é caracterizada pela estrutura em exoesqueleto, com o braço do paciente localizado dentro de uma órtese (Figura 46). O ARMin apresenta seis graus de liberdade, permitindo os movimentos do ombro e de extensão e flexão do cotovelo, e é equipado com sensores de força e quatro sensores de posição, o que permite o trabalho em diferentes modos de controle (NEF et. al., 2006; RIENER; NEF; COLOMBO, 2005).

Figura 46. ARMin (adaptado de Nef et. al., 2006)

O *Assisted Rehabilitation and Measurement Guide* (ARMGuide) possui um motor e uma série de mecanismos que movimenta a mão do usuário ao longo de uma trajetória linear (Figura 47). Essa trajetória pode ser orientada de acordo com os ângulos de *yaw* e *pitch*, possibilitando o alcance de diferentes regiões no espaço de

trabalho. A parte do equipamento que atua no membro superior é composta por um suporte em forma de concha para o antebraço e por um cilindro de dois centímetros de diâmetro localizado de acordo com a palma da mão do paciente; correias são utilizadas para fixar o antebraço ao aparelho e para minimizar os movimentos do tronco durante as atividades de alcance (KAHN et. al., 2006).

Figura 47. ARMGuide (adaptado de Kahn et. al., 2006)

E, utilizando realidade virtual, o *Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton (T-WREX)* possui uma órtese que assiste os movimentos do membro superior em um amplo espaço de trabalho (Figura 48). Um sensor detecta a pressão empregada pela mão durante a preensão e um programa estimula atividades funcionais, como alcançar objetos em uma prateleira, quebrar ovos e limpar um fogão. O exoesqueleto robótico apresenta cinco graus de liberdade (SANCHEZ et. al. 2006).

Figura 48. T-WREX (adaptado de Sanchez et. al., 2006)

Assim, as órteses - como sistemas robóticos - representam uma importante alternativa no processo de reabilitação de pacientes que apresentam os membros superiores acometidos devido à lesão medular, tanto no auxílio para a realização dos movimentos, quanto em protocolos de terapia para a obtenção de melhorias no

desempenho de atividades funcionais.

4.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM) E SISTEMA HÍBRIDO

A EENM é um método de ativação neural que utiliza seqüências de pulsos elétricos curtos para gerar contração em músculos paralisados. Essa contração é alcançada por meio da indução artificial de corrente elétrica em NMIs intactos, utilizando eletrodos posicionados nas proximidades das fibras nervosas (Figura 49) (POPOVIC et. al., 2001a; PECKHAM; KNUTSON, 2005; HÉLIOT; AZEVEDO; ESPIAU, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Figura 49. Representação da EENM (adaptado de Low e Reed, 2001)

Assim, estímulos elétricos adequados podem provocar potenciais de ação nos axônios, e a força da contração muscular resultante pode ser controlada pelos parâmetros desse estímulo. A ativação elétrica artificial coordenada de vários músculos pode produzir um movimento funcional do membro (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

A EENM pode ser classificada como terapêutica ou funcional. Na EENM terapêutica, a estimulação é utilizada de forma repetitiva nos músculos paralisados como em um treinamento, buscando minimizar deficiências específicas, como a limitação dos movimentos, a fraqueza muscular, a espasticidade e a falta de condicionamento cardiovascular. Além disso, essa terapia tem o objetivo de melhorar as funções voluntárias por meio de mudanças fisiológicas induzidas que permanecem no organismo após o uso da estimulação. Embora a EENM terapêutica possa contribuir para o aperfeiçoamento funcional, ela não gera movimentos funcionais diretamente.

Já o objetivo da Estimulação Elétrica Funcional (EEF) é habilitar a função do membro, auxiliando o paciente na sua capacidade voluntária. Dessa forma, os estímulos são utilizados para ativar os músculos paralisados em uma seqüência determinada para ajudar na realização das AVDs, ou para assegurar a estabilidade de uma articulação buscando manter a integridade biomecânica do membro. Os dispositivos ou sistemas que fornecem EEF buscam substituir as funções neurológicas perdidas, e são chamados de neuropróteses (CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; CONNOLLY et. al., 2006; HÉLIOT; AZEVEDO; ESPIAU, 2007).

O sistema que combina uma órtese com o sistema de EENM é denominado sistema híbrido ou órtese híbrida (MUCCIO, ANDREWS e MARSOLAIS, 1989; HANDA, 1997; SNOEK et. al., 2000; PONS et.al., 2007b).

Para que a EENM seja eficaz, os NMIs devem estar intactos desde a coluna anterior da medula espinhal até as junções neuromusculares nos músculos a serem ativados, pois a geração e a propagação do potencial de ação ocorrem nos axônios (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Lesões do NMI impedem a aplicação da EENM, como em casos de poliomielite, de esclerose lateral amiotrófica, e de lesões de nervos periféricos. Além disso, a junção neuromuscular e o tecido muscular devem estar saudáveis para que a EENM seja eficaz, ou seja, o músculo não deve ser desnervado (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Assim, a aplicação clínica da EENM é indicada para os casos de lesões neurológicas envolvendo o NMS, tais como o AVC, as lesões cerebrais, a paralisia cerebral, a esclerose múltipla e a lesão medular, que atualmente é o foco principal da EENM (PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007).

4.2.1 Fisiologia Neuromuscular da EENM

Os pulsos elétricos que são aplicados nos nervos motores podem provocar potenciais de ação que se propagam ao longo dos axônios em direção ao músculo

alvo. Os potenciais de ação produzidos pela EENM são idênticos aos potenciais originados de forma fisiológica natural. O eletrodo de estimulação cria um campo elétrico localizado que despolariza a membrana celular dos neurônios. Se a despolarização atingir o limiar de disparo, o fluxo de íons de sódio a partir do espaço extracelular para o espaço intracelular produz um potencial de ação que se propaga em ambos os sentidos de direção a partir do local da estimulação. Esses potenciais são transmitidos através da junção neuromuscular causando a contração das fibras musculares. Para alcançar uma contração muscular sustentada e regular (tetanização), o sistema de EENM deve induzir pelo menos 20 potenciais de ação por segundo; caso contrário o músculo só apresentará espasmos isolados. O menor nível de carga elétrica necessária para gerar um potencial de ação é definido como limiar de estímulo. E como a carga diminui com o aumento da distância com relação à fonte de estímulos, os neurônios mais distantes do eletrodo estão sujeitos a não gerar o potencial de ação (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Em geral, os neurônios motores com axônio de maior diâmetro (que inervam as unidades motoras maiores compostas por fibras musculares do tipo II) são ativados com uma corrente elétrica de menor amplitude, ou seja, apresentam o limiar de estímulo menor que os neurônios motores com axônio de menor diâmetro, que são associados às unidades motoras menores com fibras tipo I. Isso ocorre porque o maior espaçamento entre os nódulos de Ranvier em axônios de maior diâmetro produz maior variação de tensão induzida na membrana celular. Dessa forma, as unidades motoras maiores são ativadas antes das unidades motoras menores.

Essa propriedade da EENM é conhecida como recrutamento reverso ou recrutamento não fisiológico, que é o oposto do princípio do tamanho fisiológico, no qual as unidades motoras menores são recrutadas inicialmente, seguidas pelas unidades motoras maiores (CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Assim, como as fibras tipo II fadigam mais rapidamente que as fibras tipo I, a

EENM contribui para o aumento da fadiga quando comparada a geração natural de estímulos, devido ao recrutamento reverso. Além disso, durante a EENM as unidades motoras são estimuladas de forma síncrona, ou seja, todas ao mesmo tempo, contrariando a alternância entre as unidades, como ocorre no sistema nervoso intacto (CHAE et. al. 2004; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Devido a essa sincronia, é necessária uma frequência de estímulos elevada (de 20 a 40 Hz) para alcançar contrações tetânicas utilizando a EENM, quando comparada à frequência de estímulos no recrutamento assíncrono feito pelo sistema nervoso (de 6 a 8 Hz) (Figura 50). Essa elevada frequência de estímulos é a principal causa da maior ocorrência de fadiga associada com as contrações musculares estimuladas artificialmente (LYNCH; POPOVIC, 2008).

Figura 50. Comparação entre a contração muscular obtida de forma natural (recrutamento assíncrono das unidades motoras) e a gerada por EENM (recrutamento síncrono das unidades motoras), com relação ao parâmetro frequência de estímulos (adaptado de Lynch e Popovic, 2008)

As aplicações de EENM para a função motora utilizam o princípio fundamental de ativação dos nervos ao invés dos músculos, pois o limiar para provocar potenciais de ação diretamente na fibra muscular é por volta de 100 a 1000 vezes maior que o limiar para a produção de potenciais nos neurônios. Embora os sistemas de EENM sejam freqüentemente descritos como envolvendo a estimulação de um músculo, tecnicamente tais sistemas estimulam o nervo ou o ponto motor do nervo que inerva o músculo, resultando na contração muscular.

O ponto motor é o local para a aplicação da EENM que produz a contração muscular mais intensa e isolada a partir do menor nível de intensidade de estimulação. Com relação ao músculo, o ponto motor geralmente localiza-se na junção do terço proximal com os dois terços distais do ventre muscular, próximo do local onde o nervo motor entra no músculo (LOW; REED, 2001; CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007).

4.2.2 Parâmetros e Sistemas para EENM

A EENM é aplicada como uma onda de pulsos de tensão ou de corrente elétricas, que é caracterizada pela frequência, amplitude e duração do pulso de estímulo. A intensidade da contração muscular é controlada pela variação desses parâmetros, ou seja, depende da intensidade e da frequência de estimulação. A intensidade de estimulação está relacionada ao total de carga elétrica transferida para o músculo; essa carga é uma função da frequência, da amplitude e da duração do pulso, bem como da forma da onda. Essas formas de onda são geralmente monofásicas ou bifásicas (POPOVIC et. al., 2001a; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Uma forma de onda monofásica consiste de uma repetição de pulso unidirecional (geralmente catódico). Já a forma de onda bifásica é constituída por uma repetição de pulso de corrente que tem uma fase catódica (negativa) seguida por uma fase anódica (positiva). A primeira fase, ou primária, provoca um potencial de ação nos axônios, e o pulso positivo secundário equilibra a carga do pulso primário (balanço de cargas). O objetivo do pulso secundário é reverter os processos eletroquímicos potencialmente prejudiciais que podem ocorrer na interface eletrodo-tecido durante o pulso primário, permitindo a estimulação neural sem causar danos aos tecidos (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Como a onda monofásica pode causar queimadura e danos aos tecidos devido ao processo galvânico, a maioria dos sistemas de EENM utiliza onda bifásica (POPOVIC et. al., 2001a).

O uso de cargas balanceadas é especialmente importante quando o eletrodo de estimulação é implantado. Também é importante utilizar os parâmetros de estimulação que são adequados para as dimensões e composição do material do eletrodo implantado. Esses parâmetros devem ser determinados de modo que a densidade de carga aplicada por fase permaneça dentro dos limites de segurança estabelecidos, impedindo assim mudanças eletroquímicas no material do eletrodo (corrosão ou dissolução dos íons metálicos) (CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON,

2005).

A frequência do estímulo mínima que gera uma resposta muscular permanente, conhecida como frequência de fusão, é de aproximadamente 12,5 Hz. O efeito acumulativo de estímulos repetidos em um curto período de tempo é conhecido como soma temporal. Se a frequência de pulsos é muito baixa, o músculo responde com uma série de contrações (abalos ou espasmos). Já os valores de frequências de estímulo elevados geram contrações musculares fortes, mas provocam fadiga muscular e rápido decréscimo na força de contração. Assim, as frequências de estimulação tipicamente utilizadas variam de 12 a 16 Hz para aplicações no membro superior e de 18 a 25 Hz para aplicações no membro inferior (a faixa de frequências para os sistemas de EENM é de 10 a 50 Hz). De forma geral, as frequências de estimulação de 12 a 15 Hz são as mínimas necessárias para que ocorra a soma das contrações, se o músculo estiver condicionado para contrações de longa duração. Um protocolo de exercícios com estimulação dos músculos com baixa frequência aumenta o tempo de contração e a resistência à fadiga das fibras musculares.

A contração muscular pode também ser intensificada pelo aumento do número de unidades motoras ativadas, no efeito conhecido como soma espacial. Esse efeito é alcançado pelo aumento da amplitude ou da duração do pulso de estímulo (geralmente 200 μ s), que aumenta efetivamente a carga elétrica aplicada, produzindo um campo elétrico maior e uma região de ativação mais ampla, de modo que mais axônios e unidades motoras sejam ativados. Na maioria das neuropróteses, a intensidade da contração muscular é controlada pela modulação da amplitude ou da duração do pulso; e a frequência de estimulação é ajustada em um valor constante, o qual é o menor possível para evitar a fadiga prematura do músculo (CHAE et. al. 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Além dos parâmetros da estimulação, fatores externos influenciam na geração da força muscular. Tais fatores são: movimentação do eletrodo com relação ao nervo alvo, as características de tensão/comprimento do músculo, alterações no momento do tendão como uma função do ângulo articular, e o volume de carga elétrica que

pode recrutar músculos além do músculo alvo (CHAE et. al. 2004; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Para a ativação elétrica do tecido neuromuscular são necessários pelo menos dois eletrodos para produzir um fluxo de corrente elétrica, os quais são posicionados em uma configuração monopolar ou bipolar. Em ambas as configurações, o eletrodo ativo (catodo) é posicionado próximo ao nervo periférico ou ao ponto motor a ser estimulado.

Na estimulação monopolar, o eletrodo de referência (anodo) – também chamado de eletrodo de retorno, indiferente ou dispersivo – é posicionado próximo a um tendão ou a fáscia. Já na estimulação bipolar, este eletrodo é posicionado próximo ao eletrodo ativo. E geralmente, o eletrodo de referência apresenta uma área de contato maior com relação ao eletrodo ativo.

Os sistemas multicanaís para estimulação monopolar utilizam apenas um eletrodo de referência para diversos eletrodos ativos, reduzindo o número de eletrodos e de cabos utilizados. Nos sistemas multicanaís para estimulação bipolar, cada eletrodo ativo possui um eletrodo de referência. Dessa forma, cada par de eletrodos produz um campo elétrico mais precisamente localizado, o que pode resultar em uma maior seletividade na ativação dos músculos (PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Para a aplicação da EENM são utilizados sistemas de superfície, subcutâneos ou implantados. E os eletrodos são divididos em três classes: eletrodos de superfície, eletrodos baseados no músculo (que compreende 2 tipos, intramuscular e epimisial) e eletrodos baseados no nervo (que compreende 3 tipos, epineural, intraneural e balonete). Os eletrodos baseados no músculo são inerentes a alta resistência elétrica e as fibras sensoriais da pele, o que reduz a corrente requerida e os torna mais tolerados que os eletrodos de superfície. Já os eletrodos baseados no nervo têm um contato mais restrito com as estruturas neurais e, portanto, necessitam de corrente elétrica ainda menor com relação aos eletrodos baseados no músculo (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al., 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Sistemas de superfície, também conhecidos como sistemas transcutâneos,

utilizam eletrodos de superfície posicionados sobre a pele que se conectam ao estimulador por meio de cabos externos. Nesse caso, o estimulador também apresenta sensores ou chaves que controlam a estimulação.

O eletrodo de superfície (ou transcutâneo) representa o tipo mais simples de eletrodo e apresenta-se em diversas formas e tamanhos, podendo ser auto-adesivo, o que o torna de fácil aplicação e remoção. Esse eletrodo é aplicado na superfície da pele, sobre o nervo periférico ou sobre o ponto motor do músculo a ser ativado (Figura 51).

Figura 51. Representação do sistema de superfície para EENM em uma configuração monopolar utilizando um canal de estimulação (adaptado de Peckham e Knutson, 2005)

A simplicidade tecnológica e o fato de não ser invasivo são as principais vantagens dos sistemas de superfície. Portanto, esses sistemas são facilmente aplicados em clínicas, sendo mais comumente utilizados para aplicações terapêuticas, como na geração de movimentos de preensão e marcha. Entretanto, a dificuldade em repetir o posicionamento correto do eletrodo para obter a resposta muscular desejada representa uma limitação desse tipo de sistema. Além disso, existe também a dificuldade na obtenção de contrações isoladas de músculos pequenos, e na ativação de músculos profundos.

Outras desvantagens dos sistemas de superfície são a possibilidade de (i) geração de sensação de dor causada pela ativação dos receptores de dor na pele devido à estimulação, (ii) diminuição da área de contato do eletrodo com a pele durante a movimentação dos membros, (iii) irritação da pele, e (iv) os fatores estéticos, como a presença de diversos cabos e de outros componentes do sistema. Além disso, o uso dos sistemas de superfície exige cuidado e freqüente exame da pele quando a estimulação está sendo aplicada em pacientes com perdas sensoriais, pois pode ocasionar queimadura no tecido se a densidade de corrente elétrica do

estímulo for muito alta (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al., 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Os sistemas subcutâneos, também conhecidos como sistemas percutâneos, utilizam eletrodos intramusculares (ou subcutâneos) que passam através da pele e são implantados, por meio de uma agulha hipodérmica, no músculo a ser ativado. Esses eletrodos geralmente apresentam-se como um fio enrolado de forma helicoidal no interior de um isolador, e o cabo desse eletrodo deixa o interior do corpo por meio de um conector localizado na superfície da pele; a partir daí faz-se a conexão com o estimulador (Figura 52). Portanto, a área da pele que abriga a interface desse sistema com o meio externo (área do conector) deve ser mantida limpa e seca para reduzir o risco de complicações (CHAE et. al., 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Figura 52. Representação do sistema subcutâneo para EENM em uma configuração monopolar utilizando um canal de estimulação (adaptado de Peckham e Knutson, 2005)

Para aplicações com eletrodos intramusculares, os parâmetros de estimulação incluem carga balanceada, pulsos bifásicos com amplitude de 20 mA e 200 μ s de duração, e frequências na faixa de 10 a 50 Hz (CHAE et. al., 2004; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Os eletrodos intramusculares podem ativar músculos profundos e/ou pequenos e de forma isolada (maior seletividade) e repetitiva; podem apresentar também menor probabilidade de causar dor durante a estimulação – devido ao seu posicionamento, não ativam as vias aferentes. Outra vantagem desses eletrodos é a eliminação da resistência da pele, o que resulta em uma redução na amplitude da corrente elétrica utilizada para a estimulação. Contudo existem os riscos associados ao deslocamento ou à ruptura do conector e do eletrodo, o que pode resultar em infecções causadas pela retenção de fragmentos. Além disso, a taxa de falha dos

eletrodos intramusculares varia entre 56% e 80%, o que limita o seu uso para um período inferior a 3 meses.

Os sistemas subcutâneos representam uma técnica minimamente invasiva na busca da restauração das contrações musculares funcionais, sem a necessidade de o paciente ser submetido a um procedimento cirúrgico, como ocorre no uso dos sistemas implantados.

Os sistemas implantados são projetados para uso prolongado e diferentemente dos outros sistemas, o estimulador e os eletrodos são implantados por meio de um procedimento cirúrgico, eliminando a presença de cabos e conectores através da pele. Além disso, uma elevada seletividade com relação aos músculos pode ser alcançada quando comparados aos sistemas de superfície.

Os eletrodos implantados incluem eletrodos epimisial, epineural, intraneural e balonete (*cuff*), e são ligados ao estimulador por conectores, o que permite a remoção cirúrgica e a substituição individual, caso necessário. Os estimuladores implantáveis são compatíveis com todos os tipos de eletrodos.

O eletrodo epimisial é implantado na superfície do músculo, sendo suturado diretamente no epimísio ou na fáscia do músculo alvo. Eles são especialmente utilizados para a ativação de músculos extensos, superficiais ou finos.

Eletrodos baseados no nervo são indicados de acordo com os requisitos de localização e recrutamento do músculo alvo.

O eletrodo epineural é suturado diretamente ao tecido conjuntivo próximo ao nervo. Já o eletrodo intraneural, que penetra nos fascículos, está atualmente limitado a aplicações em pesquisa.

O eletrodo balonete (*cuff*) engloba o tronco do nervo, sendo o mais aplicado para a estimulação direta do nervo (Figura 53). Esse eletrodo requer aproximadamente um décimo da corrente elétrica necessária para a estimulação intramuscular; na estimulação intramuscular, os eletrodos ficam distantes do ponto motor, o que exige maior corrente. Contudo, algumas complicações podem ocorrer devido ao uso desse tipo de eletrodo, como irritação na interface nervo-balonete e crescimento de tecido ao redor do eletrodo, resultando na compressão do nervo.

Figura 53. Eletrodo balonete (adaptado de Kirsch et. al., 2005)

Os eletrodos baseados no nervo são utilizados quando há uma grande dificuldade em acessar o músculo alvo diretamente, ou quando se deseja um recrutamento mais completo do músculo (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al., 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER; CHAE, 2007; LYNCH; POPOVIC, 2008).

Há uma série de questões relacionadas à biocompatibilidade e a segurança que envolve os eletrodos implantáveis utilizados nos sistemas de EENM. E para o desenvolvimento de um eletrodo ideal é necessária (i) a redução de problemas associados à quebra de eletrodos e de fios, e de complicações na interface nervo-eletrodo; (ii) a evolução no desenvolvimento de procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos; e (iii) a otimização dos parâmetros dos estímulos, para gerar uma força motora sustentada e previsível (SHEFFLER; CHAE, 2007).

O circuito eletrônico do estimulador implantável é geralmente blindado por uma cápsula de titânio que já funciona como eletrodo de referência. O estimulador é implantado no peito ou no abdômen, e recebe energia e informações de comando por rádio frequência de uma unidade de controle externa (UCE). Essa telemetria não requer cabos através da pele, mas necessita de uma antena ligada à UCE e colada na pele sobre o estimulador implantado (Figura 54) (CHAE et. al., 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Figura 54. Representação do sistema implantado para EENM em uma configuração monopolar utilizando um canal de estimulação e eletrodo epimisial (adaptado de Peckham e Knutson, 2005)

A UCE pode ser utilizada junto ao corpo ou na cadeira de rodas do paciente, e

possibilita o uso de transdutores externos e chaves. A UCE fornece energia para todo o sistema a partir de suas baterias recarregáveis, grava informações de realimentação a partir de sinais recebidos dos transdutores e dos nervos aferentes, e produz sinais de controle que são transmitidos ao estimulador implantado. Dessa forma, a UCE pode ser programada para estímulos e parâmetros de controle de cada paciente individualmente (CHAE et. al., 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Os estimuladores elétricos utilizados para EENM são fontes de tensão elétrica ou fontes de corrente elétrica, ou seja, regulam a tensão ou a corrente, respectivamente.

Como fonte de tensão, o estimulador apresenta em sua saída uma tensão elétrica constante, assim a amplitude da corrente elétrica descarregada no paciente depende da impedância (resistência) da interface eletrodo-tecido. Utilizando eletrodos de superfície, cuja área de contato geralmente não é constante, a impedância nessa interface aumenta com a diminuição do contato do eletrodo com a pele, o que resulta em uma diminuição na amplitude da corrente elétrica provida pelo estimulador, minimizando os riscos de queimaduras na pele. Os danos nos tecidos estão relacionados à carga elétrica por unidade de área estimulada (corrente elétrica é a carga proporcionada por unidade de tempo), e não à amplitude da tensão elétrica do estímulo.

Dessa forma, os estimuladores como fonte de tensão são utilizados freqüentemente nas aplicações que envolvem a estimulação elétrica por eletrodos de superfície (transcutânea). Embora mais seguro, esse estimulador fornece cargas variáveis, o que influencia na resposta motora dos músculos.

No estimulador elétrico construído como uma fonte de corrente, a corrente elétrica é diretamente controlada, não sendo afetada pela variação da impedância na interface eletrodo-tecido, o que garante uma quantidade de carga estável por estímulo. Devido a esse controle direto da carga, essa estimulação é comumente utilizada com eletrodos implantados, para os quais a área de contato é considerada constante, e apresenta maior probabilidade de obtenção de repetibilidade nas respostas musculares (CHAE et. al., 2004; PECKHAM; KNUTSON, 2005; SHEFFLER;

CHAE, 2007).

4.2.3 Aplicações Clínicas para Funções Motoras do Membro Superior

Para os pacientes tetraplégicos, as funções da mão são as mais importantes no que diz respeito à independência nas AVDs. Nesse contexto, a EENM vem sendo utilizada para gerar preensão em indivíduos com lesão medular nos níveis C5 e C6. E, além da preensão, o controle da articulação do cotovelo e a estabilidade do ombro devem ser proporcionados pela EENM – ou por meio cirúrgico ou mecânico – nos pacientes que apresentam nível de lesão C4. Já para os pacientes com nível de lesão C7 e C8, a EENM representa uma alternativa para o tratamento baseado na transferência de tendões.

Os objetivos principais na aplicação da EENM para melhorar a função da mão em pacientes tetraplégicos são gerar uma preensão de força de longa duração e confiável ou preensão em pinça suave que é utilizada para manipular objetos pequenos. Independentemente da estratégia utilizada, é essencial que a preensão possa ser facilmente controlada pelo paciente, bem como a força aplicada. Esse controle pode ser feito de forma voluntária por meio da musculatura preservada do paciente (movimento articular, sinal mioelétrico e respiração) ou de comandos por voz (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al., 2004).

Para auxiliar a função da mão, o sistema de EENM não deve interferir nos movimentos preservados do membro superior do paciente, tais como a extensão do punho, que gera a preensão por tenodese, e a capacidade de posicionar o membro superior no local desejado. Além disso, os movimentos gerados pela EENM devem ser realizados de forma semelhante à fisiológica, não se opondo aos movimentos articulares naturais, e respeitando a anatomia do osso e a composição dos tecidos moles (POPOVIC et. al., 2001a).

O alcance da estabilidade neurológica determina o período após a lesão para que a EENM possa ser aplicada. Além disso, as contraturas articulares devem ser corrigidas e a espasticidade deve estar controlada para que a EENM seja aplicada

(CHAE et. al., 2004).

A indicação para a aplicação da EENM para a geração de preensão não depende apenas do nível neurológico da lesão, mas também das necessidades específicas de cada paciente. Dessa forma, as estratégias de preensão por EENM devem ser avaliadas para que a mais funcional seja aplicada ao paciente. E geralmente, os pacientes utilizam a EENM em atividades como alimentação, higiene pessoal, escrita e trabalho de escritório (POPOVIC et. al., 2001a; CHAE et. al., 2004).

Nesse intuito, Castro e Cliquet Jr. (2000a) criaram o sistema para preensão artificial que utiliza um estimulador de 8 canais controlado por computador. Esse sistema possibilita a programação de seqüências de estimulação por meio da escolha do número de canais que são utilizados, e da determinação do período de tempo no qual cada canal estará ativo. Assim, é possível estabelecer seqüências ordenadas para a ativação dos músculos, gerando as preensões lateral, palmar e de força. Utilizando eletrodos de superfície e operando em malha aberta, o sistema auxiliou os pacientes tetraplégicos na manipulação de objetos utilizados nas AVDs, o que permite atividades como alimentação, escrita e digitação (Figura 55).

Figura 55. Preensões geradas pelo sistema possibilitando a execução de AVDs (adaptado de Castro e Cliquet Jr., 2000a)

A neuroprótese C4 Beer Sheva utiliza um controlador multi-parâmetros em malha fechada e acionado por voz para restaurar a habilidade de escrever nos lesados medulares nível C4. Para a realimentação do sistema, é feita a aquisição dos valores (i) da força que está sendo aplicada durante a preensão, (ii) das forças de contato axial e lateral empregadas pela caneta no papel e (iii) da posição do membro superior. Nessa neuroprótese, o membro superior do paciente é sustentado por um apoio mecânico fixado à cadeira de rodas, que permite movimentos limitados da mão no plano horizontal. Os movimentos de preensão, flexão do punho e extensão do

cotovelo são gerados pela EENM aplicada por 12 eletrodos de superfície posicionados no braço, antebraço e mão. Uma caneta instrumentada com três sensores de força possibilita a realimentação das forças aplicadas, e um potenciômetro determina a posição angular do cotovelo (NATHAN, 2005).

O sistema híbrido Handmaster foi desenvolvido para auxiliar os lesados medulares com nível de lesão C5 e os pacientes que sofreram AVC, nos movimentos de preensão. O sistema é formado por uma órtese equipada com 5 eletrodos de superfície e por uma UCE. A órtese é fixada no antebraço e apresenta uma alça articulada, permitindo a extensão do punho; ao mesmo tempo, a órtese posiciona os eletrodos sobre a eminência tenar e o ponto motor dos músculos flexor superficial dos dedos, extensor curto do polegar, extensor longo do polegar e extensor comum dos dedos. A UCE oferece 3 modos de exercício, que produzem a estimulação repetitiva buscando melhorias na força e no condicionamento muscular, e 2 modos de preensão que fornecem padrões de estimulação para a realização da preensão palmar ou da preensão em chave. E utilizando o sistema, os pacientes estão capacitados para realizar tarefas como abrir garrafa, fazer a barba, colocar meias e manipular um martelo (SNOEK et. al., 2000; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Figura 56. Sistema híbrido Handmaster (adaptado de Snoek et. al., 2000, e de Sheffler e Chae, 2007)

A neuroprótese NEC FESMATE 1000 utiliza até 30 eletrodos intramusculares e um estimulador micro controlado para gerar os movimentos de alcance e preensão. Nesse sistema subcutâneo, os eletrodos possuem um formato helicoidal e são fabricados a partir de um feixe de fios de aço revestido com Teflon (polímero Politetrafluoretileno). Os eletrodos são implantados através de uma agulha, sem a necessidade de um procedimento cirúrgico. E a abertura e o fechamento da mão são

controlados por uma chave acionada pelo braço oposto ou pela respiração, utilizando controle por sopro (HANDA et. al. 1989; OKUBO; HOSHIMIYA; HANDA, 1989; HANDA, 1997; SHEFFLER; CHAE, 2007).

E a neuroprótese em desenvolvimento por Kirsch et. al. (2005) é um sistema implantado que busca a reabilitação das funções motoras do membro superior dos tetraplégicos com nível de lesão C3 ou C4, os quais apresentam paralisia completa abaixo do pescoço. Nessa neuroprótese serão utilizados 24 canais de estimulação com eletrodos baseados no músculo para a ativação dos músculos da mão, e com eletrodos balonetes para a ativação dos músculos do ombro e do cotovelo. Os 2 estimuladores implantados recebem amostras de sinais mioelétricos dos músculos do pescoço e da face, e esses sinais associados com as informações sobre a orientação da cabeça e do braço possibilitam o controle do sistema pelo paciente.

Figura 57. Neuroprótese implantada para tetraplegia (adaptado de Kirsch et. al., 2005)

Assim, os sistemas de EENM desenvolvidos oferecem uma alternativa de reabilitação que pode possibilitar maior independência aos lesados medulares.

CAPÍTULO 5 – O DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA HÍBRIDO

Este capítulo descreve as etapas e mostra o resultado do desenvolvimento do Sistema Híbrido. O sistema desenvolvido é composto por uma Órtese Dinâmica para Cotovelo utilizada em conjunto com um Sistema de EENM Portátil, e por uma Luva Instrumentada. A órtese auxilia/gera os movimentos de extensão e flexão do cotovelo, permitindo a sustentação do antebraço em qualquer posição intermediária entre a extensão total e a flexão total do cotovelo. Já a luva é responsável pela realimentação sensorial de força durante a realização da preensão de objetos. E o sistema de EENM é responsável pelos estímulos para a geração da preensão.

O Módulo de Controle do Sistema Híbrido converte os comandos de voz do usuário em sinais elétricos que agem no sistema de EENM e nos módulos de acionamento e seleção de velocidade da órtese. Esses dispositivos em conjunto com o usuário caracterizam o sistema em malha fechada (Figura 58) (VAROTO; BARBARINI; CLIQUET Jr., 2008).

Figura 58. Sistema Híbrido desenvolvido - malha fechada

5.1 MÓDULO DE CONTROLE

O circuito eletrônico do Módulo de Controle é responsável pelo reconhecimento do padrão de voz do usuário, quando esse ordena uma função por meio de uma palavra chave, e pela emissão de um sinal elétrico para os demais circuitos. Assim, o usuário tem o controle voluntário dos movimentos da órtese por meio da voz, acionando as funções de movimento (que resultam nos movimentos de flexão, extensão e parada do antebraço do usuário) e de escolha do nível de velocidade de funcionamento. Além disso, o usuário controla também as funções do Sistema de EENM Portátil, iniciando e interrompendo a EENM, e determinando o nível de intensidade da estimulação.

Esse circuito de controle por comando por voz foi implementado a partir do kit comercial denominado Voice Direct 364 (Sensory, Inc., Sunnyvale, CA, USA). Esse sistema realiza o reconhecimento de uma palavra dita por uma pessoa comparando-a em tempo real com padrões previamente treinados. O padrão gerado pelo Voice Direct 364 está baseado na reconstrução digital do comando por voz. Cada palavra a ser reconhecida deve ser previamente treinada. Durante o treinamento, o Voice Direct 364 constrói um modelo que representa o padrão de som único do locutor para cada palavra específica ou frase a ser reconhecida. Os padrões são armazenados em uma memória apagável consecutiva (EEPROM). Durante o reconhecimento é produzido um novo modelo que é comparado aos padrões armazenados para determinar qual palavra foi dita. Assim, o Voice Direct 364 executa as seguintes operações no processo de reconhecimento de uma palavra:

- 1) O sinal de áudio (palavra dita) é amplificado e filtrado, e então passado para as entradas analógicas do Voice Direct 364 que converte as formas de onda analógicas em amostras digitais;

- 2) O Voice Direct 364 analisa as amostras de sinais da fala e gera um padrão de informação que representa elementos significativos da fala;

- 3) O Voice Direct 364 aumenta ou diminui o ganho do amplificador buscando manter a qualidade do sinal;

- 4) Utilizando uma rede neural, a palavra é comparada com padrões previamente armazenados. Alguns padrões são selecionados;

5) Os padrões são processados para determinar o único deles que apresenta a melhor semelhança com a palavra desconhecida.

6) Se o padrão mais semelhante apresenta um valor acima de um limiar pré-definido, o Voice Direct 364 escolhe a palavra associada com aquele padrão. Se nenhum padrão apresenta uma semelhança acima do limiar, um valor especial de "nenhuma semelhança" é escolhido.

Os passos de 1 a 3 acima são repetidos para cada palavra durante o treino. Com o intuito de melhorar a precisão, o Voice Direct 364 armazena a média entre dois padrões de treinamento para cada palavra. Antes de armazenar um novo padrão, esse é comparado com os modelos já existentes na memória (SENSORY, INC., 2000).

Para a aplicação no Sistema Híbrido, o Voice Direct 364 foi configurado no modo *"Multi-word Continuous Listening"*. Esse modo comporta até 15 palavras de comando divididas em 3 grupos, ou seja, inicialmente são gravadas 3 palavras-mestre quaisquer, e para cada uma dessas podem ser gravadas até 5 palavras-escrava de comando. Então, desde que alimentado, o sistema permanece em espera até que uma palavra-mestre seja dita no microfone. Ocorrendo o reconhecimento dessa palavra, o LED do circuito pisca indicando que o sistema está esperando a palavra-escrava. Quando a palavra-escrava é dita, ocorre a confirmação do reconhecimento por meio do alto-falante, e o sinal elétrico é liberado pela saída pré-definida da placa do Voice Direct 364. Dessa forma, foram utilizadas 5 palavras-escrava para cada uma das duas palavras-mestre.

Para o interfaceamento entre o circuito do Módulo de Controle por comando por voz e os demais circuitos foram utilizados transistores e relés de duplo contato e de contato simples. Contudo, o sinal do Módulo de Controle não possui potência suficiente para chavear os relés, daí a utilização dos transistores (Figura 59).

Figura 59. Módulo de Controle

As palavras de comando treinadas e a sequência de treinamento estão mostradas na Tabela 2.

Tabela 2. Palavras de comando

Palavras-mestre		Palavras-escrava	
1	Mão	1.1	Pega
		1.2	Menos
		1.3	Pára
		1.4	Solta
		1.5	Mais
2	Braço	2.1	Pára
		2.2	Estende
		2.3	Flexão
		2.4	Mais
		2.5	Menos

E a função realizada por cada uma dessas palavras é a seguinte:

1) Mão: determina que o dispositivo Sistema de EENM Portátil será utilizado, deixando o Módulo de Controle em modo de espera pela próxima palavra referente a uma função específica do estimulador;

1.1) Pega: inicia a EENM;

1.2) Menos: diminui o nível de intensidade da EENM, por meio da diminuição da amplitude do sinal aplicado;

1.3) Pára: interrompe a EENM e determina o nível zero de intensidade de aplicação;

1.4) Solta: interrompe a EENM;

1.5) Mais: aumenta o nível de intensidade da EENM, por meio do aumento da amplitude do sinal aplicado.

2) Braço: determina que o dispositivo Órtese Dinâmica para Cotovelo será utilizado, deixando o Módulo de Controle em modo de espera pela próxima palavra referente a uma função específica da órtese;

2.1) Pára: interrompe o movimento de rotação da órtese;

2.2) Estende: aciona a órtese no sentido de gerar a extensão do cotovelo;

2.3) Flexão: aciona a órtese no sentido de gerar a flexão do cotovelo;

2.4) Mais: aumenta a velocidade do movimento de rotação da órtese;

2.5) Menos: diminui a velocidade do movimento de rotação da órtese.

Vale ressaltar que as funções já estão pré-determinadas e não podem ser alteradas, mas as palavras de comando podem ser substituídas em qualquer ocasião, desde que sejam previamente treinadas.

5.2 ÓRTESE DINÂMICA PARA COTOVELO

5.2.1 Estrutura Mecânica

De acordo com as funções da órtese, além de movimentação, o mecanismo deve promover a sustentação do antebraço. Essa condição foi fundamental para a determinação do método de transmissão do movimento entre o atuador e o membro. O método apropriado e utilizado foi um redutor de eixos cruzados com transmissão por parafuso cilíndrico sem-fim e coroa globóide. Essa associação permite apenas a transmissão da rotação do parafuso sem-fim para a coroa (e não o inverso), o que possibilita o posicionamento e manutenção do antebraço em uma posição desejada, sem a necessidade do funcionamento contínuo do atuador. Podem ser citadas também outras características importantes dessa transmissão: permitem altos valores de relação de transmissão, alto rendimento, altas potências e baixas rotações (NIEMANN, 1995; LIMA et. al., 2004).

Diante da determinação do método de transmissão do movimento, foi elaborado o primeiro desenho da órtese, visando definir os aspectos construtivos e características gerais do mecanismo, como os locais de fixação no membro superior, o posicionamento do atuador e do sistema de transmissão de movimento (Figura 60).

Figura 60. Desenho inicial da órtese

Para o dimensionamento do atuador, foi necessário o conhecimento das medidas antropométricas do membro superior, como os valores da massa e da posição do centro de massa do segmento antebraço-mão.

De acordo com Grimm (2000), os valores médios encontrados para massa e posição do centro de massa do segmento antebraço-mão foram respectivamente de 2 kg e 0,15 m a partir do epicôndilo lateral na articulação do cotovelo.

Com esses dados, foi possível a determinação do valor do momento mínimo (Equação 1) que deveria ser disponibilizado pelo mecanismo responsável pela movimentação (TIPLER, 2000).

$$\vec{T} = (m * \vec{g}) \times \vec{d} \quad (1)$$

Onde:

$\vec{T}$ = Momento Aplicado [Nm];

m = Massa [kg];

$\vec{g}$ = Aceleração Gravitacional [m/s^2];

$\vec{d}$ = Distância [m].

Dessa forma, o valor encontrado foi de 3,0 Nm. Esse momento resulta em um movimento uniforme de rotação.

A partir dos parâmetros descritos anteriormente, a opção de atuador mais apropriada foi um motor DC Maxon RE Ø 25 mm 118741 (Maxon Motor AG, Sachseln,

Switzerland) associado ao redutor Maxon Planetary Gearhead $\varnothing$ 26 mm 110398 (Maxon Motor AG, Sachseln, Switzerland); dispositivos que já estavam disponíveis no LABCIBER (Figura 61 e 62).

Figura 61. Motor DC Maxon RE $\varnothing$ 25 mm 118741

Figura 62. Redutor Maxon Planetary Gearhead $\varnothing$ 26 mm 110398

Esse conjunto formado pelo motor e pelo redutor Maxon proporciona ao sistema um valor de corrente elétrica de trabalho reduzido quando comparado a outros motores DC convencionais. E a esse conjunto, seria acoplado o redutor de eixos cruzados com transmissão do tipo parafuso cilíndrico sem-fim e coroa globóide, com uma relação de transmissão igual a 74, proporcionando robustez quanto à solicitação de momento (Figura 63).

Figura 63. Redutor de eixos cruzados

Nessa configuração, ambos os redutores contribuem para que o eixo de saída disponibilize 133 Nm de momento e apresente a velocidade igual a 0,43 rpm ($2,58^\circ/\text{s}$) (Figura 64) (MAXON MOTOR, 1999).

Figura 64. Diagrama de blocos da relação entre a velocidade e o momento para o acoplamento dos redutores e do motor

Nessa configuração, o conjunto oferecia um valor de momento muito acima do necessário para essa aplicação (de acordo com o cálculo anterior). Por outro lado, o valor de velocidade estava abaixo do adequado para os movimentos de flexão e extensão do cotovelo, já que a velocidade no eixo de saída do redutor de eixos cruzados representa a velocidade do antebraço com relação ao braço nos movimentos de flexão e extensão do cotovelo.

Então, foi desenvolvida uma caixa de transmissão de eixos paralelos para adequar esses valores. Essa caixa deveria ser acoplada entre o redutor de eixos paralelos e o redutor de eixos cruzados. Dessa forma, de acordo com o desenho inicial da órtese, o dispositivo a ser fixado no membro superior do usuário alcançaria um valor de massa igual a 1,567 kg.

Assim, foi adotada uma nova configuração para a órtese, a qual reduziu o número de componentes acoplados ao usuário. Nessa configuração, o motor, o redutor de eixos paralelos e a caixa de transmissão ficam fixados na manopla da cadeira de rodas, já que todos os pacientes que apresentam o nível de lesão adequado para a utilização da órtese são usuários de cadeira de rodas. Essa fixação foi feita por um grampo projetado especificamente para cadeiras que tenham manopla com diâmetro entre 20 e 40 mm.

O dimensionamento da caixa de transmissão foi elaborado considerando um volume compatível com o da manopla da cadeira - local onde seria fixada - e uma velocidade máxima adequada para os movimentos de extensão e flexão do cotovelo. O dimensionamento foi da seguinte forma (CASILLAS, 1963):

Dados pré-estabelecidos:

- Relação de transmissão (i): $i = 7$;
- Módulo da coroa (m): $m = 1 \text{ mm}$;
- Diâmetro primitivo (D_p) da coroa (D_{pc}): $D_{pc} = 42 \text{ mm}$.

A equação 2 mostra a relação entre os diâmetros e o número de dentes da coroa e do pinhão e a relação de transmissão:

$$i = \frac{D_{pc}}{D_{pp}} = \frac{Z_c}{Z_p} \quad (2)$$

Onde:

D_{pp} = Diâmetro primitivo do pinhão [mm];

Z_c = Número de dentes da coroa;

Z_p = Número de dentes do pinhão.

Dessa forma, temos:

- Módulo do pinhão (m): $m = 1 \text{ mm}$;
- Diâmetro primitivo (D_p) do pinhão (D_{pp}): $D_{pp} = 6 \text{ mm}$.

E, valendo as designações indicadas na figura 65, temos:

Figura 65. Designações para o engrenamento (adaptado de Casillas, 1963)

- Passo (P):

$$P = m * \pi \quad \therefore \quad P = 3,142 \text{ mm};$$

- Ângulo de pressão (β):

$$\beta = 20^\circ;$$

- Altura total do dente (H):

$$H = 2,166 * m \quad \therefore \quad H = 2,166 \text{ mm};$$

- Espessura do dente (E):

$$E = 1,57 * m \quad \therefore \quad E = 1,57 \text{ mm};$$

- Altura da cabeça do dente (L):

$$L = m \quad \therefore \quad L = 1$$

- Altura da raiz do dente (l):

$$l = 1,166 * m \quad \therefore \quad l = 1,166 \text{ mm}$$

- Espessura da engrenagem (B):

$$B = 6 * m \sim 10 * m \quad \therefore \quad B_c = 8 \text{ mm}, B_p = 10 \text{ mm};$$

- Diâmetro externo (D_e):

$$D_e = D_p + 2 * m \quad \therefore \quad D_{ec} = 44 \text{ mm}, D_{ep} = 8 \text{ mm}$$

- Número de dentes (Z):

$$Z = \frac{D_p}{m} \quad \therefore \quad Z_c = 42, Z_p = 6$$

- Raio da raiz do dente (R):

$$R = \frac{D_p - 2,166 * m}{2} \quad \therefore \quad R_c = 19,917 \text{ mm}, R_p = 1,917 \text{ mm};$$

- Distância entre os eixos (A):

$$A = \frac{D_{pc} + D_{pp}}{2} \quad \therefore \quad 24 \text{ mm}.$$

De acordo com as dimensões dos elementos do engrenamento, foi possível o dimensionamento dos eixos de entrada e de saída, bem como a determinação dos rolamentos que foram utilizados.

Assim, o conjunto formado pelo motor, redutor de eixos paralelos, caixa de transmissão e redutor de eixos cruzados pode proporcionar o momento máximo (T) de 19 Nm e a velocidade (n) de 3,0 rpm ($18^\circ/\text{s}$), como mostrados no diagrama de blocos a seguir (Figura 66) (MAXON MOTOR, 1999).

Figura 66. Diagrama de blocos da relação entre a velocidade e o momento para o acoplamento dos redutores, da caixa de transmissão e do motor

A configuração final da Órtese Dinâmica para Cotovelo está representada na figura 67, elaborada a partir dos desenhos em três dimensões da órtese. A

transmissão do movimento entre os elementos fixados na cadeira de rodas e os elementos fixados no paciente é feita por meio de um cabo de aço.

Figura 67. Configuração final da Órtese Dinâmica para Cotovelo

Nessa configuração, a órtese apresenta 5 graus de liberdade (GDLs), sendo um deles para o movimento ativo que proporciona os movimentos de extensão e flexão do cotovelo, e os demais para os movimentos passivos que aumentam a adaptabilidade da órtese ao membro superior direito do usuário (não impondo restrições aos possíveis movimentos preservados após a lesão) (Figura 68).

Figura 68. Graus de liberdade da Órtese Dinâmica para Cotovelo

Na etapa seguinte, ocorreu a montagem das peças usinadas da caixa de transmissão (Figura 69).

Figura 69. Caixa de transmissão de eixos paralelos

A conformação da abraçadeira do braço e da abraçadeira do antebraço foi feita na Unidade de Órteses e Próteses do Hospital das Clínicas da UNICAMP, comandada pelo Dr. Michael Davitt, o qual conformou as abraçadeiras em polipropileno pelo processo de Vácuoforme (Figura 70). Os rasgos laterais foram feitos para permitir a passagem dos cabos dos eletrodos utilizados para a EENM.

Figura 70. Abraçadeiras do antebraço e do braço

O braço telescópico da órtese é fundamental para compensar o desalinhamento do eixo de rotação do redutor de eixos cruzados com relação ao eixo anatômico da articulação do cotovelo. Assim, o deslizamento ocorre entre o êmbolo e a camisa do sistema em um curso de até 38 mm, permitindo que a abraçadeira fique imóvel com relação ao antebraço. Além disso, as furações no êmbolo possibilitam a escolha da posição mais adequada para o travamento da abraçadeira do antebraço (Figura 71).

Figura 71. Braço telescópico

Em seguida, as demais peças foram usinadas, como ilustra a figura 72.

Figura 72. Exemplos de peças usinadas

E, visando à segurança do paciente, fins de curso mecânicos foram implantados na órtese. Os fins de curso mecânicos são dois pinos fabricados em alumínio que foram fixados na caixa do redutor de eixos cruzados, por meio de parafusos prisioneiros, de tal forma que na ocorrência de uma falha dos fins de curso eletrônicos, eles bloqueiam o movimento do braço telescópico (Figura 73).

Figura 73. Fins de curso

Na etapa final, ocorreu o processo de montagem da órtese (Figura 74). E a figura 75 mostra a estrutura mecânica finalizada da Órtese Dinâmica para Cotovelo.

Figura 74. Montagem da órtese

Figura 75. Estrutura mecânica da Órtese Dinâmica para Cotovelo

Com a estrutura mecânica finalizada, a Órtese Dinâmica para Cotovelo é fixada na cadeira de rodas e no paciente. E nessa configuração, a órtese apresenta uma massa de 2,22 kg, mas apenas 0,65 kg desse valor ficam fixados no usuário (Figura 76).

Figura 76. Órtese Dinâmica para Cotovelo, fixação na cadeira de rodas e no paciente

5.2.2 Circuito Eletrônico

O circuito eletrônico da Órtese Dinâmica para Cotovelo é formado por 3 circuitos interligados, denominados: Circuito de Acionamento, Circuito de Seleção de Velocidade e Circuito dos Fins de Curso.

A função do Circuito de Acionamento é determinar o estado de rotação do motor da órtese, ou seja, ligar, desligar e oferecer os dois sentidos de rotação do

motor. Esse circuito foi baseado em lógica digital, utilizando os circuitos integrados MC14011BPC, que reúne 4 portas lógicas NAND, e o NE556, composto por 2 temporizadores bipolares NE555.

Então, para cada uma das 4 funções do motor foi designada uma chave *pushbutton* normalmente aberta. O interfaceamento do motor a ser acionado com o Circuito de Acionamento foi feito com 2 relés de duplo contato, cujos terminais de cada uma das bobinas foram conectados às saídas do NE556, de tal forma que quando uma das saídas apresentasse nível lógico alto (NLA), a outra apresentaria nível lógico baixo (NLB) e vice-versa. A utilização de relés ocorreu devido à necessidade de maior potência para o motor com relação ao restante do circuito. Se o motor fosse conectado diretamente ao NE556, certamente a potência exigida pelo motor danificaria o restante do circuito.

Esse circuito foi implementado na placa de circuito impresso para protótipos, e a figura 77 mostra o Módulo de Acionamento da órtese.

Figura 77. Módulo de Acionamento

O Circuito dos Fins de Curso foi projetado visando à segurança do usuário da Órtese Dinâmica para Cotovelo. Ele limita o curso rotacional do Braço Telescópico – que conduz o antebraço do usuário – em 120° por meio da utilização de 2 chaves (ou sensores) *reed*, uma para limitar o movimento de extensão e a outra para limitar o movimento de flexão.

A chave *reed* é composta por duas lâminas metálicas distantes por 0,3 mm encapsuladas em acrílico. Quando submetida a um campo magnético, ocorre o contato entre as duas lâminas.

As duas chaves foram posicionadas na superfície da caixa do redutor de eixos cruzados, e um pequeno ímã foi fixado na superfície interna da articulação do Braço Telescópico (Figura 78). Assim, quando o Braço Telescópico realiza o movimento de flexão total, o ímã atinge uma das chaves (fim de curso da flexão) o que faz o motor inverter o sentido de rotação, realizando o movimento de extensão. Para o movimento de extensão total, o ímã atinge a segunda chave (fim de curso da extensão) o que faz o motor inverter o sentido de rotação, realizando o movimento de flexão.

Figura 78. Chaves *reed* na caixa do redutor de eixos cruzados

A figura 79 mostra a ação dos fins de curso para os movimentos de extensão e flexão do cotovelo, nos quais o antebraço é conduzido pelo braço telescópico da órtese. A primeira linha mostra o posicionamento do braço telescópico quando os fins de curso eletrônicos (chaves *reed*) são acionados. Já a segunda linha mostra esse posicionamento no caso de falha dos fins de curso eletrônicos; assim os fins de curso mecânicos bloqueiam o movimento.

Figura 79. Ação dos fins de curso nos movimentos de extensão e flexão

O Circuito de Seleção de Velocidade é formado pelos circuitos integrados contador crescente e decrescente CD4510, controlador de *display* de 7 segmentos CD4511, demultiplexador de 8 canais CD4051 e pelas portas lógicas *NAND*, *AND* e *OR*. As chaves *pushbutton* normalmente abertas são utilizadas para aumentar ou diminuir a velocidade do motor da órtese em 5 níveis, que são mostrados em um *display* de 7 segmentos.

De forma semelhante ao Circuito de Acionamento, o Circuito de Seleção de Velocidade foi montado na placa de circuito impresso para protótipos, e a figura 80 mostra o Módulo de Seleção de Velocidade.

Figura 80. Módulo de Seleção de Velocidade

5.2.3 Suporte para o Eletrogoniômetro

Para a Órtese Dinâmica para Cotovelo foram projetados e construídos dois suportes que possibilitam a fixação do Eletrogoniômetro com Fibra Óptica Shape Sensor S700 Joint Angle (Measurand, Inc., Fredericton, NB, Canada) (utilizado na análise cinemática) na estrutura da órtese. Um dos suportes é acoplado no Suporte para Abraçadeira do Braço, enquanto o outro é fixado no Braço Telescópico, e ambos estão representados na figura 81.

Figura 81. Suportes para o eletrogoniômetro, partes: Braço Telescópico e Suporte para Abraçadeira do Braço

Da mesma forma que para a órtese, os suportes foram construídos de materiais que possuem um valor de densidade reduzido, mas que apresentam a resistência necessária aos esforços de flexão e torção.

A figura 82 mostra os suportes para o eletrogoniômetro. Esses suportes possibilitam a fixação do eletrogoniômetro à órtese, permitindo assim a mensuração da variação angular da articulação do cotovelo do usuário da órtese (Figura 83).

Figura 82. Suporte para o eletrogoniômetro, fixação no braço telescópico e no suporte para abraçadeira do braço

Figura 83. Órtese equipada com o eletrogoniômetro

5.2.4 Testes

O primeiro teste, realizado em bancada, teve como objetivos:

- 1) Verificar o comportamento da estrutura da órtese com relação a esforços de flexão e torção;
- 2) Verificar a capacidade do atuador em disponibilizar o momento suficiente para elevar um corpo de prova;
- 3) Avaliar o funcionamento do circuito eletrônico.

Para isso, a órtese foi fixada à bancada por um grampo, e nessa configuração 10 corpos de prova de 1 kg a 10 kg de massa foram fixados, um de cada vez, no êmbolo do braço telescópico em uma posição semelhante a do centro de massa do antebraço (aproximadamente 0,15 m com relação ao eixo principal) quando esse estivesse acoplado à órtese. Assim, a órtese foi acionada pelas chaves (Módulo de Acionamento) e também pelo comando por voz (Módulo de Controle) realizando uma série de rotações em ambos os sentidos, com paradas intermediárias e inversões de sentido de rotação feitas pelos fins de curso.

Em seguida, ocorreu o teste com indivíduo saudável, o qual teve por objetivo analisar as funções reais da órtese, ou seja, sustentação do antebraço e movimento relativo entre braço e antebraço (extensão e flexão do cotovelo), bem como o acionamento por voz e o posicionamento dos fins de curso.

Na segunda etapa de testes, foram utilizados os Módulos de Controle, de Acionamento e de Seleção de Velocidade. Assim, a órtese operou em 6 níveis de velocidade, e o controle foi feito por comando por voz.

Esse teste teve como objetivos:

- 1) Verificar o comportamento dos subconjuntos Grampo para Fixação, Caixa de Transmissão e Acoplamento Cabo de Aço/Redutor de Eixos Cruzados;
- 2) Mensurar a velocidade máxima de rotação do Braço Telescópico;
- 3) Mensurar em tempo real a variação angular do Braço Telescópico nos 6 níveis de velocidade, determinado o valor da velocidade em cada um desses níveis;
- 4) Verificar a trajetória e a velocidade do membro superior de um indivíduo lesado medular utilizando a órtese durante uma atividade funcional.

Assim, a órtese foi acionada pelo comando por voz realizando uma série de

rotações com inversões de sentido feitas pelos fins de curso. Foram feitas medições para determinar a velocidade máxima de rotação, ou seja, sem a utilização do Módulo de Seleção de Velocidade.

Para mensurar em tempo real a variação angular do Braço Telescópico foi utilizado o eletrogoniômetro com interface de aquisição de dados pelo software WinDaq Lite (DATAQ Instruments, Inc., Akron, OH, USA), e de avaliação dos dados pelo software WinDaq Waveform Browser (DATAQ Instruments, Inc., Akron, OH, USA), com taxa de aquisição igual à 120 amostras/s.

Para isso, foi necessária a calibração do sensor utilizando dois pontos angulares conhecidos, no caso 0° e 90° (Figura 84). Apenas 2 pontos são necessários, pois o sensor apresenta comportamento linear (Measurand, Inc., 2001).

Figura 84. Calibração nos pontos 0° e 90°

Assim, houve a possibilidade de indivíduos portadores de lesão medular utilizarem a órtese. Esses são pacientes do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor da UNICAMP. A tabela 2 apresenta as características dos pacientes.

Tabela 3. Características dos pacientes – teste da órtese

Pacientes	Idade (ano)	Massa Corpórea (kg)	Altura (m)	Nível da Lesão
A	36	60	1,71	C5
B	40	45	1,60	C8
C	33	58	1,75	C6
D	42	64	1,82	C5
E	29	71	1,77	C6
Média	36	59,6	1,73	-
Desvio Padrão	4,7	8,6	0,07	-

Este teste baseou-se na colocação da órtese no membro superior direito do

paciente e na realização de movimentos de extensão e flexão assistidos, com o objetivo de verificar as características físicas da órtese em condições reais de uso.

Além das medições de variação e velocidade angulares feitas com o eletrogoniômetro para movimentos limitados pelos fins-de-curso, foi determinada a trajetória e a velocidade do membro superior direito do paciente A utilizando a órtese em um espaço pré-estabelecido (Figura 85). Para essa determinação foi utilizado o Sistema Óptoeletrônico Qualisys de Captura Tridimensional de Movimentos (Qualisys Medical AB, Gothenburg, Västra Götaland, Sweden). Nessa aplicação foram utilizadas 3 unidades de captura de movimento.

Figura 85. Paciente com lesão medular utilizando a Órtese Dinâmica para Cotovelo durante a Mensuração da variação angular do antebraço

Assim, uma plataforma foi fixada sobre a cadeira de rodas do paciente para estabelecer o espaço no qual ocorreu a atividade funcional, que foi baseada no movimento de alcance de um objeto sobre essa plataforma (Figura 86). Dessa forma, com relação ao paciente, os marcadores reflexivos foram posicionados no esterno, no ombro esquerdo, e no punho, ombro e cotovelo direito; e um marcador foi fixado na plataforma como referência.

Figura 86. Instante inicial e instante final do movimento de alcance

Nesse espaço pré-estabelecido, foi necessária a determinação de eixos cartesianos (para a orientação da trajetória) durante a calibração do sistema de captura de imagens (Figura 87).

Figura 87. Posicionamento dos marcadores reflexivos no paciente utilizando a Órtese Dinâmica para Cotovelo; e eixos de orientação para a trajetória

5.3 LUVA INSTRUMENTADA

O desenvolvimento da Luva Instrumentada para realimentação sensorial qualitativa da força durante as preensões palmar ou lateral foi iniciado pelo desenvolvimento do circuito eletrônico, seguido pela montagem da luva. A luva possui 2 modos de interface com o usuário – visual ou por áudio – que podem ser selecionados por uma chave.

O sensor de força utilizado foi o *Force Sensing Resistor* (FSR) (Interlink Electronics, Inc., Camarillo, CA, USA) que é um elemento sensor composto de três finas camadas, que são: 1ª polímeros semicondutores, 2ª espaçadores e 3ª eletrodos que juntas proporcionam uma diminuição da resistência com o aumento de força aplicada no sensor (INTERLINK ELECTRONICS INC., 2005; IBRAHIM; VON BÜREN, 1998). E neste trabalho, foram utilizados FSRs no formato de tiras (Figura 88).

Figura 88. FSRs no formato de tiras

O circuito eletrônico da Luva Instrumentada é composto pelo circuito do Módulo de Interface, baseado na utilização dos circuitos integrados LM3914 para a interface visual e o NE555 para a interface por áudio, e pelo circuito dos sensores da luva.

O circuito integrado LM3914 é um controlador de até 10 LEDs sensível à níveis analógicos de tensão elétrica. Dessa forma, quanto maior a tensão elétrica no pino de entrada (com relação a uma referência imposta), mais LEDs acendem. Assim, a variação da resistência elétrica dos sensores altera esse nível de tensão, sendo que quanto maior a força aplicada, menor a resistência do sensor, maior a tensão, e mais LEDs acendem.

O NE555 é um circuito integrado capaz de fornecer um sinal em forma de onda quadrada de frequência proporcional aos valores de resistores utilizados em sua configuração. Com resistores associados aos FSRs, foi possível obter um sinal de frequência proporcional à força aplicada aos sensores. Esse sinal foi posteriormente transformado em uma resposta de áudio.

Assim, esse circuito foi implementado em placa de circuito impresso para protótipos, formando o Módulo de Interface (Figura 89).

Figura 89. Módulo de Interface

No Módulo de Interface, estão os *trimpots* que regulam o volume do sinal sonoro e a sensibilidade dos sensores, o conector *latch* de 14 vias que possibilita a união com o Módulo de Aquisição de Dados e o conector *jack* J2 estéreo para a utilização do fone de ouvido (Figura 90).

Figura 90. Módulo de Interface, *trimpots* e conectores

Para a montagem da Luva Instrumentada, foi utilizada uma luva de tecido comercial que recebeu reforços de alumínio nas áreas onde os sensores foram aplicados (Figura 91). Tais reforços servem como base de sustentação para os sensores.

Figura 91. Luva de tecido e reforços de alumínio

Assim, a luva recebeu 9 sensores que foram fixados na região da palma da mão; nas falanges proximal, medial e distal dos dedos indicador e médio; e nas falanges proximal e distal do polegar. Esse posicionamento dos sensores foi determinado de acordo com os tipos de preensão para os quais a luva é indicada. Os sensores e o conector *latch* de 18 vias formam o circuito dos sensores da luva (Figura 92).

Figura 92. Sensores fixados na luva

A figura 93 mostra o resultado do desenvolvimento da Luva Instrumentada. Nesta configuração, indicada para o usuário, o Módulo de Interface fica preso à luva por velcro na região do punho.

Figura 93. Luva Instrumentada

5.3.1 Sistema para Aquisição de Dados

O sistema para aquisição de dados foi desenvolvido para verificar o funcionamento da Luva Instrumentada operando no modo de interface visual. Essa verificação é feita por um programa de computador que registra o valor da força exercida sobre o sensor e o número de LEDs acesos mediante a aplicação dessa força. O sistema é composto pelo Módulo para Aquisição de Dados e pelo Programa de Registro, que foi desenvolvido em LabVIEW 6.1 (National Instruments, Austin, TX, USA) e utiliza a placa de aquisição de dados LabVIEW 6024E (National Instruments, Austin, TX, USA).

A função do Módulo para Aquisição de Dados é interligar o Módulo de Interface da luva com os dispositivos de aquisição de dados – como osciloscópio e placas de aquisição de dados para computadores – e o dinamômetro, para aplicação de valores de força nos sensores.

O circuito do módulo de aquisição une cada um dos 10 terminais cátodo dos LEDs do Módulo de Interface à entrada de uma porta inversora do circuito integrado CD4069. A saída de cada porta inversora está ligada a um canal de entrada analógica (ACH) da placa LabVIEW 6024E.

Para a aquisição de dados no modo de interface por áudio, são utilizados 2 terminais ligados em paralelo com os terminais do *buzzer* do Módulo de Interface. Além disso, o Módulo para Aquisição de Dados possibilita a aquisição de dados do dinamômetro por um canal de entrada analógica da placa LabVIEW 6024E.

O Programa de Registro grava no arquivo os dados obtidos a partir do dinamômetro e do Módulo para Aquisição de Dados. Assim, o arquivo com extensão “.txt” possui a data e a hora em que o programa foi utilizado; e com relação aos dados, reúne para cada amostra o valor do tempo (s), os valores referentes aos 10 LEDs e o valor da força.

A configuração dos canais de entrada da placa de aquisição LabVIEW 6024E é feita no programa *Measurement & Automation Explorer* (National Instruments, Austin, TX, USA), e determina com relação a cada canal: tipo (analógico ou digital), faixa de operação em volts, nome, descrição e torna ativo cada um dos canais escolhido (Figura 94). Para esta aplicação, foram escolhidos os canais de entrada analógica ACH0, ACH1, ACH2, ACH3, ACH4, ACH5, ACH6, ACH7, ACH8, ACH9 para cada um dos 10 LEDs, ACH10 para o dinamômetro e AIGND (Figura 94).

Figura 94. Exemplo da configuração de um canal de entrada

No Programa de Registro, um valor pré-determinado é subtraído da tensão elétrica captada nos terminais de cada porta inversora (referente à tensão elétrica do LED, porém invertida) de tal forma que se o resultado dessa subtração for menor ou igual à zero indica que o LED está apagado; se o resultado for maior que zero, o LED está aceso. Ao mesmo tempo, os valores de tensão elétrica referente aos dados do dinamômetro são obtidos e transformados em valores de força, por meio de uma curva de calibração (Figura 95).

Figura 95. Diagrama do Programa de Registro

5.3.2 Testes

Os primeiros testes realizados em bancada buscaram verificar a funcionalidade da Luva Instrumentada em ambos os modos de interface. Os sensores da Luva Instrumentada (utilizando o Módulo para Aquisição de Dados) foram submetidos a valores de força aplicados pelo dinamômetro eletrônico Shimpo DFS 100 (Shimpo Instruments, Itasca, IL, USA).

Dessa forma, foi verificada a relação entre o número de LEDs acesos e a quantidade real de força que estava sendo empregada sobre cada sensor preso à luva. Essa força foi aplicada de forma crescente, a partir do valor 0 N até o valor que fez o Módulo de Interface apresentar os 10 LEDs acesos, como mostra a figura 96. Esse procedimento foi repetido por 5 vezes.

Figura 96. Aplicação de força nos sensores da luva

Assim, com os dados obtidos pelo Programa de Registro foi possível estabelecer a relação entre o número de LEDs acesos e a força aplicada para cada FSR da Luva Instrumentada.

Já para o modo de interface por áudio, cada um dos FSRs da luva foi submetido a valores de força, e as respectivas frequências do sinal produzido pelo circuito do Módulo de Interface (e emitido pelo *buzzer*) foram mensuradas. Para isso, foi utilizado o osciloscópio Tektronix TDS 2024 (Tektronix, Inc., Beaverton, OR, USA) conectado ao Módulo para Aquisição de Dados. Os valores de força foram aplicados de forma crescente, a partir do valor 0 N até o valor que resultou na estabilização da frequência do sinal produzido pelo Módulo de Interface (Figura 97). Esse procedimento foi repetido por 5 vezes.

Figura 97. Aquisição dos valores de frequência do sinal sonoro

Dessa forma, foi determinada a relação entre a força aplicada e a frequência do sinal gerado pelo módulo.

A segunda etapa de testes envolveu a manipulação de objetos por indivíduos utilizando a Luva Instrumentada com aquisição de dados para o modo de interface visual. Inicialmente, um indivíduo saudável realizou a preensão de um copo, cujo valor de massa foi incrementado em 0,10 kg, partindo do valor inicial igual a 0,15 kg até atingir o valor de 1,05 kg. Durante a preensão, foi solicitado o uso da força mínima necessária para sustentar o copo. Assim, foi verificada a resposta da luva mediante a essa variação de massa de um objeto utilizado em AVDs (Figura 98).

Figura 98. Preensão do copo pelo indivíduo saudável utilizando a luva

Em seguida ocorreu a manipulação do copo de 0,05 kg pelo paciente Q5 utilizando a Luva Instrumentada. Como o paciente Q5 apresenta tetraplegia incompleta, ele é capaz de realizar a preensão palmar (mas com limitações), permitindo que esse teste fosse realizado por um paciente com lesão medular utilizando apenas a luva (sem a necessidade do uso da EENM para a realização da preensão). Em uma primeira etapa, foi aplicada a máxima intensidade de força pelo paciente durante a preensão. Em seguida, foi aplicada a força mínima necessária para manter o copo suspenso. Em cada uma das etapas, foram realizadas 5 preensões (Figura 99).

Figura 99. Manipulação do corpo de prova pelo indivíduo lesado medular

Assim, utilizando o Programa de Registro, foi possível construir a curva do número de LEDs acesos com relação ao tempo decorrido durante a manipulação do copo.

5.4 SISTEMA DE EENM PORTÁTIL

O estimulador elétrico de 2 canais, desenvolvido no LABCIBER em pesquisa anterior, possibilita a realização da EENM com o intuito de gerar os movimentos de preensão lateral e preensão palmar, ativando os músculos flexor dos dedos e adutor do polegar, e os músculos lumbricais e abdutor do polegar, respectivamente; sendo ambas as preensões mais freqüentemente realizadas (Figura 100) (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002) (POPOVIC et. al., 2001b). O estimulador elétrico de dois canais apresenta os seguintes parâmetros: tipo de onda-monofásica bipolar, freqüência de 25 Hz (já que a freqüência de ativação das unidades motoras raramente ultrapassa 30 Hz e é um fator que afeta a força total desenvolvida no músculo), e amplitude de 0 V a 150 V.

Figura 100. Estimulador Elétrico de 2 Canais

Contudo, visando à portabilidade do sistema, esse estimulador foi adaptado para ser controlado por comando por voz, tanto para início e término da estimulação quanto para determinação da amplitude de trabalho. Tal determinação foi possível por meio da implementação de um potenciômetro digital responsável pela variação

da amplitude em até 16 níveis de tensão, de acordo com o comando dado pelo usuário, ajustando a força empregada durante a preensão – já que amplitudes maiores ativam um maior número de fibras musculares. O aumento do número de unidades musculares recrutadas resulta em um aumento de força desenvolvida para uma frequência de ativação fixa, no caso 25 Hz (GHEZ, 1991; ROBINSON, 1995).

Dessa forma, o circuito elétrico do estimulador recebeu duas chaves seletoras de 2 posições e 9 terminais (S1 e S2), uma para cada canal, possibilitando a escolha do modo de controle do estimulador elétrico dentre os modos: analógico (pelo potenciômetro do próprio estimulador), digital (pelo potenciômetro digital a ser implementado) ou digital via voz (Figura 101).

Figura 101. Circuito eletrônico da adaptação feita no Estimador Elétrico de 2 Canais

Essa alteração possibilitou a interface entre o Estimador Elétrico Adaptado e o Módulo de Controle Digital (Figura 102).

Figura 102. Estimador Elétrico Adaptado

O circuito do Módulo de Controle Digital é formado pelo micro controlador AT89C52 e pelo multiplexador HEF4067.

Inicialmente foi desenvolvido o programa (Anexo A) que definiu as funções do micro controlador em linguagem C, sendo compilado pelo IAR *Embedded Workbench* (IAR Systems AB, Uppsala, Uppsala, Sweden) e gravado pelo Programador Universal ALL-11C (HI-LO System Research Co. Ltd., Neihu, Taipei, Taiwan). Dessa forma, o micro controlador possui as funções de contador crescente e decrescente, limitado entre os valores 0 e 15, e controlador de *display* de 7 segmentos.

As chaves *pushbutton* normalmente abertas são utilizadas para aumentar ou diminuir a intensidade da EENM, nos 2 canais simultaneamente, em 16 níveis que são mostrados do *display* de 7 segmentos.

Além da determinação do nível de estimulação, o micro controlador apresenta as funções de *reset* que desliga o Estimulador Elétrico Adaptado e determina o nível zero de intensidade de estimulação, e a capacidade de iniciar ou interromper a estimulação ligando ou desligando o estimulador. E as funções do Estimulador Elétrico Adaptado também podem ser acionadas por comando por voz.

Na seqüência ocorreu a implementação do circuito em placa de circuito impresso para protótipos e a construção do Módulo de Controle Digital (Figura 103).

Figura 103. Módulo de Controle Digital

Assim, a figura 104 mostra o resultado do desenvolvimento do Sistema de EENM Portátil juntamente com o Módulo de Controle, os eletrodos, o microfone e o fone de ouvido.

Figura 104. Sistema de EENM Portátil com acionamento por comando por voz

O teste em bancada do sistema de EENM foi baseado na determinação do valor da amplitude do sinal para cada nível de intensidade de estimulação. Cada nível foi escolhido via comando por voz. Assim, uma carga de 1 k Ω foi utilizada para simular a impedância da pele; e a relação entre os valores de amplitude e os níveis de intensidade foi determinada.

5.5 TESTE PILOTO PARA O SISTEMA HÍBRIDO

No teste que antecedeu a utilização do Sistema Híbrido, a Órtese Dinâmica para Cotovelo foi utilizada por um indivíduo portador de lesão medular nível C5 (paciente Q2) em conjunto com o estimulador elétrico de oito canais controlado por computador. Esse teste (prévio para a futura análise cinemática dos movimentos assistidos pelo Sistema Híbrido) baseou-se na realização dos movimentos de (i) preensão palmar (gerada pela EENM) de um objeto cilíndrico localizado sobre uma plataforma fixada nos apoios de antebraço da cadeira de rodas; (ii) aproximação desse objeto à boca; (iii) retorno do objeto à posição inicial e (iv) soltura do objeto. Além da preensão, os movimentos de extensão e flexão do cotovelo foram necessários para essa atividade; e tais movimentos foram proporcionados e/ou assistidos pela órtese (Figura 105).

Figura 105. Paciente utilizando a órtese e a EENM

Para a realização da preensão palmar foram utilizados três canais do estimulador elétrico, e o sinal de cada canal foi aplicado ao paciente por meio de eletrodos superficiais posicionados sobre os músculos Flexor Superficial dos Dedos, Lumbricais e Interósseos Dorsais, e Extensor dos Dedos (Figura 106). Os músculos Flexor Superficial dos Dedos, Lumbricais e Interósseos Dorsais foram ativados durante um intervalo de tempo de 10 segundos, e na seqüência o músculo Extensor dos Dedos foi ativado durante um intervalo de tempo de 2 segundos (CASTRO e CLIQUET, 2000a).

Figura 106. Posicionamento dos eletrodos

Contudo, nesse teste piloto não foi utilizado nenhum tipo de sistema de medição ou análise com relação aos movimentos realizados; ocorreu apenas o registro por filmagem convencional. E ambos os sistemas (estimulador elétrico e órtese) não foram acionados pelo paciente.

CAPÍTULO 6 – SISTEMAS PARA A AVALIAÇÃO CLÍNICA

Além da utilização dos equipamentos comerciais, alguns sistemas foram desenvolvidos especificamente para a avaliação clínica, buscando a caracterização dos pacientes e do desempenho do Sistema Híbrido. Assim, foram desenvolvidos o Dinamômetro Adaptado e o Módulo para Terapia e Controle que possibilita o acionamento da órtese e a captação dos sinais dos sensores.

6.1 DINAMÔMETRO ADAPTADO

O Dinamômetro Adaptado foi construído para possibilitar a avaliação dos pacientes por meio da dinamometria. Na dinamometria, cada paciente sentado na cadeira de rodas com o braço em posição neutra, o antebraço à 90° e a mão supinada - faz contrações isométricas voluntárias do bíceps contra a haste do dinamômetro. De forma semelhante para o tríceps, cada paciente com o braço em posição neutra, o antebraço à 90° e a mão em posição neutra, faz contrações isométricas voluntárias do tríceps contra a haste do dinamômetro. Dessa forma, o Dinamômetro Adaptado foi construído a partir do dinamômetro eletrônico Shimpo DFS-100 e de acordo com as características dos métodos de avaliação.

Assim, para a avaliação, o dinamômetro deve estar na posição vertical e com a haste voltada para cima. Além disso, o suporte no qual o dinamômetro é fixado deve adaptar-se às características das cadeiras de rodas dos pacientes, tais como as alturas do assento e das rodas. Tendo em vista tais características, o suporte foi projetado possuindo três partes principais: a Base que sustenta todo o sistema e foi dimensionada de acordo com as necessidades de estabilização (massa elevada), a Coluna na qual o dinamômetro fica fixado e o Atuador Telescópico, que acoplado à haste do dinamômetro transmite os esforços de tração e compressão. Além disso, o Atuador Telescópico permite a regulação da altura do sistema compensando as

variações dimensionais das cadeiras de rodas (Figura 107).

Figura 107. Dinamômetro no suporte, desenho inicial

Outro aspecto importante nessa adaptação é a função do conjunto que transmite os esforços do antebraço do indivíduo (região do punho) submetido à dinamometria ao Atuador Telescópico (que por sua vez retransmite os esforços à haste do dinamômetro). Além da transmissão dos esforços, esse conjunto deve posicionar o antebraço e a mão de acordo com os métodos de avaliação, e permitir mais uma regulação compensando as diferentes espessuras das rodas das cadeiras de rodas.

De acordo com essas características, o conjunto foi projetado a partir de uma órtese estática para punho comercial, a qual garante a manutenção do punho em posição funcional, protegendo-o durante os esforços. Assim, dois conjuntos foram projetados (um para cada músculo avaliado – tríceps e bíceps) e estão representados na figura 108. E a figura 109 mostra o projeto final do Dinamômetro Adaptado.

Figura 108. Suportes para órtese estática para punho – avaliações do tríceps e do bíceps

Figura 109. Dinamômetro Adaptado, configurações para esforços de compressão e de tração

Dessa forma, a etapa seguinte foi destinada à usinagem e ao acabamento das peças (Figura 110).

Figura 110. Peças usinadas para o Dinamômetro Adaptado

Com o término da usinagem das peças foi realizado o primeiro estágio de montagem da estrutura mecânica do Dinamômetro Adaptado, bem como a fixação do dinamômetro Shimpo DFS-100 (Figura 111).

Figura 111. Dinamômetro Adaptado, primeiro estágio de montagem

Devido aos esforços a serem empregados, as órteses estáticas para punho receberam uma haste de alumínio para reforçar a colher anatômica de cloreto de polivinila (PVC) que garante o posicionamento funcional do punho. Dessa forma, a haste foi colada na colher anatômica (Figura 112).

Figura 112. Órtese estática para punho, colher anatômica de PVC e haste de alumínio colada na colher

Na etapa seguinte ocorreu a montagem dos Suportes para Órtese Estática para Punho em ambas as configurações; para esforços de compressão (avaliação referente ao tríceps) e de tração (avaliação referente ao bíceps) (Figura 113).

Figura 113. Suportes para Órtese Estática para Punho, esforços de compressão e de tração

Outra característica importante do dinamômetro eletrônico Shimpo DFS-100 é a saída analógica de dados. Essa saída é gerada a partir da célula de carga e do amplificador, e está limitada ao intervalo de tensões de -1 V a 1 V (Shimpo Instruments, 2000).

Enfim, o Dinamômetro Adaptado pode assumir duas configurações de acordo com o músculo avaliado do paciente submetido à dinamometria. Cada configuração é determinada pelo uso de cada tipo de Suporte para Órtese Estática para Punho (Figura 114).

Figura 114. Dinamômetro Adaptado

E durante a dinamometria, o Dinamômetro Adaptado é posicionado ao lado direito da cadeira de rodas, o que torna importante a regulação vertical e a horizontal do sistema. Dessa forma, a regulação vertical é graduada em 23 níveis na Camisa do Atuador Telescópico; na posição desejada, o Êmbolo é travado na Camisa por meio de uma porca borboleta. Já a regulação horizontal é graduada em 11 níveis na Haste do Suporte para Órtese Estática para Punho; na posição desejada, a Haste é colocada sobre a Tampa do Êmbolo e travada por duas porcas borboleta (Figura 115).

Figura 115. Regulagens do Dinamômetro Adaptado

Além de compensarem as variações dimensionais das cadeiras de rodas, as regulagens permitem o correto posicionamento do membro superior durante a dinamometria.

6.2 MÓDULO PARA TERAPIA E CONTROLE

O Módulo para Terapia e Controle reúne (i) as funções do Módulo de Acionamento e do Módulo de Seleção de Velocidade da Órtese Dinâmica para Cotovelo, (ii) o estimulador elétrico de dois canais, (iii) o temporizador, (iv) o sistema para sincronismo e (v) os demais circuitos utilizados para a aquisição de dados dos sensores (eletrogoniômetro, FSRs e dinamômetro). Assim, esse módulo pode ser utilizado para as avaliações propostas para os pacientes.

Esse módulo também permite o acionamento simultâneo entre a órtese e o estimulador, ou seja, quando a órtese inicia o movimento de flexão, apenas um dos canais do estimulador é acionado; e quando o movimento de extensão é iniciado, apenas o segundo canal entra em ação. Como existe a possibilidade desse acionamento simultâneo entre a órtese e o estimulador, os circuitos desses aparelhos foram montados com as alterações necessárias para que haja esse sincronismo; alternativa mais viável que uma adaptação dos circuitos já existentes (do Módulo de Acionamento da Órtese Dinâmica para Cotovelo e do estimulador elétrico de dois canais).

De forma semelhante ao Módulo de Acionamento, a função do circuito de acionamento da órtese é determinar o estado de rotação do motor da órtese, ou seja, ligar, desligar e oferecer os dois sentidos de rotação do motor. Então, esse estado é determinado por três chaves *pushbutton* normalmente abertas, e em cada uma das chaves foram conectados transistores em paralelo, cujas bases recebem o sinal elétrico vindo dos canais DIO1, DIO2 e DIO3 do LabVIEW. Assim, a órtese pode também ser acionada por computador.

A tensão elétrica presente entre as saídas do NE556 determina o estado de rotação do motor, e assim este valor pôde ser utilizado pelo sistema de aquisição de dados, por meio dos canais ACH2 e ACH10, para caracterizar e registrar os movimentos da órtese.

O estimulador apresenta duas opções de controle que são escolhidas pelas chaves para cada um dos dois canais. A primeira é a forma manual, feita por meio das chaves *pushbutton* normalmente fechadas, na qual o estímulo é estabelecido quando a chave é pressionada; e a segunda opção é a forma automática, que estabelece o estímulo em um canal e interrompe o estímulo no outro canal. Ainda para o estimulador, é oferecida a opção de teste para cada canal de estimulação. Na opção “teste”, o estímulo é descarregado em um resistor de 1 k Ω , o que possibilita a verificação da funcionalidade do canal por meio do LED de indicação; já na opção “paciente”, o estímulo é descarregado nos eletrodos de superfície.

De modo semelhante ao Módulo de Seleção de Velocidade, o circuito para

seleção é formado pelos circuitos integrados contador crescente e decrescente CD4510, controlador de *display* de sete segmentos CD4511, demultiplexador de oito canais CD4051 e pelas portas lógicas *NAND*, *AND* e *OR* (74LS00, 74LS08 e 74LS32). Duas chaves *pushbutton* normalmente abertas são utilizadas para diminuir e para aumentar a velocidade do motor da órtese em cinco níveis.

A função do temporizador presente no módulo é criar uma onda quadrada na qual o NLB tenha uma duração de 10 s e o NLA permaneça por 5 s. Para isso, foi utilizado o temporizador NE555 configurado como um multivibrador astável. Assim, quando o temporizador é ligado, os LEDs são acionados no regime de 5 s acesos e 10 s apagados, ao mesmo tempo em que a onda quadrada é transmitida ao canal ACH3, o que permite o registro do sinal. Esses LEDs servem como referência para os pacientes durante a avaliação pela dinamometria e pela eletromiografia; essa avaliação será descrita posteriormente.

O sistema de sincronismo do Módulo para Terapia e Controle é acionado por meio de uma chave *pushbutton* normalmente aberta. Assim, quando a chave é pressionada, um sinal de amplitude de 5 V é enviado para o canal ACH5 do LabVIEW, registrando-o em arquivo; ao mesmo tempo é disponibilizado um sinal de amplitude de 1,6 V para qualquer outro dispositivo que esteja sendo utilizado em conjunto com o módulo. No caso da avaliação dos pacientes, esse sinal é enviado ao eletromiógrafo ou ao LED infravermelho para o sincronismo com o sistema de captura de imagens.

Para a aquisição de dados dos FSRs, foi implementado um circuito semelhante ao do Circuito do Módulo de Interface da Luva Instrumentada. Dessa forma, esse circuito está baseado na utilização do circuito integrado LM3914 que é um controlador de até 10 LEDs sensível à níveis analógicos de tensão elétrica. Dessa forma, quanto maior a tensão no pino de entrada (com relação a uma referência imposta), mais LEDs acendem. Assim, a variação de resistência dos sensores altera esse nível de tensão da seguinte forma: quanto maior a força aplicada, menor a resistência do sensor, maior a tensão, e um número maior de LEDs acendem. O valor da tensão elétrica de entrada é captado pelo canal ACH4, o que permite, por meio de uma curva de calibração, registrar em arquivo a quantidade de LEDs acesos com o

decorrer do tempo (e posteriormente relacionar com a força aplicada sobre o sensor).

Já o eletrogoniômetro é alimentado por uma tensão elétrica de 5 V e o terminal referente aos dados está conectado ao canal ACH1. E o dinamômetro está conectado apenas ao canal ACH0 para a aquisição de dados e utiliza alimentação externa.

O estimulador elétrico de dois canais foi reproduzido a partir do modelo desenvolvido no LABCIBER em pesquisa anterior, e apresenta os seguintes parâmetros: tipo de onda-monofásica bipolar, frequência de 25 Hz e amplitude de 0 V a 150 V.

Na etapa seguinte, os circuitos foram montados em placa de circuito impresso para protótipos, e posteriormente as placas foram alojadas na caixa do módulo (Figura 116).

Figura 116. Montagem do Módulo para Terapia e Controle

Enfim, no Módulo para Terapia e Controle, as funções foram distribuídas em três blocos principais que agrupam as funções da Órtese Dinâmica para Cotovelo, os controles do estimulador elétrico de dois canais e o temporizador mais os sensores (Figura 117).

Figura 117. Módulo para Terapia e Controle

No painel frontal do módulo, os controles referentes ao estimulador elétrico estão concentrados à direita. Na parte superior estão as chaves que permitem a escolha do tipo de controle (manual ou pela órtese), e as chaves que possibilitam o teste de cada um dos dois canais. Na parte central estão os potenciômetros que determinam a amplitude do sinal da estimulação, os LEDs que indicam a descarga da estimulação e a chave que liga e desliga o estimulador. Já na parte inferior estão os conectores para os eletrodos e para as chaves *pushbutton* normalmente fechadas, caso esteja em uso o modo manual de controle do estimulador (Figura 118).

Figura 118. Painel frontal do Módulo para Terapia e Controle

As funções da órtese estão localizadas no centro do painel frontal do módulo. Na área superior está a função de seleção de velocidade na qual o nível é determinado pelas chaves *pushbutton* normalmente abertas “+” e “-”, e é mostrado pelo *display* de sete segmentos; a chave “on” “off” torna o uso da seleção do nível de velocidade opcional. Na área inferior estão as chaves que acionam a órtese, os LEDs indicadores de estado e o conector para o cabo da órtese.

Já à esquerda do painel frontal, estão reunidos o temporizador na parte superior, os conectores dos sensores no centro, e os LEDs indicadores de força aplicada nos FSRs na parte inferior.

Os conectores para a alimentação e as chaves que ligam e desligam as funções do módulo estão localizados no painel traseiro. Também no painel traseiro estão o sistema de sincronismo, e o conector para a transmissão de dados para o computador (Figura 119).

Figura 119. Painel traseiro do Módulo para Terapia e Controle

6.3 PROGRAMA “SISTEMA PARA MEMBROS SUPERIORES”

As funções do programa Sistema para Membros Superiores são mostrar e

registrar em arquivo os dados obtidos a partir do Dinamômetro Adaptado, do sistema de sincronismo, do temporizador, do eletrogoniômetro e dos FSRs. E, por meio dele, é possível também acionar a órtese e registrar o estado de movimento (extensão, parado e flexão).

Os dados são captados pelo cartão LabVIEW DAQCard-6024E (National Instruments, Austin, TX, USA), e esses dados são tensões elétricas que oscilam de 0 V a 5 V e são amostrados e armazenados dessa forma para o sinal de sincronismo e para o temporizador.

Já para o dinamômetro, esses dados são tensões elétricas que oscilam de -1 V a 1 V e são proporcionais as forças medidas (Shimpo Instruments, 2000). Assim, os valores de tensão elétrica referentes ao dinamômetro são transformados em valores de força, por meio de uma curva de calibração, e esses são amostrados e armazenados em arquivo. De forma semelhante para o eletrogoniômetro, os dados são tensões elétricas que oscilam de 0 V a 4 V e são proporcionais aos ângulos medidos. Assim, os valores de tensão elétrica referentes ao eletrogoniômetro são transformados em valores de ângulo, por meio de uma curva de calibração, e esses também são amostrados e armazenados em arquivo.

Com relação aos FSRs, os dados são tensões elétricas proporcionais ao número de LEDs acesos (modo de interface visual), que por sua vez é proporcional à força aplicada sobre o sensor. Por meio de uma curva de calibração, a tensão é relacionada ao número de LEDs acesos.

E a Órtese Dinâmica para Cotovelo é acionada por meio de um pulso com amplitude de 5 V que é enviado ao circuito de acionamento da órtese para cada um de seus estados - extensão, flexão e parado.

A configuração dos canais do cartão LabVIEW DAQCard-6024E é feita no programa *Measurement & Automation Explorer*, e determina com relação a cada canal: tipo (analógico ou digital), faixa de operação em volts, nome, descrição e torna ativo cada um dos canais escolhido. Para esta aplicação, foram escolhidos os canais de entrada analógica ACH0, ACH1, ACH2, ACH3, ACH4, ACH5, ACH10 e AIGND; e os canais digitais DIO1, DIO2 E DIO3 (Figura 120).

The image displays five panels of the NI-MAX configuration interface, each showing the configuration for a specific analog channel. The left sidebar shows a tree view of the system configuration, with the selected channel highlighted. The right pane shows the configuration details for the selected channel.

Dinamômetro

Attribute	Value	Description
Channel Name	Dinamômetro	
Description	Aquisição do sinal analógico proveniente do dinamômetro Shimpo DFS-100.	
Valid?	Yes	
Channel Type		
Device Name	DAQCard-6024E	
Device Number	Dev1	
Device Channel	Channel 0	
Scale Type	None	
Input Mode	Referenced Single Ended	
Sensor/Actuator Type	Voltage	
Sensor/Actuator Range	-5.00 to 5.00 V	
Physical Range	-5.00 to 5.00 V	
CJC Type		
RTD Resistance		
Excitation Current		
Current Sense Resistor		

Eletrogoniômetro

Attribute	Value	Description
Channel Name	Eletrogoniômetro	
Description	Aquisição do sinal analógico proveniente do eletrogoniômetro Shape Sensor.	
Valid?	Yes	
Channel Type		
Device Name	DAQCard-6024E	
Device Number	Dev1	
Device Channel	Channel 1	
Scale Type	None	
Input Mode	Referenced Single Ended	
Sensor/Actuator Type	Voltage	
Sensor/Actuator Range	-5.00 to 5.00 V	
Physical Range	-5.00 to 5.00 V	
CJC Type		
RTD Resistance		
Excitation Current		
Current Sense Resistor		

Estado

Attribute	Value	Description
Channel Name	Estado	
Description	Registra o estado de movimento da órtese.	
Valid?	Yes	
Channel Type		
Device Name	DAQCard-6024E	
Device Number	Dev1	
Device Channel	Channel 2	
Scale Type	None	
Input Mode	Differential	
Sensor/Actuator Type	Voltage	
Sensor/Actuator Range	-10.00 to 10.00 V	
Physical Range	-10.00 to 10.00 V	
CJC Type		
RTD Resistance		
Excitation Current		
Current Sense Resistor		

FSR

Attribute	Value	Description
Channel Name	FSR	
Description	Aquisição do sinal analógico proveniente do FSR	
Valid?	Yes	
Channel Type		
Device Name	DAQCard-6024E	
Device Number	Dev1	
Device Channel	Channel 4	
Scale Type	None	
Input Mode	Referenced Single Ended	
Sensor/Actuator Type	Voltage	
Sensor/Actuator Range	-5.00 to 5.00 V	
Physical Range	-5.00 to 5.00 V	
CJC Type		
RTD Resistance		
Excitation Current		
Current Sense Resistor		

Sincronismo

Attribute	Value	Description
Channel Name	Sincronismo	
Description	Realiza a sincronia entre os dados adquiridos pelo LabVIEW e os dados adquiridos por outro dispositivo.	
Valid?	Yes	
Channel Type		
Device Name	DAQCard-6024E	
Device Number	Dev1	
Device Channel	Channel 5	
Scale Type	None	
Input Mode	Referenced Single Ended	
Sensor/Actuator Type	Voltage	
Sensor/Actuator Range	-5.00 to 10.00 V	
Physical Range	-5.00 to 10.00 V	
CJC Type		
RTD Resistance		
Excitation Current		
Current Sense Resistor		

Temporizador

Attribute	Value	Description
Channel Name	Temporizador	
Description	Aquisição do sinal analógico proveniente do temporizador de avaliação.	
Valid?	Yes	
Channel Type		
Device Name	DAQCard-6024E	
Device Number	Dev1	
Device Channel	Channel 3	
Scale Type	None	
Input Mode	Referenced Single Ended	
Sensor/Actuator Type	Voltage	
Sensor/Actuator Range	-5.00 to 10.00 V	
Physical Range	-5.00 to 10.00 V	
CJC Type		
RTD Resistance		
Excitation Current		
Current Sense Resistor		

Figura 120. Configuração dos canais analógicos

O diagrama do programa Sistema para Membros Superiores está representado na figura 121.

Figura 121. Diagrama do programa Sistema para Membros Superiores

Utilizando esse programa foi possível obter a curva de calibração do dinamômetro (Gráfico 1). Assim, para cada valor de força indicada no *display* digital do dinamômetro (a cada 10 N) foi obtido o valor equivalente em Volts (V) por meio da saída do instrumento virtual (VI) *Analog Input Sample Channel* (AI ONE PT) referente ao dinamômetro.

Gráfico 1. Curva de calibração do dinamômetro

E com os parâmetros da curva, foi possível obter os valores de força que são mostrados no painel do programa e armazenados no arquivo com extensão “.txt” (Figura 122). Foram adotados para o dinamômetro valores de força positivos para os esforços de tração e valores de força negativos para os esforços de compressão.

Figura 122. Painel do programa Sistema para Membros Superiores

De forma semelhante, a curva de calibração do eletrogoniômetro também foi obtida por meio desse programa (Gráfico 2). Dessa forma, para dois valores de ângulo conhecidos, no caso 0° e 90° , foram obtidos os valores equivalentes em Volts (V) por meio da saída do VI AI ONE PT referente ao eletrogoniômetro. Apenas dois pontos são necessários, pois o sensor apresenta comportamento linear (Measurand, Inc., 2001).

Gráfico 2. Curva de calibração do eletrogoniômetro

E com os parâmetros da curva, foi possível obter os valores de ângulo em

graus que são mostrados no painel do programa e armazenados no arquivo com extensão “.txt”.

A curva de calibração do FSR está mostrada no gráfico 3. Para essa calibração, para cada LED aceso o valor da tensão elétrica foi registrado. Assim, os valores de tensão, equivalentes para o número de LEDs acesos, presentes na saída do VI AI ONE PT do FSR passam pelos cálculos referentes à calibração, e o valor resultante é transformado em um número inteiro que representa o número de LEDs acesos, sendo mostrado no painel e registrado no arquivo.

Gráfico 3. Curva de calibração do FSR

E para a determinação do estado de movimento da Órtese Dinâmica para Cotovelo, os valores da diferença de potencial elétrico entre os canais analógicos ACH2 e ACH10 presente na saída do VI AI ONE PT referente ao estado, são convertidos em números inteiros. Estes números que podem ser negativos, zero e positivos são novamente convertidos nos valores -1, 0 e 1, respectivamente. Dessa forma, o valor -1 está relacionado ao movimento de extensão, o valor 0 à órtese parada e o valor 1 refere-se ao movimento de flexão, tornado possível a caracterização do movimento no painel e no arquivo.

Então, o arquivo com extensão “.txt” possui o nome do paciente, a data e a hora em que ele foi avaliado. Com relação aos dados, reúne para cada amostra o valor do tempo (s), o sinal de sincronismo, o valor da força (N), o valor do ângulo (grau), o sinal do temporizador, o número de LEDs acesos e o estado da órtese.

Contudo, o programa Sistema para Membros Superiores não pôde ser utilizado para avaliação de pacientes por apresentar uma taxa de aquisição de dados

(amostras/s) limitada a 50 amostras/s. Esse valor foi determinado de forma empírica e está abaixo dos valores necessários para a avaliação dos pacientes (taxa de aquisição de 2000 amostras/s para a dinamometria, por exemplo). Para taxas acima de 50 amostras/s, a contagem de tempo do programa passa a ser mais lenta que o tempo real; como exemplo, para a taxa de 100 amostras/s o valor de 1 s contado pelo programa corresponde a 2 s contados pelo relógio do computador. Esse fato ocorre devido ao uso do VI AI ONE PT que não possui a característica de armazenar dados com relação ao tempo, e sim apenas amostrar em tempo real. Dessa forma, esse programa está limitado para o processo de calibração dos sensores e verificação da funcionalidade de todo o sistema.

O VI adequado para a função de armazenar dados com relação ao tempo é o *Analog Input Acquire Waveforms* (AI MULT PT) que foi utilizado nos programas Dinamometria e Cinemática, que serão descritos a seguir.

6.4 PROGRAMA “DINAMOMETRIA”

As funções do Programa Dinamometria são mostrar em uma interface gráfica e registrar em arquivo os dados obtidos a partir do Dinamômetro Adaptado, do sistema de sincronismo e do temporizador. Os dados são captados pelo cartão LabVIEW DAQCard-6024E e segue o mesmo processo descrito para o programa anterior.

Contudo, nesse programa foi utilizado o VI AI MULT PT que faz a amostragem e o armazenamento em arquivo dos dados referentes ao dinamômetro, sincronismo e temporizador de forma simultânea, a uma taxa de aquisição igual a 2000 amostras/s. O número de amostras igual a 120000 (equivalente a 60 s) corresponde ao tempo necessário para a realização da dinamometria (Figura 123).

Figura 123. Diagrama do Programa Dinamometria

Assim, somente no final da aquisição são apresentados os gráficos dos valores de força medidos pelo dinamômetro, do sinal de sincronismo e do temporizador (Figura 124).

Figura 124. Painel do Programa Dinamometria

O arquivo com extensão “.txt” possui a data e a hora em que o paciente foi avaliado. Com relação aos dados, reúne para cada amostra o valor do tempo (s), o valor da força (N), o sinal de sincronismo e o sinal do temporizador, o que torna possível a reconstrução dos gráficos apresentados no painel do programa (Gráficos 4 a 6).

Gráfico 4. Exemplo do gráfico referente ao dinamômetro

Gráfico 5. Exemplo do gráfico referente ao sinal de sincronismo

Gráfico 6. Exemplo do gráfico referente ao temporizador

6.5 PROGRAMA “CINEMÁTICA”

As funções do Programa Cinemática são mostrar em uma interface gráfica e registrar em arquivo os dados obtidos a partir do eletrogoniômetro, do sistema de sincronismo, dos FSRs e da órtese, registrando o estado de movimento (extensão, parado e flexão). Os dados são captados pelo cartão LabVIEW DAQCard-6024E e

segue o mesmo processo descrito para o programa Sistema para Membros Superiores.

Nesse programa também foi utilizado o VI AI MULT PT que faz a amostragem e o armazenamento em arquivo dos dados referentes ao eletrogoniômetro, sincronismo, FSRs e à órtese de forma simultânea, a uma taxa de aquisição igual a 240 amostras/s. O número de amostras foi determinado de acordo com o tempo necessário para a realização da análise cinemática (Figura 125).

Figura 125. Diagrama do Programa Cinemática

Assim, no final da aquisição é apresentado no painel do programa o gráfico (i) dos valores de ângulo medidos pelo eletrogoniômetro, (ii) do sinal de sincronismo, (iii) dos FSRs e (iv) da órtese (Figura 126).

Figura 126. Painel do Programa Cinemática

O arquivo com extensão “.txt” possui a data e a hora em que o paciente foi avaliado. Com relação aos dados, reúne para cada amostra o valor do tempo (s), o valor do ângulo (grau), o sinal de sincronismo, o número de LEDs acesos e o valor correspondente ao estado de rotação da órtese (valor 1 para o movimento de flexão, valor 0 para parado e valor -1 para o movimento de extensão), o que torna possível a reconstrução dos gráficos apresentados no painel do programa (Gráficos 7 a 10).

Gráfico 7. Exemplo do gráfico referente ao eletrogoniômetro

Gráfico 8. Exemplo do gráfico referente ao sinal de sincronismo

Gráfico 9. Exemplo do gráfico referente aos FSRs

Gráfico 10. Exemplo do gráfico referente ao estado de rotação da órtese

CAPÍTULO 7 – EQUIPAMENTOS AUXILIARES

Alguns equipamentos auxiliares foram montados para serem utilizados em conjunto com os demais sistemas durante as atividades realizadas. O conjunto de baterias equipadas com monitores de carga e os carregadores formam o Sistema de Alimentação; outro equipamento montado foi o Adaptador para Aquisição de Dados. Esses equipamentos serão descritos neste capítulo.

7.1 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO

O Sistema Híbrido e o Módulo para Terapia e Controle são alimentados por baterias chumbo-ácida seladas e reguladas por válvula de 12 V e 5 Ah (Figura 127).

Figura 127. Disposição das baterias na caixa

Para o funcionamento correto dos equipamentos é necessário que cada bateria forneça uma tensão elétrica de pelo menos 11 V. Portanto, o monitoramento da carga da bateria é uma característica importante para o sistema de alimentação; e por isso foi implementado o circuito que indica, por meio de um LED, quando a tensão está abaixo do valor ideal.

Assim, esse circuito foi montado em *protoboard* e para testá-lo foi utilizada uma fonte regulada em 11 V, simulando a bateria em descarga. Em seguida, o circuito foi montado em placa de circuito impresso para protótipos.

Então, cada uma das baterias foi conectada a um circuito para monitoramento de carga, que também foi alojado no interior da caixa de baterias (Figura 128).

Figura 128. Montagem da caixa de baterias

E, para completar o Sistema de Alimentação, foram montados dois carregadores de baterias; cada um possibilita a carga simultânea de duas baterias. O circuito do carregador foi baseado em um modelo comercial que apresenta um valor de tensão elétrica de saída igual a 13,8 V e 0,8 Ah.

Esse circuito foi montado em *protoboard* e posteriormente em placa de circuito impresso para protótipos. Na etapa seguinte, os trafos e as placas foram instalados na caixa do carregador (Figura 129).

Figura 129. Montagem do carregador de baterias

Assim, o Sistema de Alimentação é formado pela caixa de baterias e pelos carregadores, como mostrado na figura 130. Duas baterias alimentam o estimulador elétrico de dois canais, enquanto as outras duas baterias alimentam os circuitos da Órtese Dinâmica para Cotovelo e os demais circuitos que compõem o Módulo para Terapia e Controle. O Sistema Híbrido também é alimentado pelas 4 baterias.

Figura 130. Caixa e carregador de baterias

7.2 ADAPTADOR PARA AQUISIÇÃO DE DADOS

A comunicação entre o computador e os demais aparelhos (Módulo para Terapia e Controle e eletromiógrafo) foi feita por meio do cartão multifuncional (dispositivo I/O) LabVIEW DAQCard-6024E. Estando acoplado ao computador, o cartão transfere informações utilizando um cabo de 68 vias (Modelo 187252A-01 RC68-68) que se conecta aos outros aparelhos por meio do conector AMP de 68 vias IDC fêmea (Figura 131).

Figura 131. DAQCard-6024E, cabo RC68-68 e conector AMP de 68 vias

Como não há a disponibilidade – no mercado nacional – de conectores que estabeleçam encaixe com o conector AMP, foi necessária a montagem do Adaptador para Aquisição de Dados. Esse adaptador transforma a conexão AMP de 68 vias IDC fêmea na conexão por *box header* com trava – produto de maior viabilidade comercial. Para isso, foi construído um conector macho que se encaixa ao modelo AMP, e a partir daí foi feita a conversão.

Assim, cada um dos 68 fios (que representa cada uma das 68 vias do conector AMP) foi unido a um cabo do conector *box header*, fazendo a conversão entre os conectores (Figura 132).

Figura 132. Conversão entre os conectores

Esse conjunto foi instalado em uma caixa apropriada formando o Adaptador para Aquisição de Dados, como mostrado na figura 133.

Figura 133. Adaptador para Aquisição de Dados

A figura 134 mostra a configuração final do Adaptador para Aquisição de Dados já com o cabo conectado. Dessa forma, esse sistema está preparado para receber e enviar informações para o cartão DAQCard-6024E não apenas para os propósitos deste trabalho mas em qualquer outro projeto que envolva o dispositivo I/O.

Figura 134. Adaptador para Aquisição de Dados e cabo 187252A-01 RC68-68

No adaptador, os pinos referentes aos canais analógicos (ACH), canais digitais (DIO) e às referências (AIGND, AOGND e DGND) ficaram concentrados no conector *box header* de 40 pinos. Já as outras funções foram distribuídas entre os demais conectores *box header* (Figura 135).

CAPÍTULO 8 – AVALIAÇÃO CLÍNICA DOS PACIENTES

A etapa referente aos testes clínicos incluiu a avaliação pela dinamometria e pela eletromiografia para a caracterização do grau de acometimento dos pacientes com relação ao membro superior direito, em uma atividade que exigiu o emprego de força máxima durante a contração dos músculos bíceps e tríceps. Nesse intuito, também foi aplicado o questionário DASH, que é uma escala utilizada para avaliar a função do membro superior sob a perspectiva do paciente. Dentre os testes clínicos, a avaliação cinemática foi feita durante as atividades realizadas pelo paciente assistido pelo Sistema Híbrido.

8.1 DINAMOMETRIA E ELETROMIOGRAFIA

A primeira avaliação clínica foi aplicada em 15 indivíduos portadores de lesão medular (Q1-Q15) que são pacientes do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor da UNICAMP. Nessa avaliação foram utilizados dois métodos simultaneamente, a dinamometria do exercício isométrico e a eletromiografia.

A eletromiografia registra o sinal elétrico emanado do músculo (sinal mioelétrico) durante a contração. Assim, a eletromiografia foi aplicada para registrar a atividade muscular do bíceps e do tríceps durante os esforços contra a haste do dinamômetro para os movimentos de flexão e extensão do cotovelo. Para a aquisição dos sinais mioelétricos foram utilizados os eletrodos Noraxon duplo modelo 272 e simples modelo 270 (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, AZ, USA), ambos de superfície, descartáveis, auto-adesivos e com condutor de Ag/AgCl (Figura 136).

Figura 136. Eletrodos Noraxon, duplo e simples

Após a limpeza da pele com álcool etílico, os eletrodos duplos foram posicionados no ventre dos músculos bíceps e tríceps (Figura 137); e o eletrodo simples, utilizado como referência, foi posicionado no processo espinhal C7 (HERMENS et. al., 2000).

Figura 137. Posicionamento dos eletrodos duplos no ventre dos músculos bíceps e tríceps

Assim, os sinais foram captados pelo eletromiógrafo Noraxon MyoSystem 2000 (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, AZ, USA) que utiliza como interface o programa Noraxon MyoResearch 2.1 (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, AZ, USA), no qual são determinados os parâmetros da aquisição tais como taxa de aquisição, canais utilizados e nome do arquivo que armazenará os dados do sinal. Para essa aplicação foram utilizados os canais 6, 9 e 11 para os sinais de sincronismo, do músculo bíceps e do músculo tríceps, respectivamente. Já a taxa de aquisição foi igual a 2000 amostras/s (Figura 138).

Figura 138. Configuração dos parâmetros para a eletromiografia

Com os equipamentos e os eletrodos preparados para a eletromiografia, os

pacientes realizaram a dinamometria por três vezes (com 1 minuto de descanso entre cada avaliação) para cada músculo; em primeiro para o bíceps e em seguida para o tríceps.

Assim, utilizando o Dinamômetro Adaptado, o Módulo para Terapia e Controle e o programa Dinamometria, cada paciente colocou a Órtese Estática para Punho (modelo para avaliação do bíceps - esforço de tração) e sentado na cadeira de rodas com o braço em posição neutra, o antebraço à 90° e a mão supinada fez três contrações isométricas voluntárias do bíceps contra a haste do dinamômetro. Cada contração de 5 segundos foi intercalada com um período de 10 segundos de descanso (BOHANNON, 1997). Esse regime foi ditado pelo temporizador do módulo, no qual os LEDs acesos indicavam ao paciente o momento de esforço máximo e os LEDs apagados indicavam o momento de repouso (Figura 139).

Figura 139. Dinamometria durante a flexão do cotovelo

Para o tríceps, a Órtese Estática para Punho foi trocada pelo modelo para avaliação do tríceps (esforço de compressão). Dessa forma, cada paciente com o braço em posição neutra, o antebraço à 90° e a mão em posição neutra, fez três contrações isométricas voluntárias do tríceps contra a haste do dinamômetro. Novamente, cada contração de 5 segundos foi intercalada com um período de 10

segundos de descanso, e este regime foi ditado pelo temporizador do Módulo para Terapia e Controle (BOHANNON, 1997) (Figura 140).

Figura 140. Dinamometria durante a extensão do cotovelo

Para o processamento dos sinais mioelétricos e dos sinais do dinamômetro foram elaborados filtros digitais e rotinas de cálculos matemáticos no programa Matlab (Mathworks, Inc., Natick, MA, USA). Tais programas estão anexados (Apêndice A).

O espectro de frequência do sinal mioelétrico apresenta uma faixa de 0 a aproximadamente 450 Hz, na qual a maioria das componentes de frequência concentra-se entre 80 e 100 Hz (DE LUCA, 2008a). Assim, os sinais mioelétricos captados e previamente filtrados em 60 Hz (contra a interferência da rede) foram aplicados em filtros digitais passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 500 Hz, ambos do tipo *Finite Impulse Response* (FIR) com ordem igual a 100, para eliminar os ruídos provenientes dos artefatos de movimento e do efeito *alias* resultante da digitalização dos sinais, respectivamente (DE LUCA, 2003; KONRAD, 2005; DE LUCA, 2008a) (Gráfico 11).

Gráfico 11. Exemplos de sinais mioelétricos antes e após a filtragem digital (passa-alta e passa-baixa)

A partir do sinal mioelétrico filtrado, foi determinado o valor da *Root Mean Square* (RMS), que atribui uma propriedade física, a energia do sinal (DE LUCA, 2008b). Assim, o valor RMS é proporcional ao nível de atividade muscular, ou seja, à força desenvolvida pela ação do músculo (KIGUCHI e FUKUDA, 2007; DE LUCA, 2008b). E, por se tratar de um exercício isométrico, foram aplicadas janelas de 100 ms (200 pontos) ao sinal com sobreposição de meia janela; e para cada janela foi determinado o valor RMS, resultando em um sinal amostrado em 20 amostras/s (KONRAD, 2005) (Gráfico 12).

Gráfico 12. Exemplo do valor RMS do sinal filtrado

Para o sinal captado do dinamômetro foi utilizado um filtro digital rejeita faixa em 60 Hz com fator de qualidade igual a 50 para eliminar as interferências da rede (MEWETT, NAZERAN e REYNOLDS, 2001). E para a obtenção da envoltória do sinal, originado de um exercício estático, foi utilizado um filtro digital passa-baixa de 10 Hz do tipo FIR com ordem igual a 100 (Advanced Mechanical Technology, Inc., 1998)

(Gráfico 13).

Gráfico 13. Exemplos de sinais do dinamômetro antes e após a filtragem digital

No sinal filtrado foram aplicadas janelas de 100 ms (200 pontos) com sobreposição de meia janela; e para cada janela foi determinado o valor médio, resultando em um sinal amostrado em 20 amostras/s (Gráfico 14).

Gráfico 14. Exemplo do valor médio do sinal filtrado

Esse processamento foi feito para cada uma das 6 avaliações envolvendo a dinamometria e a eletromiografia (3 avaliações para o músculo bíceps e 3 avaliações para o músculo tríceps) realizadas por cada um dos 15 pacientes, resultando em 180 sinais (90 sinais referentes à dinamometria e 90 sinais referentes à eletromiografia).

De acordo com o protocolo da avaliação, cada um desses sinais mostra as 3 contrações, de aproximadamente 5 s cada uma, realizadas pelo paciente (total de 18

contrações, sendo 9 do músculo bíceps e 9 do músculo tríceps para cada paciente). Desses valores médios da força e do RMS do sinal mioelétrico foram tomados os pontos correspondentes aos 4 s após o início da contração muscular, dos quais o primeiro segundo foi desconsiderado. Para o intervalo de 3 s foi determinado o impulso da força exercida (total de 9 valores de impulso para cada músculo). Já para a amostra referente à união dos pontos destes intervalos - totalizando 27 s para cada músculo - foram calculados a média e o desvio padrão dos valores médios da força e do RMS do sinal mioelétrico (Gráfico 15).

Gráfico 15. Exemplo dos valores considerados para o cálculo da média e do desvio padrão dos valores médios da força, do impulso da força e do RMS do sinal mioelétrico

Por essa avaliação, baseada nos dois métodos, foi possível verificar o grau de acometimento dos pacientes quanto aos movimentos do membro superior, justificando assim a utilização do Sistema Híbrido.

8.2 QUESTIONÁRIO DASH

O questionário DASH mede a disfunção e os sintomas físicos dos membros superiores em homens ou mulheres, que apresentam deficiência leve, moderada ou grave e outras desordens que afetam a extremidade superior, sendo o único questionário que avalia os membros superiores como um todo. O objetivo do questionário DASH é descrever as diferenças entre grupos de indivíduos, a fim de comparar o impacto das desordens nos membros superiores e o resultado das medidas. Assim, esse questionário avalia a deficiência e os sintomas em desordens únicas ou múltiplas que afetam os membros superiores tendo como referência a semana anterior à aplicação do questionário.

O DASH contém 30 itens destinados à função e aos sintomas físicos, divididos em 21 itens sobre funções físicas, 6 itens relacionados aos sintomas, e 3 questões que avaliam as funções sociais. Além disso, existem dois módulos opcionais de quatro itens, um para os atletas e/ou músicos e outro para os que trabalham (Anexo B). O DASH utiliza uma escala de 5 pontos, e a pontuação total varia de 0 (sem disfunção) a 100 (disfunção severa) para cada módulo. A pontuação total do questionário é calculada por meio da aplicação de fórmulas específicas para analisar os primeiros 30 itens e os módulos opcionais. Assim, o cálculo é feito por meio da soma dos pontos dos 30 primeiros itens; do valor encontrado subtrai-se 30 e divide-se por 1,2. Para os módulos opcionais, da soma encontrada subtrai-se 4 e divide-se esse valor por 0,16 (ORFALE et. al, 2005).

Dessa forma, o questionário DASH foi aplicado nos pacientes Q4, Q5, Q7, Q10, Q11 E Q13, buscando avaliar a disfunção dos membros superiores. Os módulos adicionais não foram utilizados, pois esses pacientes não realizam atividades esportivas ou musicais e estão afastados das atividades de trabalho.

8.3 CINEMÁTICA

A eficácia do Sistema Híbrido quanto ao auxílio aos movimentos de alcance e preensão foi avaliada/caracterizada por meio de sensores de força e de ângulo utilizados simultaneamente, e pelo sistema de captura de imagens de movimentos.

O sensor de ângulo utilizado foi o eletrogoniômetro que permite a análise dinâmica do movimento. Dessa forma, foram verificadas as variações angulares durante os movimentos de extensão e flexão do cotovelo, bem como a velocidade desses movimentos. Esse sensor foi fixado na Órtese Dinâmica para Cotovelo.

Como sensores de força, foram utilizados os mesmos FSRs já fixados na luva. Dessa forma, além de fazerem parte do sistema de realimentação qualitativa de força, os FSRs também foram responsáveis pela tarefa de indicar a força aplicada durante a preensão. Contudo, o FSR não é aplicado para medidas precisas, mas é capaz de indicar perda ou ganho de contração muscular, evidenciando assim a ocorrência de preensão do objeto por meio de valores de força empregados pelos dedos (CASTRO e CLIQUET, 2000b).

Para a captura de imagens de movimentos, foi utilizado o Sistema Óptoeletrônico Qualisys de Captura Tridimensional de Movimentos. Esse sistema inclui 6 unidades de captura de movimento, possuindo emissores luminosos na faixa do infravermelho, trabalhando em regime pulsado, além do programa QTrac (Qualisys Medical AB, Gothenburg, Västra Götaland, Sweden) (Figura 141). Durante a captura, pulsos de luz são emitidos iluminando os marcadores reflexivos colocados sobre os pontos anatômicos pré-definidos correspondentes às articulações. Cada unidade capta uma imagem e transmite ao hardware dedicado ao processamento de imagens, que define as coordenadas bidimensionais dos marcadores reflexivos e transfere os dados para o microcomputador. Com os dados das unidades, podem ser calculadas as coordenadas tridimensionais de cada marcador, definindo a variação de posição das articulações durante o movimento, por meio do programa Q-Trac (Qualisys AB, 2005).

Figura 141. Unidade de captura de movimento

Neste trabalho foram utilizadas 3 unidades para o registro dos movimentos que foram realizados sobre uma mesa preparada para as avaliações, cujas dimensões são 1100 x 800 x 800 mm (comprimento x profundidade x altura). De acordo com a localização da mesa, as unidades foram posicionadas de forma estratégica para que a área de cobertura abrangesse todo o volume necessário para os movimentos do paciente (Figura 142).

Figura 142. Posicionamento da mesa e das MCUs

De acordo com as avaliações, o volume utilizado para os movimentos foi determinado no processo de calibração do sistema de captura de imagens de movimentos, realizado por meio do programa QTrac Capture (Figura 143). Para isso, foram utilizadas as coordenadas do marcador de referência orientado de tal forma que os planos XY e YZ fossem paralelos ao plano transversal e ao plano sagital referentes ao paciente, respectivamente. Foi utilizada também a vara de 750.3 mm para varrer o volume de trabalho (Figura 144).

Figura 143. Ajustes iniciais para a calibração do sistema de captura de movimentos

Figura 144. Orientação das coordenadas do marcador de referência (eixos)

A etapa de testes clínicos do Sistema Híbrido foi realizada visando à eficácia do sistema com relação ao auxílio em uma AVD. Para a maioria das AVDs, a mão deve alcançar um ponto no espaço, realizar a preensão de um objeto, e coordenar o objeto quanto à posição e à orientação até que a atividade seja completada (MIHELJ, NEF e RIENER, 2007).

Assim, uma estratégia de movimento foi proposta aludindo à atividade de beber. Além disso, uma segunda estratégia baseada na movimentação ponto-a-ponto foi realizada buscando evidenciar também a faixa de movimento oferecida pelo Sistema Híbrido (SANCHEZ et. al., 2006; KREBS et. al., 2004; BYL et. al., 2003; VAN TUIJL, JANSSEN-POTTEN e SEELEN, 2002; MAUREL et. al. 2006).

A atividade que faz alusão à AVD de beber baseou-se na realização dos movimentos de (i) preensão palmar de um objeto cônico (copo) localizado sobre a

mesa; (ii) aproximação desse objeto à boca; (iii) retorno do objeto à posição inicial e (iv) soltura do objeto. Assim, o membro superior direito do paciente foi instrumentado com o Sistema Híbrido, no qual a Órtese Dinâmica para Cotovelo auxiliou os movimentos de extensão e flexão do cotovelo, a Luva Instrumentada fez a realimentação sensorial de força e a EENM foi responsável pelos movimentos de preensão e soltura do objeto (Figura 145).

Figura 145. Paciente utilizando o Sistema Híbrido

Para essa atividade, foram utilizados 6 marcadores reflexivos posicionados no ombro esquerdo, no esterno, no ombro direito, no cotovelo direito e no punho direito do paciente; e no objeto. Dessa forma, os pacientes Q11 e Q13 realizaram essa atividade.

Para a realização da preensão palmar pelo paciente Q11 foram utilizados 3 canais do estimulador elétrico controlado por computador, e o sinal de cada canal foi aplicado ao paciente por meio de eletrodos superficiais posicionados sobre os músculos Flexor Superficial dos Dedos, Lumbricais e Interósseos Dorsais, e Extensor dos Dedos. O músculo Extensor dos Dedos foi ativado durante um intervalo de 2 s para a abertura da mão, e na sequência os músculos Lumbricais e Interósseos Dorsais e Flexor Superficial dos Dedos foram ativados durante um intervalo de 15 s para a preensão palmar. Já para a soltura do objeto, o músculo Extensor dos Dedos foi ativado durante um intervalo de 2 s.

Para o paciente Q13 foram utilizados 4 canais do estimulador elétrico controlado por computador, e o sinal de cada canal foi aplicado ao paciente por meio de eletrodos superficiais posicionados sobre os músculos Flexor Superficial dos

Dedos, Lumbricais e Interósseos Dorsais, Extensor dos Dedos e Oponente do Polegar. O músculo Extensor dos Dedos foi ativado durante um intervalo de 2 s para a abertura da mão, e na seqüência os músculos Lumbricais e Interósseos Dorsais, Flexor Superficial dos Dedos e Oponente do Polegar foram ativados durante um intervalo de 15 s para a preensão palmar. Já para a soltura do objeto, o músculo Extensor dos Dedos foi ativado durante um intervalo de 2 s.

Para a movimentação ponto-a-ponto, 5 direções foram demarcadas sobre a mesa a partir de um ponto inicial sobre o eixo Y - determinado no procedimento de calibração do sistema de captura de movimentos - e espaçadas em 45° (Figura 146).

Figura 146. Mesa preparada para as avaliações

Assim, a mão direita do paciente percorreu cada uma das 5 direções, partindo do ponto inicial (intersecção das 5 direções) e buscando atingir a posição mais distante possível, e retornando ao ponto inicial. Para essa atividade foram utilizados 5 marcadores nas seguintes posições: ombro esquerdo, esterno, ombro direito, cotovelo direito e punho direito do paciente (Figura 147).

Figura 147. Paciente preparado para a movimentação ponto-a-ponto

Inicialmente os pacientes Q7, Q11 e Q13 participaram dessa atividade,

realizando os movimentos sem qualquer tipo de auxílio. Em seguida, os pacientes foram assistidos pela órtese na movimentação ponto-a-ponto.

Ambas as estratégias utilizadas nos testes clínicos do Sistema Híbrido (atividade que faz alusão à AVD e a movimentação ponto-a-ponto) foram feitas por 5 vezes por cada paciente, o que possibilitou o estudo cinemático/estatístico dos movimentos.

Assim, a análise cinemática foi feita nos planos sagital (YZ) e transversal (XY) referentes ao paciente. Essa análise, associada aos resultados obtidos pelos sensores de força e de ângulo, buscou evidenciar a eficácia do Sistema Híbrido quanto ao auxílio em atividades que englobam os movimentos de alcance e preensão de objetos.

CAPÍTULO 9 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo reúne os resultados dos testes realizados com cada equipamento que compõe o Sistema Híbrido, e os resultados da avaliação clínica que caracterizou o grau de acometimento dos pacientes e avaliou o desempenho dos pacientes em atividades realizadas com o auxílio do Sistema Híbrido. O desempenho nessas atividades motivou a discussão dos resultados.

9.1 COMPONENTES DO SISTEMA HÍBRIDO

No primeiro teste em bancada da Órtese Dinâmica para Cotovelo foi verificada a funcionalidade do Módulo de Acionamento e do Módulo de Controle por comando por voz. Sendo acionada pelas chaves, a órtese respondeu com exatidão aos 100 comandos dados de “liga”, “desliga”, “flexão” e “extensão”, com inversões de sentido de rotação com e sem paradas intermediárias.

Para o Módulo de Controle foram gravadas as 4 palavras necessárias. A palavra mestre foi “órtese” e as 3 palavras-escravas foram “flexão”, “extensão” e “para”, para cada uma das funções desejadas. Com a utilização do Módulo de Controle, a órtese respondeu de forma correta a 98 comandos dos 100 ordenados. Em nenhuma ocasião o sistema atribuiu outra função a palavra ordenada, apenas não a reconheceu.

Já o Circuito dos Fins de Curso também foi eficaz nos 50 ciclos de movimento, que compreendia o percurso extensão total - flexão total - extensão total, tendo a inversão de sentido de rotação feita pelas chaves *reed*.

A órtese movimentou os 10 corpos de prova sem nenhum comprometimento da estrutura mecânica e dos elementos de movimento (atuador e redutores). Nesse ensaio, o momento máximo exigido do dispositivo foi de 15 Nm, 5 vezes superior ao valor necessário para a utilização em condições reais.

No teste com indivíduo saudável (1,8 m de altura e 70 kg de massa), a órtese desempenhou os movimentos de forma eficaz, não causando nenhum desconforto para o usuário, principalmente pela fixação estável das abraçadeiras – devido ao curso de 38 mm do braço telescópico – e pelos fins de curso (quando utilizados).

Na segunda etapa de testes utilizando o comando por voz, as seguintes funções foram ordenadas: 1-“extensão”, 2-“pára”, 3-“flexão”, 4-“extensão”, 5-fim de curso de extensão automático, 6-“extensão”, 7-“pára”, 8-“flexão”, 9-“pára”, 10-“extensão”, 11-“pára”, 12-“extensão” e 13-“pára”, e o comportamento da órtese pode ser verificado no gráfico 16.

Gráfico 16. Variação angular do movimento de flexão e extensão do cotovelo com a utilização da Órtese Dinâmica para Cotovelo controlada por comando por voz

A tabela 4 apresenta a variação angular entre as posições de extensão total e flexão total do cotovelo, e a velocidade angular média para um percurso extensão total - flexão total - extensão total para os pacientes (5 medições), sendo a órtese operada sem a utilização do Módulo de Seleção de Velocidade.

Tabela 4. Variação angular e velocidade angular média para o movimento de extensão e de flexão do cotovelo dos pacientes

Paciente	Variação Angular (°)	Velocidade Angular Média (°/s)
A	106,09 (1,35)	13,88 (0,73)
B	100,29 (0,45)	14,53 (0,73)
C	103,28 (2,44)	14,34 (0,48)
D	81,44(11,99)	10,54 (0,88)
E	104,56 (2,68)	14,02 (0,76)

Os valores estão apresentados como média (desvio padrão)

Esses valores condizem com a posição dos fins de curso (120° entre as chaves *reed*) e com a velocidade obtida para o movimento de 90° (3 rpm ou 18 °/s),

respectivamente. Com relação à variação angular, a diferença ocorrida é potencialmente devido à ativação das chaves *reed* somente pela aproximação do imã (esse não estando posicionado totalmente sobre a chave). Já a velocidade angular média inferior ocorreu devido à carga movimentada e sustentada pela órtese, no caso o antebraço do paciente.

Já o gráfico 17 mostra a variação angular e a velocidade angular do antebraço com relação ao braço dos cinco pacientes utilizando a órtese durante os ciclos de movimento de extensão e flexão do cotovelo limitado pelos fins de curso.

Gráfico 17. Medidas para o movimento de flexão e extensão do cotovelo, limitado pelos fins de curso, do paciente com lesão medular utilizando a órtese na velocidade padrão: a) Variação angular; b) Velocidade angular

Ainda com relação à variação angular, os valores apresentados respeitam o limite biomecânico da articulação do cotovelo de 0° para a extensão total e 146° para a flexão total (amplitude articular natural), viabilizando o uso da órtese com relação à segurança do usuário (GUPTA; O'MALLEY, 2007).

O gráfico 18 mostra a variação angular do antebraço com relação ao braço do paciente A, operando a órtese em um percurso limitado pelos fins de curso, e utilizando o Módulo de Seleção de Velocidade.

Gráfico 18. Variação angular do movimento de flexão e extensão do cotovelo para cada nível de velocidade

Assim, a variação angular máxima e a velocidade angular média para o percurso extensão total - flexão total - extensão total para cada nível de velocidade estão mostradas na tabela 5.

Tabela 5. Variação angular máxima e velocidade angular média para cada nível de velocidade da órtese para o paciente com lesão medular

Nível	Variação Angular Máxima(°)	Velocidade Angular Média (°/s)
1	108,74	6,60
2	107,93	7,38
3	105,27	8,10
4	105,62	8,94
5	105,50	10,74

Já na atividade funcional, baseada no movimento de alcance de um objeto, foi utilizado o Módulo de Controle, e a órtese foi operada por comando por voz. Durante essa atividade, a trajetória dos pontos anatômicos, incluindo os pontos do membro superior assistido pela órtese, pôde ser determinada; como mostra o gráfico 19.

Gráfico 19. Trajetória dos pontos anatômicos do paciente A durante o movimento de alcance

No gráfico 20, os segmentos do corpo estão representados por linhas cheias em dez diferentes instantes do movimento de alcance.

Gráfico 20. Representação dos segmentos do corpo durante o movimento de alcance

Já as velocidades instantâneas desenvolvidas pelo punho nessa trajetória, com relação ao esterno, podem ser verificadas no gráfico 21.

Gráfico 21. Velocidades instantâneas do punho com relação ao esterno

Assim, a utilização da Órtese Dinâmica para Cotovelo possibilitou ao paciente um movimento de alcance com amplitude de aproximadamente 200 mm, e com velocidade instantânea máxima de 132 mm/s.

A eficiência na coordenação do membro superior no espaço é avaliada pela velocidade da mão durante os movimentos de posicionamento e alcance (LAFFONT et. al., 2000). Assim, a velocidade angular média do antebraço está relacionada com a velocidade da mão durante o movimento de alcance, e isso pode influenciar na precisão do posicionamento da mão no espaço no momento da preensão, pois os movimentos (extensão e flexão do cotovelo) são interrompidos pelo próprio paciente.

Nos pacientes tetraplégicos, as estratégias para a compensação de extensão insuficiente do cotovelo envolvem os movimentos do ombro e da escápula, com o objetivo de aproximar um objeto do corpo; entretanto essas estratégias são individuais (HOFFMANN et. al., 2006). Contudo, essas estratégias combinadas com movimentos de extensão e flexão do cotovelo, com uma faixa de movimento de 110° , proporcionados pela órtese, podem auxiliar os pacientes durante os movimentos de alcance, como na tarefa de trazer um objeto para próximo do corpo.

Enfim, os pacientes com lesão medular não apresentaram nenhum desconforto com a utilização da órtese, e essa apresentou características viáveis para a utilização visando à realização de AVDs.

A Luva Instrumentada foi submetida aos testes em bancada que resultaram nas relações entre a força aplicada em cada sensor da luva e o número de LEDs acesos. Assim, foi determinada a faixa de valores de força equivalente a cada LED, para a interface visual.

Para a interface por áudio, essa relação foi estabelecida com a frequência do sinal sonoro emitido pelo *buzzer*, e captado pelo osciloscópio.

O dedo indicador recebeu sensores nas falanges distal (IFD), medial (IFM) e proximal (IFP), e essas relações estão apresentadas no gráfico 22.

Gráfico 22. Resultados dos sensores do dedo indicador: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Acesos; B) Relação Frequência (Hz) x Força (N)

Da mesma forma, o dedo médio recebeu sensores nas falanges distal (MFD), medial (MFM) e proximal (MFP), e as relações entre as respostas do modo de interface e a força aplicada estão apresentadas no gráfico 23.

Gráfico 23. Resultados dos sensores do dedo médio: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Aceso; B) Relação Freqüência (Hz) x Força (N)

Já o polegar possui sensores nas falanges distal (PFD) e proximal (PFP), e as relações entre as respostas do modo de interface e a força aplicada estão apresentadas no gráfico 24.

Gráfico 24. Resultados dos sensores do polegar: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Aceso; B) Relação Freqüência (Hz) x Força (N)

E o mesmo foi estabelecido para o sensor da região da palma da mão (P) (Gráfico 25).

Gráfico 25. Resultados do sensor da palma da mão: A) Relação Força Aplicada (N) x LEDs Aceso; B) Relação Freqüência (Hz) x Força (N)

Para a interface visual, os resultados demonstram que quanto maior o valor de força aplicado sobre cada sensor, mais LEDs acendem e menor é a precisão dos sensores quanto à indicação quantitativa do valor de força empregado. Contudo, os sensores são eficazes para uma indicação qualitativa.

E para a interface por áudio, quanto maior o valor de força aplicado sobre cada sensor, maior é a frequência do sinal sonoro emitido pelo *buzzer*. De outra forma, quanto maior a força, mais agudo é o som. De forma geral, a frequência estabilizou-se por volta de 2 kHz, estabelecendo uma faixa de trabalho situada na faixa de frequências captadas pelo ouvido humano, que é de 20 Hz a 20 kHz.

A Luva Instrumentada também foi eficaz durante a manipulação do copo com

relação à realimentação sensorial de força pelo modo visual. De acordo com o aumento da massa do copo, uma força maior é empregada durante a preensão, resultando em um maior número de LEDs acesos. Isso também demonstra que os sensores estão estrategicamente posicionados para atuarem durante a preensão palmar. O gráfico 26 ilustra as repostas da luva durante a manipulação do objeto.

Gráfico 26. Respostas da Luva Instrumentada durante a manipulação do copo pelo indivíduo saudável

E, durante as duas etapas de preensões realizadas pelo paciente Q5, a luva atuou de forma satisfatória, diferenciando o emprego dos níveis máximo e mínimo de força durante a preensão palmar (Gráfico 27). Com relação ao teste com o indivíduo saudável, o copo utilizado possui um valor de massa inferior e a preensão com limitações realizada pelo paciente não acionou alguns dos sensores; fatos que justificam alguns instantes com nenhum LED aceso durante a aplicação do nível mínimo de força para a sustentação do copo.

Gráfico 27. Respostas da Luva Instrumentada para as 5 preensões do copo feitas pelo paciente Q5: A) Força máxima; B) Força mínima

Assim, a Luva Instrumentada demonstrou eficiência nas respostas mediante aos diferentes níveis de força estabelecidos em bancada ou em situação de uso real, como na manipulação de um objeto utilizado em AVDs. Isso demonstra que a luva possui características adequadas para proporcionar a realimentação sensorial qualitativa da força aplicada durante a preensão.

A tabela 6 reúne o resultado do teste em bancada do Sistema de EENM Portátil. Para cada comando por voz dado, um nível de estimulação foi aumentado ou diminuído, resultando nos valores de amplitude mostrados (para uma carga de 1 k Ω).

Tabela 6. Relação entre os níveis de estimulação e os valores de amplitude do sinal da EENM

Nível	Amplitude(V)
0	0,0
1	12,0
2	14,4
3	16,8
4	18,4
5	20,0
6	20,8
7	21,6
8	26,4
9	35,2
10	42,4
11	45,0
12	49,6
13	53,6
14	58,4
15	126,0

E no teste piloto para o Sistema Híbrido, a Órtese Dinâmica para Cotovelo utilizada em conjunto com a EENM auxiliaram o paciente durante a atividade que compreendeu a preensão, a aproximação, e a soltura de um objeto distante ao corpo. Essa atividade pode ser considerada como uma alusão às AVDs que envolvam esses movimentos, tais como as atividades de beber ou alimentar-se (Figura 148).

Figura 148. Movimentos de preensão e extensão e flexão do cotovelo assistidos pela órtese e pela EENM

9.2 AVALIAÇÃO CLÍNICA DOS PACIENTES

9.2.1 Dinamometria e Eletromiografia

Os sinais mioelétricos e os sinais do dinamômetro foram sincronizados de acordo com o sinal de sincronismo enviado pelo Módulo para Terapia e Controle, que foi gravado nos arquivos de dados dos programas Noraxon MyoResearch 2.1 e Dinamometria. Os gráficos de 28 a 42 mostram uma das três coletas de cada paciente (sinais sincronizados e filtrados).

Gráfico 28. Paciente Q1: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 33. Paciente Q6: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 34. Paciente Q7: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 35. Paciente Q8: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 36. Paciente Q9: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 37. Paciente Q10: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 38. Paciente Q11: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 39. Paciente Q12: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 40. Paciente Q13: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 41. Paciente Q14: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Gráfico 42. Paciente Q15: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

A partir desses sinais, foram determinados os valores máximo e mínimo, bem como da média(desvio padrão) (i) do RMS do sinal mioelétrico, (ii) dos valores médios da força exercida e (iii) do impulso da força, evidenciando o desempenho dos pacientes durante os esforços empregados na dinamometria associada à eletromiografia (Gráficos 43 a 48).

Gráfico 43. Valores resultantes a partir do RMS do sinal mioelétrico obtido na avaliação do músculo bíceps - flexão do cotovelo

Gráfico 44. Valores resultantes a partir do RMS do sinal mioelétrico obtido na avaliação do músculo tríceps - extensão do cotovelo

Gráfico 45. Valores resultantes a partir dos valores médios da força obtidos na avaliação do músculo bíceps - flexão do cotovelo

Gráfico 46. Valores resultantes a partir dos valores médios da força obtidos na avaliação do músculo tríceps - extensão do cotovelo

Gráfico 47. Valores do impulso da força resultantes da avaliação do músculo bíceps - flexão do cotovelo

Gráfico 48. Valores do impulso da força resultantes da avaliação do músculo tríceps - extensão do cotovelo

Assim, foi possível quantificar o desempenho dos pacientes durante os movimentos de flexão e extensão do cotovelo, com relação aos grupos musculares envolvidos - bíceps e tríceps, respectivamente. O grupo muscular responsável pelo movimento de extensão do cotovelo (tríceps) foi mais afetado pela lesão - com relação à aplicação de força contra a haste do dinamômetro - quando comparado com o grupo muscular responsável pelo movimento de flexão do cotovelo (bíceps), sendo que alguns pacientes (Q1, Q2, Q4, Q10, Q13 e Q14) apresentam praticamente atividade eletromiográfica apenas para o bíceps. E, de acordo com os valores do desvio padrão, nota-se também que os pacientes apresentam maior dificuldade em manter a força exercida na haste do dinamômetro durante o movimento de extensão do cotovelo.

Além disso, foi verificado que quanto mais elevado é o nível da lesão, maior é o comprometimento desses grupos (Gráfico 49).

Gráfico 49. Relação entre o nível motor da lesão medular e a força exercida: a) avaliação do bíceps; b) avaliação do tríceps

Dessa forma, esses resultados também foram importantes para a seleção dos pacientes, demonstrando que o uso do Sistema Híbrido é viável para os pacientes Q1, Q2, Q4, Q6, Q7, Q10, Q11, Q13 e Q14, pois esses necessitam de auxílio para os movimentos de extensão e/ou flexão do cotovelo e de preensão.

9.2.2 Questionário DASH

Os resultados obtidos a partir da aplicação do questionário DASH estão apresentados na tabela 7.

Tabela 7. Resultados do questionário DASH

Paciente	Pontuação total
Q4	79,2
Q5	31,7
Q7	73,3
Q10	81,7
Q11	90,0
Q13	88,3

Com exceção do paciente Q5, essa pontuação total demonstra que os pacientes apresentam uma disfunção grave com relação aos membros superiores (ombro, braço, antebraço e mão), e as questões referentes às atividades que

envolvem movimentos receberam as maiores pontuações, sendo a contribuição mais representativa para esses resultados (Apêndice B).

9.2.3 Cinemática

Para a análise dos movimentos capturados pelas unidades foi utilizado o programa QTrac View que permite a reconstrução dos movimentos e a identificação de cada um dos marcadores utilizados, de acordo com o ponto anatômico correspondente (Figura 149). Após a identificação, foi possível a geração do arquivo com extensão “.txt” que reúne as coordenadas tridimensionais (x,y e z) de cada marcador.

Figura 149. Reconstrução dos movimentos e identificação dos marcadores

Em seguida, foram utilizadas rotinas matemáticas, desenvolvidas em Matlab, para o cálculo das grandezas desejadas, de acordo com a atividade realizada.

Para a atividade que faz alusão à AVD de beber, o membro superior direito dos pacientes Q11 e Q13 foi instrumentado com o Sistema Híbrido, no qual a Órtese Dinâmica para Cotovelo auxiliou os movimentos de extensão e flexão do cotovelo, a Luva Instrumentada fez a realimentação sensorial de força e a EENM foi responsável pelos movimentos de preensão e soltura do objeto (Figura 150).

Figura 150. Paciente realizando a atividade que faz alusão à AVD de beber

Assim, essa atividade foi monitorada pelo sistema de captura imagens de movimentos, pelo eletrogoniômetro fixado à órtese e pelos sensores de força presentes na luva. Com essa instrumentação, foi possível demonstrar a trajetória percorrida pelo objeto desde a posição inicial sobre a mesa até aproximar-se da boca do paciente, e retornar para a posição final sobre a mesa. O gráfico 50 mostra um exemplo da reconstrução dos segmentos e a trajetória de cada marcador nos planos transversal (XY) e sagital (YZ) para a aproximação do objeto com relação ao corpo do paciente.

Gráfico 50. Exemplo das trajetórias em ambos os planos: a) reconstrução dos segmentos; b) cada marcador

Já a variação angular da articulação do cotovelo e a força empregada pela mão

do paciente durante a preensão foram verificadas por meio dos sensores. E, de acordo com o sinal de sincronismo, essas grandezas puderam ser associadas representando um monitoramento completo da atividade, desde a ação da EENM – captada pela Luva Instrumentada – até os movimentos de extensão e flexão do cotovelo. O gráfico 51 exemplifica esse monitoramento.

Gráfico 51. Exemplo do monitoramento da atividade: distância entre o objeto e o esterno, ângulo da articulação do cotovelo, número de LEDs acesos - proporcional a força aplicada nos sensores da luva - e estado de rotação da órtese

E para evidenciar a assistência do Sistema Híbrido ao paciente durante o deslocamento do objeto, algumas grandezas foram determinadas. Tais grandezas, calculadas nos planos transversal e sagital e em 3 dimensões, são a distância inicial, final, mínima e máxima do objeto com relação ao esterno, e o comprimento da trajetória percorrida pelo objeto na atividade de realizar a preensão, aproximá-lo da boca e retorná-lo à mesa (Tabelas 8 a 10).

Tabela 8. Grandezas cinemáticas referente à movimentação do objeto – plano transversal

Paciente	Distância entre o objeto e o esterno (mm)				Comprimento da trajetória do objeto (mm)
	Inicial	Final	Mínima	Máxima	
Q11	344,8 (24,8)	376,2 (8,1)	62,0(19,0)	376,7(8,5)	990,8(154,6)
Q13	397,7(4,7)	402,1(21,7)	80,8(16,6)	411,6(7,0)	989,9(146,8)

Valores representados como média(desvio padrão)

Tabela 9. Grandezas cinemáticas referente à movimentação do objeto – plano sagital

Paciente	Distância entre o objeto e o esterno (mm)				Comprimento da trajetória do objeto (mm)
	Inicial	Final	Mínima	Máxima	
Q11	345,7(24,0)	377,0(8,2)	64,7(22,5)	377,6(8,7)	966,1(128,1)
Q13	389,2(4,9)	383,0(21,0)	70,3(21,1)	395,0(8,6)	1158,7(393,4)

Valores representados como média(desvio padrão)

Tabela 10. Grandezas cinemáticas referente à movimentação do objeto – 3 dimensões

Paciente	Distância entre o objeto e o esterno (mm)				Comprimento da trajetória do objeto (mm)
	Inicial	Final	Mínima	Máxima	
Q11	346,2(24,4)	377,2(8,0)	65,8(24,4)	377,8(8,5)	1129,0(183,8)
Q13	401,2(5,3)	404,7(21,2)	83,0(19,3)	414,4(6,4)	1794,3(438,1)

Valores representados como média(desvio padrão)

Mesmo apresentando um grau de acometimento elevado, demonstrado pelos resultados das avaliações clínicas (Dinamometria, Eletromiografia e DASH), e não ter passado por nenhum tipo de treinamento, os pacientes utilizando o Sistema Híbrido estão habilitados para realizar a preensão e transladar objetos no espaço em atividades que envolvem a aproximação desses objetos com relação ao corpo. Nesse contexto, a atividade de beber está representada na avaliação, na qual um objeto cônico posicionado distante ao corpo (distância máxima entre o objeto e o esterno) é conduzido pelo paciente assistido (comprimento da trajetória do objeto) até aproximar-se da boca (distância mínima entre o objeto e o esterno).

Para a realimentação sensorial de força, o número de LEDs acesos variou entre um e dois para as avaliações dos pacientes, indicando a realização da preensão gerada pela EENM, cuja intensidade foi regulada para o valor mínimo necessário para a execução dessa tarefa. Vale ressaltar que a preensão gerada pela EENM age como o fenômeno do “tudo ou nada” fisiológico, desde que a intensidade seja regulada e o período de estimulação seja breve, resultando em preensões estáveis com relação à força empregada. Além da preensão, os movimentos de extensão e flexão do cotovelo são fundamentais para essa atividade, como mostra a tabela 11.

Tabela 11. Variação angular da articulação do cotovelo assistida pelo Sistema Híbrido

Paciente	Ângulo da articulação do cotovelo (Grau)			
	Inicial	Final	Mínima	Máxima
Q11	6,9(11,4)	105,2(4,3)	14,8(16,5)	10,4(10,0)
Q13	4,3(5,8)	113,5(1,0)	5,5(5,8)	11,6(6,4)

Valores representados como média(desvio padrão)

Na movimentação ponto-a-ponto realizada pelos pacientes Q7, Q11 e Q13, cada uma das 5 direções demarcadas sobre a mesa foi percorrida pela mão direita do paciente, realizando movimentos voluntários, e em seguida sendo auxiliado pela Órtese Dinâmica para Cotovelo (Figura 151). Assim, as trajetórias do ombro esquerdo, esterno, ombro direito, cotovelo direito e punho direito foram determinadas no plano transversal (Gráfico 52).

Figura 151. Paciente realizando a movimentação ponto-a-ponto

Gráfico 52. Exemplo das trajetórias: A) reconstrução dos segmentos; B) cada ponto anatômico

Assim, de acordo com os dados cinemáticos registrados pelo sistema de captura de imagens de movimentos, foi possível determinar, para cada avaliação dos pacientes, grandezas como o ângulo do ombro e do cotovelo, a velocidade do punho com relação ao esterno e a distância entre o punho e o esterno – determinando a distância de alcance dos pacientes (Gráfico 53).

Gráfico 53. Exemplo das grandezas determinadas: A) movimentos voluntários; B) movimentos auxiliados pela órtese

Para a movimentação ponto-a-ponto, os pacientes utilizaram os movimentos de adução e abdução do ombro combinados com os movimentos de extensão e flexão do cotovelo para realizar as trajetórias no plano transversal. Com o auxílio da órtese, a movimentação é mais lenta, pois a velocidade do punho com relação ao esterno está diretamente relacionada com a velocidade imposta pela órtese para os movimentos de extensão e flexão do cotovelo.

Para a distância máxima de alcance foram considerados os pontos mais distantes (com relação à origem), em cada uma das cinco direções, alcançados pela mão direita do paciente. Assim, essa distância foi considerada como sendo a distância entre o punho e o esterno, e foi determinada para os pacientes primeiramente fazendo os movimentos de forma voluntária, e em seguida sendo assistidos pela Órtese Dinâmica para Cotovelo(Figura 152).

Figura 152. Determinação da distância de alcance

As tabelas de 12 a 14 mostram os resultados dessa avaliação, na qual os valores das distâncias estão representados como média(desvio padrão).

Tabela 12. Distâncias de alcance do paciente Q7

Direção	Distância (mm)	
	Movimento voluntário	Com a órtese
1	544,6(8,9)	555,6(15,4)
2	546,1(1,6)	527,2(13,9)
3	504,4(11,9)	469,3(12,8)
4	460,5(20,2)	420,4(12,0)
5	369,0(9,5)	364,5(12,7)

Tabela 13. Distâncias de alcance do paciente Q11

Direção	Distância (mm)	
	Movimento voluntário	Com a órtese
1	377,3(20,1)	368,3(22,7)
2	366,5(5,8)	396,6(14,3)
3	315,1(5,1)	369,5(15,6)
4	287,7(3,7)	306,9(16,4)
5	249,9(19,5)	273,3(7,0)

Tabela 14. Distâncias de alcance do paciente Q13

Direção	Distância (mm)	
	Movimento voluntário	Com a órtese
1	510,4(13,4)	477,1(14,4)
2	397,6(25,3)	446,9(5,8)
3	333,5(14,0)	363,7(11,1)
4	269,8(8,7)	279,0(9,4)
5	246,7(6,9)	234,8(6,9)

De forma geral, os resultados demonstram que a utilização da órtese no movimento de alcance gerou benefícios para os pacientes Q11 e Q13, que apresentam nível de lesão mais elevado (nível motor da lesão C5). Contudo, o alcance na direção 1 foi limitado pelo uso da órtese nesses pacientes. Essa limitação ocorreu devido à amplitude do movimento de flexão e de extensão do cotovelo oferecida pela órtese, já que essa amplitude é limitada em uma faixa segura para o paciente pela presença dos fins-de-curso. Ainda nessa direção, os pacientes utilizam o efeito da gravidade para complementar o movimento voluntário de extensão do cotovelo, o que não ocorre nas demais direções.

O movimento de adução do ombro é mais exigido durante a trajetória na direção 5. Nesse contexto, o paciente Q13 apresentou dificuldade em associar esse movimento aos oferecidos pela órtese, resultando em uma distância máxima de alcance inferior. Contudo, essa dificuldade pode ser minimizada com a realização de um treinamento prévio para essas atividades, utilizando a órtese associada aos movimentos (do ombro) preservados do paciente após a lesão.

De acordo com Ju et. al. (2007), o desafio para a utilização de sistemas

robóticos na reabilitação é desenvolver intervenções mais criativas e funcionais, buscando maximizar as habilidades e a independência dos pacientes. Além disso, esses sistemas devem ser destinados também para uso pessoal e em casa (como acontece com o Sistema Híbrido apresentado) com características cada vez mais humanóides. E a Terapia Assistida por Robô pode ser combinada com outras técnicas, como a EENM, *biofeedback* e realidade virtual com o objetivo de intensificar os efeitos do tratamento.

Nesse contexto, a proposta para um trabalho futuro é utilizar o Sistema Híbrido desenvolvido na Terapia Assistida por Robô, pois o sistema já reúne a órtese e a EENM.

Para a realização da terapia, a Órtese Dinâmica para Cotovelo deve ser utilizada por um grupo de pacientes tetraplégicos que apresentam dificuldades nos movimentos de extensão e flexão do cotovelo, como os pacientes Q4 e Q10. Dessa forma, essa terapia tem o intuito de promover a neuroplasticidade com relação à unidade motora responsável por esses movimentos.

Durante a terapia, o paciente sentado na cadeira de rodas e com o braço em posição neutra, terá a órtese acoplada em seu braço e antebraço direitos, a qual será responsável pelos movimentos passivos de extensão e flexão do cotovelo. Simultaneamente, o estimulador elétrico de dois canais do Módulo para Terapia e Controle será utilizado para estimular os músculos bíceps e tríceps – responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão do cotovelo, respectivamente – com uma amplitude inferior ao limiar de contração, sendo um estímulo somatosensorial (WILLIAMS et. al., 1995). Assim, durante a terapia, o músculo bíceps será sensibilizado durante o movimento de flexão do cotovelo enquanto o músculo tríceps será sensibilizado durante o movimento de extensão do cotovelo.

O protocolo para a terapia propõe a realização de 2 sessões semanais de 30 minutos de duração (60 ciclos, flexão total – extensão total – flexão total do cotovelo, por sessão) durante 20 semanas. Esse protocolo está baseado nos trabalhos realizados com hemiplégicos e paraplégicos, já que não há registros de um protocolo específico para membros superiores de lesados medulares (ROSATI, GALLINA e

MASIERO, 2007; HESSE et. al., 2003; LUM et. al., 2002; KUTTUVA et. al., 2005; SANCHEZ et. al., 2006; KREBS et. al., 2004; NEF, MIHELJ e RIENER, 2007; KAHN et. al., 2006; NAKAZAWA et. al., 2004).

A eficiência da Terapia Assistida por Robô será avaliada por meio de dois métodos, a dinamometria do exercício isométrico e a eletromiografia, descritos no capítulo 8. Essas avaliações ocorrerão antes e imediatamente depois das 40 sessões de terapia, e uma avaliação intermediária está prevista para logo após a 20ª sessão. Tais métodos serão utilizados simultaneamente e buscam evidenciar o ganho na atividade muscular resultante da terapia.

CAPÍTULO 10 – CONCLUSÃO

O protótipo de Sistema Híbrido desenvolvido e avaliado neste trabalho representa uma alternativa viável no processo de reabilitação de pacientes lesados medulares que perderam parcialmente a capacidade de desenvolver funções com os membros superiores, bem como a sensibilidade. Assim, esse sistema é indicado para pacientes que possuem perdas com relação aos movimentos e a sensibilidade do braço, antebraço e mão, mas que apresentam os movimentos do ombro preservados. Como demonstraram os resultados da avaliação clínica do Sistema Híbrido, tais movimentos associados à extensão e a flexão do cotovelo, e à preensão assistidas podem melhorar o desempenho dos pacientes nas atividades que incluem os movimentos de alcance e preensão, como na tarefa de trazer um objeto para próximo do corpo.

Com relação aos demais equipamentos para reabilitação, o protótipo de Sistema Híbrido descrito representa uma inovação por atuar no membro superior, utilizando em conjunto a órtese dinâmica, a EENM e os sensores para realimentação de força. Além disso, proporciona ao paciente o controle voluntário das funções via voz (VAROTO; BARBARINI; CLIQUET Jr., 2008).

O Sistema Híbrido também pode ser utilizado em situações diárias - desde que um treinamento prévio seja feito - apresentando a vantagem de não ser exclusivamente utilizado para terapia ou em ambientes clínicos (SANCHEZ et. al., 2006; KAHN et. al., 2006; NEF et. al., 2006; RIENER; NEF; COLOMBO, 2005; HOGAN et. al., 1992; KREBS et. al., 2004; HESSE et. al., 2003; MIHELJ, NEF; RIENER, 2007; ROSATI; GALLINA; MASIERO, 2007; LUM et. al., 2002). Outra vantagem do sistema é utilizar a EENM para a geração da preensão, fato que reduz o número e o tamanho dos equipamentos utilizados pelo usuário (BENJUJA; KENNEY, 1990a; NAGAI et. al., 1998; MIHELJ, NEF; RIENER, 2007). Contudo, apenas um tipo de preensão pode ser realizado, pois é determinado pelo posicionamento dos eletrodos. E o Sistema Híbrido também possui a característica de ser modular, adaptando-se às

necessidades do paciente, como por exemplo, pela adição de canais de EENM, agregando flexibilidade e praticidade (BENJUJA; KENNEY, 1990b; WIERZBICKA; WIEGNER, 1996).

REFERÊNCIAS

ARES, M. J. J.; CASALIS M. E. P. Avaliação da incapacidade e níveis funcionais. In: GREVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROS FILHO, T. E. P. **Diagnóstico e tratamento da lesão da medula espinal**. São Paulo: Roca, 2001. cap. 4, p. 87-92.

BAILEY, J. Muscle spasms and stiffness. **MS essentials for people living with MS**. London: Multiple sclerosis society, 2009.

BEEKHUIZEN, K. S, FIELD-FOTE, E. C. Massed practice versus massed practice with stimulation: effects on upper extremity function and cortical plasticity in individuals with incomplete cervical spinal cord injury. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 19, p. 33-45, 2005.

BENJUUYA, N.; KENNEY, S. B. Hybrid arm orthosis. **Journal of prosthetics and orthotics**, v. 2, n. 2, p. 155-163, fev. 1990a.

BENJUUYA, N.; KENNEY, S. B. Myoelectric hand orthosis. **Journal of prosthetics and orthotics**, v. 2, n. 2, p. 149-154, fev. 1990b.

BHADRA, N.; KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H. Implanted stimulators for restoration of function in spinal cord injury. **Medical engineering and physics**, v. 23, p. 19-28, 2001.

BIOMECHANICS PLATFORM SET. **Advanced mechanical technology inc.:** manual. Watertown (USA), 1998.

BOHANNON, R. W. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 78, p. 26-32, jan. 1997.

BROMLEY, I. **Paraplegia & tetraplegia: um guia teórico-prático para fisioterapeutas, cuidadores e familiares**. 4. Ed. Rio de Janeiro: Revinter, 1997. 228 p.

BUTERA, G. **Neuromorfofisiologia**. Campo Grande: UCDB, 2003.

BYL, N.; RODERICK, J.; MOHAMED, O.; HANNY, M.; KOTLER, J.; SMITH, A.; TANG, M.; ABRAMS, G. Effectiveness of sensory and motor rehabilitation of the upper limb following the principles of neuroplasticity: patients stable poststroke. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 17, p. 176-191, 2003.

CAI, L. L.; COURTINE, G.; FONG, A. J.; BURDICK, J. W.; ROY, R. R.; EDGERTON, V. R. Plasticity of functional connectivity in the adult spinal cord. **Philosophical transactions of the royal society B**, v. 361, p. 1635-1646, aug. 2006.

CARPENTER, M. B. **Neuroanatomia humana**. Rio de Janeiro: Interamericana, 1978.

CASILLAS, A. L. **Máquinas - formulário técnico**. São Paulo: Mestre Jou, 1963.

CASTRO, M. C. F.; CLIQUET Jr., A. Artificial grasping system for the paralyzed hand. **Artificial organs**, v. 24, n.3, p. 185-188, 2000a.

CASTRO, M. C. F.; CLIQUET Jr., A. An artificial grasping evaluation system for the paralyzed hand. **Medical and biological engineering and computing**, v. 38, p. 275-280, 2000b.

CHAE, J.; TRIOLO, R. J.; KILGORE, K. L.; CREASEY, G. H.; DIMARCO, A. F. Functional neuromuscular stimulation. In: DELISA, J. A.; GANS, B. M.; WALSH, N. E.; BOCKENEK, W. L.; FRONTERA, W. R.; GERBER, L. H.; GEIRINGER, S. R.; PEASE, W. S.; ROBINSON, L. R.; SMITH, J.; STITIK, T. P.; ZAFONTE, R. D. **Physical medicine and rehabilitation: principles and practice**. Maryland: Lippincott Williams and Wilkins, 2004. cap. 66, p. 1405-1425.

CONNOLLY, S.; AUBUT, J.; TEASELL, R. W.; JARUS, T. Upper limb rehabilitation following spinal cord injury. In: ENG, J. J.; TEASELL, R. W.; MILLER, W. C.; WOLFE, D. L.; TOWNSON, A. F.; AUBUT, J.; ABRAMSON, C.; HSIEH, J. T. C.; CONNOLLY, S. **Spinal cord injury rehabilitation evidence**. Vancouver, 2006. cap. 5, p. 134-195.

DE LUCA, C. J. **Fundamental concepts in EMG signal acquisition**. Boston, 2003.

DE LUCA, C. J. Technology and the quality of the sEMG signal. In: DE LUCA, C. J. **A**

practicum on the use of surface EMG signals in movement sciences. Boston, 2008a. cap. 2, p. 13-41.

DE LUCA, C. J. Force – sEMG signal relationship. In: DE LUCA, C. J. **A practicum on the use of surface EMG signals in movement sciences.** Boston, 2008b. cap. 3, p. 42-64.

DIGITAL FORCE GAUGE DFS-100. **Shimpo Instruments:** manual. Itasca (EUA), 2000. Disponível em: <<http://www.tequipment.net/pdf/Shimpo/DFS-100.pdf>>. Acesso em: 25 abr. 2009.

ENG, J. J.; MILLER, W. C. Rehabilitation: from bedside to community following spinal cord injury (SCI). In: ENG, J. J.; TEASELL, R. W.; MILLER, W. C.; WOLFE, D. L.; TOWNSON, A. F.; AUBUT, J.; ABRAMSON, C.; HSIEH, J. T. C.; CONNOLLY, S. **Spinal cord injury rehabilitation evidence.** Vancouver, 2006. cap. 1, p. 16-29.

ENGEL, T. The engen modular upper extremity orthotic system. **O and P world - Technical spotlight**, p. 12-14, jan. 2005.

FORCE SENSING RESISTOR (FSR). **Interlink electronics inc.:** catalog. Camarillo (USA), 2005. Disponível em: <<http://www.micronavlink.com/technology.html>>. Acesso em: 26 ago. 2005.

FORMAL, C. S.; CAWLEY, M. F.; STIENS, S. A. Spinal cord injury rehabilitation. 3. Functional outcomes. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 78, p. 59-64, mar. 1997.

GHEZ, C. Voluntary movement. In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of neural science.** New York: Elsevier, 1991. 3 ed., p. 609-625

GLANZE, W. D.; ANDERSON, K.; MYERS, T. **Mosby's medical dictionary.** Maryland: Mosby Williams and Wilkins, 2008.

GREVE, J. M. D.; CASTRO, A. W. Avaliação clínica e funcional da lesão medular – índices motores e sensitivos e funcionais utilizados. In: GREVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROS FILHO, T. E. P. **Diagnóstico e tratamento da lesão da medula espinal.** São Paulo: Roca, 2001. cap. 3, p. 65-74.

GRIMM, M. J. Analysis of muscle and joint loads. **Musculoskeletal biomechanics**. Wayne State University, Detroit, 2000. Disponível em: <http://ttb.eng.wayne.edu/>. Acesso em: 4 jun. 2004.

GUPTA, A.; O'MALLEY, M. K. Robotic exoskeletons for upper extremity rehabilitation. In: KOMMU, S. S. **Rehabilitation robotics**. Vienna: I-Tech Education and Publishing, 2007. cap. 21, p. 371-396.

GUYTON, A. C. **Fisiologia humana**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S. A., 1988.

GUYTON, A. C. **Basic neuroscience: anatomy & physiology**. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1992.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of medical physiology**. Philadelphia : Saunders, 2006.

HANDA, Y. Current topics in clinical functional electrical stimulation in Japan. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 7, n. 4, p. 269-274, 1997.

HANDA, Y.; HOSHIMIYA, N.; IGUCHI, Y.; ODA, T. Development of percutaneous intramuscular electrode for multichannel FES system. **IEEE Transactions on biomedical engineering**, v. 36, n. 7, p. 705-710, july 1989.

HÉLIOT, R.; AZEVEDO, C.; ESPIAU, B. Functional rehabilitation: coordination of artificial and natural controllers. In: KOMMU, S. S. **Rehabilitation robotics**. Vienna: I-Tech Education and Publishing, 2007. cap. 10, p. 163-186.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 10, p. 361-374, 2000.

HESSE, S.; SCHULT-TIGGES, G.; KONRAD, M.; BARDELEBEN, A.; WERNER, C. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 84, p. 915-920, june 2003.

HIDLER, J.; NICHOLS, D.; PELLICCIO, M.; BRADY, K. Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices. **Topics in stroke rehabilitation**, v. 12, n. 2, p. 22-35, 2005.

HOFFMANN, G.; LAFFONT, I.; HANNETON, .S; ROBY-BRAMI, A. How to extend the elbow with a weak or paralyzed triceps: control of arm kinematics for aiming in C6-C7 quadriplegic patients. **Neuroscience**, v. 139, p. 749–765, 2006.

HOFFMAN, L. R.; FIELD-FOTE, E. C. Cortical reorganization following bimanual training and somatosensory stimulation in cervical spinal cord injury: a case report. **Physical Therapy**, V. 87, p. 208-223, feb. 2007.

HOGAN, N.; KREBS, H. I.; CHARNNARONG, J.; SRIKRISHNA, P.; SHARON, A. MIT - Manus : a workstation for manual therapy and training I. **IEEE International workshop on robot and human communication**, p. 161-165, jun. 1992.

HOMMA, K.; HASHINO, S.; ARAI, T. An upper limb motion assist system: experiments with arm models. **IEEE International conference on intelligent robots and systems**, p. 758-763, oct. 1998.

IBRAHIM, S.; VON BÜREN, G. **Sensor for gait phase recognition**, 1998. Disponível em: <<http://www.hoshis.org/sem/GaitPhaseRecognition.html/ifabericht/>>. Acesso em: 20 ago. 2005.

JACOBS, M. L. Splint classification. In: JACOBS, M. L.; AUSTIN, N. **Splinting the hand and upper extremity: principles and process**. Maryland: Lippincott Williams and Wilkins, 2002. cap. 1, p. 2-18.

JU, M. S.; LIN, C. C. K.; CHEN, S. M.; HWANG, I. S.; KUNG, P. C.; WU, Z. W. Applications of robotics to assessment and physical therapy of upper limbs of stroke patients. In: KOMMU, S. S. **Rehabilitation robotics**. Vienna: I-Tech Education and Publishing, 2007. cap. 14, p. 243-256.

KAHN, L. E.; ZYGMAN, M. L.; RYMR, W. Z.; REINKENSMEYER, D. J. Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 3, n. 12, june 2006.

KIGUCHI, K.; FUKUDA, T. Upper-limb exoskeletons for physically weak persons. In: KOMMU, S. S. **Rehabilitation robotics**. Vienna: I-Tech Education and Publishing, 2007. cap. 16, p. 287-301.

KIRSCH, R. F.; KILGORE, K. L.; BLANA, D.; TYLER, D. J.; POLASEK, K. H.; WILLIAMS, M. R. Development of a neuroprosthesis for restoring arm and hand function via functional electrical stimulation following high cervical spinal cord injury. In: INTERNATIONAL IEEE EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING, 2005, Arlington. **Proceedings of the 2nd international IEEE EMBS conference on neural engineering**. Arlington, USA, mar. 2005. p. 5-7.

KONRAD, P. **The ABC of EMG - A practical introduction to kinesiological electromyography**. Scottsdale, 2005.

KREBS, H. I.; PALAZZOLO, J. J.; DIPIETRO, L.; FERRARO, M.; KROL, J.; RANNEKLEIV, K.; VOLPE, B. T.; HOGAN, N. Rehabilitation robotics: performance-based progressive robot-assisted therapy. **Autonomous Robots**, v. 15, p. 7–20, 2003.

KREBS, H. I.; FERRARO, M.; BUERGER, S. P.; NEWBERY, M. J.; MAKIYAMA, A.; SANDMANN, M.; LYNCH, D.; VOLPE, B. T.; HOGAN, N. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 1, n. 5, oct. 2004.

KRIVICKAS, L. S.; CARTER, G. T. Motor neuron disease. In: DELISA, J. A.; GANS, B. M.; WALSH, N. E.; BOCKENEK, W. L.; FRONTERA, W. R.; GERBER, L. H.; GEIRINGER, S. R.; PEASE, W. S.; ROBINSON, L. R.; SMITH, J.; STITIK, T. P.; ZAFONTE, R. D. **Physical medicine and rehabilitation: principles and practice**. Maryland: Lippincott Williams and Wilkins, 2004. cap. 41, p. 931-956.

KUTTUVA, M.; BOIAN, R.; MERIANS, A.; BURDEA, G.; BOUZIT, M.; LEWIS, J.; FENSTERHEIM H. The Rutgers Arm: an upper-extremity rehabilitation system in virtual reality. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON VIRTUAL REHABILITATION, 4., 2005, Catalina Island. **Proceedings of 4th International workshop on virtual rehabilitation**. 2005.

LAFFONT, I.; BRIAND, E.; DIZIEN, O.; COMBEAUD, M.; BUSSEL, B.; REVOL, M.; ROBY-BRAMI, A. Kinematics of prehension and pointing movements in C6 quadriplegic patients. **Spinal cord**, v. 38, n.6, p. 354–362, 2000.

LIMA, G. F.; VAROTO, R.; PAOLILLO, A. R.; PAOLILLO, F. R.; CLIQUET Jr., A. Restauração artificial do movimento de membros superiores de tetraplégicos: um sistema homem-máquina. In: III CONGRESSO LATINO-AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS (SLABO), 2004, Campinas. **Anais do 3º Congresso latino-americano de órgãos artificiais e biomateriais**. Campinas, Brasil, jul. 2004. 1 p.

LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia explicada – princípios e prática**. Barueri: Manole Ltda, 2001.

LUM, P. S.; BURGAR, C. G.; SHOR, P. C.; MAJMUNDAR, M.; VAN DER LOOS, M. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 83, p. 952-959, July 2002.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional electrical stimulation – closed-loop control of induced muscle contractions. **IEEE Control systems magazine**, v. 28, p. 40-50, apr. 2008.

MAUREL, N.; DIOP, A.; FITOUSSI, F.; LAASSEL, E. M.; GOURAUD, D.; PENNEÇOT, G. F. A protocol for 3D kinematics and electromyographic analysis of the upper limb applicable to cerebral palsy children. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON THE 3D ANALYSIS OF HUMAN MOVEMENT, 9., 2007, Valenciennes. **Proceedings of 9th International symposium on the 3D analysis of human movement**. Valenciennes: Université de Valenciennes, France, 2006.

MAXON DC MOTOR. **Maxon motor**: catalog. Fall River (USA), 1999.

MAYNARD Jr., F. M.; BRACKEN, M. B.; CREASEY, G.; DITUNNO, J. F.; DONOVAN, W. H.; DUCKER, T. B.; GARBER, S. L.; MARINO, R. J.; STOVER, S. L.; TATOR, C. H.; WATERS, R. L.; WILBERGER, J. E.; YOUNG, W. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. **Spinal cord**, v. 35, p. 266-274, 1997.

MÉTRAILLER, P.; BROARD, R.; STAUFFER, Y.; CLAVEL, R.; FRISCHKNECHT, R. Cyberthosis™: rehabilitation robotics with controlled electrical muscle stimulation. In: KOMMU, S. S. **Rehabilitation robotics**. Vienna: I-Tech Education and Publishing, 2007. cap. 17, p. 303-318.

MEWETT, D. T.; NAZERAN, H.; REYNOLDS, K. J. Removing power line noise from recorded EMG. In: 23rd ANNUAL CONFERENCE - IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2001, Istanbul. **Proceedings of 23rd annual conference – IEEE engineering in medicine and biology society**. Istanbul, Turkey, oct. 2001.

MIHELJ, M.; NEF, T.; RIENER, R. ARMin II - 7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2007, Rome. **Proceedings of 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation**. Rome, Italy, apr. 2007. p. 4120-4125.

MUCCIO, P.; ANDREWS, B.; MARSOLAIS, E. B. – **Electronic Orthoses: Technology, Prototypes, and Practices**. Journal of Prosthetics and Orthotics, v. 1, n. 1, p. 3-17, 1989. Disponível em: <http://www.oandp.org/jpo/library/1989_01_003.asp>. Acesso em: 13 ago. 2005.

NAGAI, K.; NAKANISHI, I.; HANAFUSA, H.; KAWAMURA, S.; MAKIKAWA, M.; TEJIMA, N. Development of an 8 DOF robotic orthosis for assisting human upper limb motion. **IEEE International conference on robotics and automation**, p. 3486-3491, may. 1998.

NAKAZAWA, K.; KAKIHANA, W.; KAWASHIMA, N.; AKAI, M.; YANO, H. Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training. **Experimental brain research**, v. 157, p. 117-123, feb. 2004.

NATHAN, R. H. Closed-loop control of the upper limb. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FES SOCIETY, 10., 2005, Montreal. **Proceedings of 10th Annual conference of the international FES society**. Montreal, Canada, jul. 2005. p. 62-64.

NEF, T.; MIHELJ, M.; COLOMBO, G.; RIENER, R. ARMin-Robot rehabilitation of the upper extremities. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2006, Orlando. **Proceedings of the 2006 IEEE International conference on robotics and automation**. Orlando, USA, may 2006. p. 3152-3157.

NEF, T.; MIHELJ, M.; RIENER, R. ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. **Medical and biological engineering and computing**, v. 45, p. 887-900, aug. 2007.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NIEMANN, G. **Elementos de máquinas**, v. 2. 5ª Reimpressão. São Paulo: Edgard Blücher Ltda, 1995.

NISHIDA, S. M. **Neurofisiologia**. Botucatu: UNESP, 2007. (Apostila da disciplina de Fisiologia do curso de Medicina da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”).

OKUBO, K.; HOSHIMIYA, N.; HANDA, Y. Development of second generation FES system for practical use. In: IEEE-EMB ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE, 1989. **Proceedings of 11th Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology**. 1989. p. 1002-1003.

ORFALE, A. G.; ARAÚJO, P. M. P.; FERRAZ, M. B.; NATOUR, J. Translation into brazilian portuguese, cultural adaptation and evaluation of the reliability of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Questionnaire. **Brazilian journal of medical and biological research**, v. 38, p 293-302, 2005.

PECKHAM, P. H.; KNUTSON, J. S. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. **Annual review of biomedical engineering**, v. 7, p. 327-360, mar. 2005.

PONS, J.L.; ROCON, E.; RUIZ, A. F.; MORENO, J. C. Upper-limb robotic rehabilitation exoskeleton: tremor suppression. In: KOMMU, S. S. **Rehabilitation robotics**. Vienna: I-Tech Education and Publishing, 2007a. cap. 25, p. 453-470.

PONS, J.L.; MORENO, J.C.; BRUNETTI, F.J.; ROCON, E. Lower-Limb Wearable Exoskeleton. In: KOMMU, S. S. **Rehabilitation robotics**. Vienna: I-Tech Education and Publishing, 2007b. cap. 26, p. 471-498.

POPOVIC, M. R.; CURT, A.; KELLER, T.; DIETZ, V. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. **Spinal cord**, v. 39, p. 403-412, 2001a.

POPOVIC, M. R.; KELLER, T.; PAPPAS, I. P. I.; DIETZ, V.; MORARI, M. **Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses**. IEEE Engineering in medicine and biology magazine, v. 20, p. 82-93, 2001b.

POPOVIC, M. R.; POPOVIC, D. B.; KELLER, T. Neuroprostheses for grasping. **Neurological research**, jul. 2002.

POPOVIC, D. B.; POPOVIC, M. B.; SINKJÆR, T. Neurorahabilitation of upper extremities in humans with sensory-motor impairment. **Neuromodulation**, v. 5, n. 1, p. 54-67, 2002.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. **Fisiologia do exercício**. São Paulo: Manole Ltda, 2000.

QUALISYS PROREFLEX MCU. **Qualisys AB**: catalog. Gothenburg (Suécia), 2005. Disponível em: <<http://www.qualisys.com/>>. Acesso em: 25 ago. 2005.

RAINETEAU, O.; SCHWAB, M. E. Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. **Nature reviews | Neuroscience**, v. 2, p. 263-273, apr. 2001.

RIENER, R.; NEF, T.; COLOMBO, G. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. **Medical and biological engineering and computing**, v. 43, p. 2-10, 2005.

ROBINSON, A. J. Physiology of muscle and nerve. In: ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysyologic Testing**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. 2 ed., p. 81-119.

ROSATI, G.; GALLINA, P.; MASIERO, S. Design, implementation and clinical tests of a wire-based robot for neurorehabilitation. **IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 15, n. 3, p. 1-10, dec. 2007.

SANCHEZ, R. J.; LIU, J.; RAO, S.; SHAH, P.; SMITH, R.; RAHMAN, T.; CRAMER, S. C.; BOBROW, J. E.; REIKENSMEYER, D. J. Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment. **IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 14, n. 3, p. 378-389, sept. 2006.

SAURON, F. N.; CASALIS, M. E. P. Órteses na lesão medular. In: GREVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROS FILHO, T. E. P. **Diagnóstico e tratamento da lesão da medula espinal**. São Paulo: Roca, 2001. cap. 4, p. 185-210.

SHAPE SENSOR S700 JOINT ANGLE. **Measurand Inc.**: manual. Fredericton (Canadá), 2001. Disponível em: <<http://www.measurand.com/manuals/S700.pdf>>. Acesso em: 24 ago. 2005.

SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. **Muscle nerve**, v. 35, p. 562-590, may 2007.

SNOEK, G. J.; IJZERMAN, M. J.; IN'T GROEN, F. A. C. G.; STOFFERS, T. S.; ZILVOLD, G. Use of the NESS Handmaster to restore handfunction in tetraplegia: clinical experiences in ten patients. **Spinal cord**, v. 38, p. 244-249, 2000.

TARICCO, M. A. Etiologia das lesões medulares. In: GREVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROS FILHO, T. E. P. **Diagnóstico e tratamento da lesão da medula espinal**. São Paulo: Roca, 2001. cap. 1, p. 1-8.

TIPLER, P. A. **Física para cientistas e engenheiros**. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

UUSTAL, H. Upper extremity orthotics. In: DELISA, J. A.; GANS, B. M.; WALSH, N. E.; BOCKENEK, W. L.; FRONTERA, W. R.; GERBER, L. H.; GEIRINGER, S. R.; PEASE, W. S.; ROBINSON, L. R.; SMITH, J.; STITIK, T. P.; ZAFONTE, R. D. **Physical medicine and rehabilitation: principles and practice**. Maryland: Lippincott Williams and Wilkins, 2004. cap. 63, p. 1367-1376.

VALENTIM NETO, J. G.; FALAVIGNA A. **Neuroanatomia – Tomo I**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2006.

VAN TUIJL, T. H.; JANSSEN-POTTEN, Y. J. M.; SEELEN, H. A. M. Evaluation of upper extremity motor function tests in tetraplegics. **Spinal cord**, v. 40, p. 51-64, 2002.

VAROTO, R.; BARBARINI, E.S.; CLIQUET Jr., A. A hybrid system for upper limb movement restoration in quadriplegics. **Artificial organs**, v. 32, n.9, p. 725-729, 2008.

VOICE DIRECT™ 364 SPEECH RECOGNITION KIT. **Sensory inc.**: manual. Sunnyvale, CA (USA), 2000.

VOLPE, B.T.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; EDELSTEIN, L.; DIELS, C.; AISEN, M. A. Novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensory-motor stimulation. **Neurology**, v. 54, p. 1938-1944, 2000.

WEILLER, C.; JÜPTNER, M.; FELLOWS, S.; RIJNTJES, M.; LEONHARDT, G.; KIEBEL, S.; MÜLLER, S.; DIENER, H. C.; THILMANN, A. F. Brain representation of active and passive movements. **Neuroimage**, v. 4, p. 105-110, 1996.

WIERZBICKA, M. M.; WIEGNER, A. W. Orthosis for improvement of arm function in C5/C6 tetraplegia. **Journal of prosthetics and orthotics**, v. 8, n. 3, p. 86-92, mar. 1996.

WILLIAMS, P. L.; WARWICK, R.; DYSON, M.; BANNISTER, L. H. **Gray anatomy**. 37. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. v. 1.

APÊNDICES

APÊNDICE A – FILTROS DIGITAIS E ROTINAS DE CÁLCULOS MATEMÁTICOS

Filtro Passa-Baixa (LP.m):

```
%Filtro Passa-Baixa

Ord = 100; %Ordem do filtro
F = 2000; %Taxa de amostragem (amostras/s)
Fc = 10; %Frequência de corte (Hz)

wn = 2*Fc/F; %Frequência de corte normalizada

B=fir1(Ord,wn); A=1; %Filtro FIR passa-baixa

freqz(B,A,2*2048,F);
[H_a,F_a]=freqz(B,A,2*2048,F);
dB_a=log10(abs(H_a))*20;
i_a=find(abs(dB_a+3)==min(abs(dB_a+3)));
title(sprintf('Filtro FIR Passa Baixa ( %0.2fHz - %dª Ordem )',F_a(i_a),Ord));
```

Filtro Passa-Alta (HP.m):

```
%Filtro Passa-Alta

Ord = 200; %Ordem do filtro
F = 2000; %Taxa de amostragem (amostras/s)
Fc = 20; %Frequência de corte (Hz)

wn = 2*Fc/F; %Frequência de corte normalizada

B=fir1(Ord,wn, 'high'); A=1; %Filtro FIR passa-alta

freqz(B,A,2*2048,F);
[H_a,F_a]=freqz(B,A,2*2048,F);
dB_a=log10(abs(H_a))*20;
i_a=find(abs(dB_a+3)==min(abs(dB_a+3)));
title(sprintf('Filtro FIR Passa Alta ( %0.2fHz - %dª Ordem )',F_a(i_a),Ord));
```

Filtro Rejeita Faixa (NF.m):

```
%Filtro para ruído proveniente da rede de energia elétrica (Notch Filter)

F = 2000; %Taxa de amostragem (amostras/s)
Fc = 60; %Frequência de corte (Hz)
Q = 50; %Fator de qualidade
```

```
wo = 2*Fc/F; %Frequência de corte normalizada
```

```
bw = wo/Q;
```

```
[B,A] = iirnotch(wo,bw); %Filtro Notch
```

```
freqz(B,A,2*2048,F);
```

```
title(sprintf('Filtro Notch ( %0.1fHz )',Fc));
```

Rotina para Filtragem (Filtrar.m):

```
%Função Filtrar
```

```
%SE - sinal original;
```

```
%SF - sinal filtrado;
```

```
SF = filter(B,A,SE);
```

Rotina para o Cálculo do Valor RMS de um Sinal (rms.m):

% Este programa calcula o valor RMS de um sinal a partir de janelas com 200 pontos com sobreposição de meia janela (100 pontos). O sinal de entrada é um vetor vertical chamado de s. O valor RMS do sinal completo é uma matriz (indexX2) que reúne os valores RMS de cada janela com seus respectivos instantes de tempo. Este programa foi desenvolvido para sinais coletados via eletromiografia com taxa de amostragem igual à 2000 amostras/s.

```
index = 0; % Contador do número de pontos do sinal resultante
```

```
x = s'; % Transforma o sinal em um vetor horizontal
```

```
y = x.^2; % Eleva todos os pontos ao quadrado
```

```
% Cálculo dos valores RMS de cada janela com sobreposição
```

```
% 100 = número de pontos sobrepostos (meia janela)
```

```
% 200 = número de pontos da janela
```

```
for i = 1:100:length(y)-200+1
```

```
    index = index+1;
```

```
    z(index) = sqrt(mean(y(i:i+200-1)));
```

```
end
```

```
sinal = z' % Transforma o sinal em um vetor vertical
```

```
x(1) = 0.05; % Instante de tempo inicial referente ao sinal resultante
```

```
% Cálculo dos valores de instante de tempo
```

```
for j = 2:index
```

```
    x(j) = x (j-1) + 0.05;
```

```
    tempo = x';
```

```
end
```

```
% Sinal resultante (RMS do sinal)
for j=1:index
    sinalrms(j,1) = tempo (j); % (instantes de tempo)
    sinalrms(j,2) = sinal (j); % (valores do RMS de cada janela)
end
```

Rotina para o Cálculo do Valor da Média de um Sinal (Media.m):

% Este programa calcula o valor da média de um sinal a partir de janelas com 200 pontos com sobreposição de meia janela (100 pontos). O sinal de entrada é um vetor vertical chamado de s. O valor da média do sinal completo é uma matriz (indexX2) que reúne os valores da média de cada janela com seus respectivos instantes de tempo. Este programa foi desenvolvido para sinais coletados via dinamometria com taxa de amostragem igual à 2000 amostras/s.

```
index = 0; % Contador do número de pontos do sinal resultante
x = s'; % Transforma o sinal em um vetor horizontal
```

```
% Cálculo dos valores da média de cada janela com sobreposição
% 100 = número de pontos sobrepostos (meia janela)
% 200 = número de pontos da janela
for i = 1:100:length(x)-200+1
    index = index+1;
    z(index) = mean(x(i:i+200-1));
end
```

```
sinal = z'; % Transforma o sinal em um vetor vertical
k(1) = 0.05; % Instante de tempo inicial referente ao sinal resultante
```

```
% Cálculo dos valores de instante de tempo
for j = 2:index
    k(j) = k (j-1) + 0.05;
    tempo = k';
end
```

```
% Sinal resultante (Média do sinal)
for j=1:index
    sinalmedia(j,1) = tempo (j); % (instantes de tempo)
    sinalmedia(j,2) = sinal (j); % (valores da média de cada janela)
end
```

Rotina para o Cálculo do Valor da Média, do Desvio Padrão e do Impulso (MDP3.m):

%Este programa calcula o valor da média, do desvio padrão e do impulso a partir dos valores de cada um dos três intervalos dos sinais provenientes do eletromiógrafo e do dinamômetro

correspondentes às contrações musculares. Os valores iniciais são T1, T2 e T3 correspondentes aos valores de tempo iniciais de cada intervalo. A matrix "Resultados (3X5)" reúne os valores da média e do desvio padrão da força e do RMS do EMG, e do impulso da força para cada um dos três intervalos.

%L = número de linhas

L=length(A);

%Primeiro Intervalo

for i=1:L

if A(i,1)==T1+1

n1=i;

end

if A(i,1)==T1+4

m1=i;

end

end

for i=n1:m1

EMG1(i-n1+1)=A(i,2);

Forca1(i-n1+1)=A(i,3);

end

%for k=1:61

% if Forca1(k)<0

% Forca1(k)=0;

% end

%end

for k=1:61

if Forca1(k)>0

Forca1(k)=0;

end

end

MEDIAEMG1=mean(EMG1);

DPEMG1=std(EMG1);

MEDIAForca1=mean(Forca1);

DPForca1=std(Forca1);

Impulso1=trapz(Forca1)/20;

%Segundo Intervalo

for i=1:L

if A(i,1)==T2+1

n2=i;

236

end

if A(i,1)==T2+4

m2=i;

end

end

for i=n2:m2

EMG2(i-n2+1)=A(i,2);

Forca2(i-n2+1)=A(i,3);

end

%for c=1:61

% if Forca2(c)<0

% Forca2(c)=0;

% end

%end

for c=1:61

if Forca2(c)>0

Forca2(c)=0;

end

end

MEDIAEMG2=mean(EMG2);

DPEMG2=std(EMG2);

MEDIAForca2=mean(Forca2);

DPForca2=std(Forca2);

Impulso2=trapz(Forca2)/20;

%Terceiro Intervalo

for i=1:L

if A(i,1)==T3+1

n3=i;

end

if A(i,1)==T3+4

m3=i;

end

end

for i=n3:m3

EMG3(i-n3+1)=A(i,2);

Forca3(i-n3+1)=A(i,3);

end

```

%for d=1:61
%   if Forca3(d)<0
%       Forca3(d)=0;
%   end
%end

for d=1:61
    if Forca3(d)>0
        Forca3(d)=0;
    end
end

MEDIAEMG3=mean(EMG3);
DPEMG3=std(EMG3);
MEDIAForca3=mean(Forca3);
DPForca3=std(Forca3);
Impulso3=trapz(Forca3)/20;

%Valores correspondentes a cada intervalo
for z=1:61
    TabFinal(1,z)=EMG1(z);
    TabFinal(2,z)=EMG2(z);
    TabFinal(3,z)=EMG3(z);
    TabFinal(4,z)=Forca1(z);
    TabFinal(5,z)=Forca2(z);
    TabFinal(6,z)=Forca3(z);
end

%Valores Finais
Resultados(1,1)=MEDIAEMG1;
Resultados(1,2)=DPEMG1;
Resultados(1,3)=MEDIAForca1;
Resultados(1,4)=DPForca1;
Resultados(1,5)=Impulso1;
Resultados(2,1)=MEDIAEMG2;
Resultados(2,2)=DPEMG2;
Resultados(2,3)=MEDIAForca2;
Resultados(2,4)=DPForca2;
Resultados(2,5)=Impulso2;
Resultados(3,1)=MEDIAEMG3;
Resultados(3,2)=DPEMG3;
Resultados(3,3)=MEDIAForca3;
Resultados(3,4)=DPForca3;
Resultados(3,5)=Impulso3;

```

APÊNDICE B – PONTUAÇÃO DOS PACIENTES PELO QUESTIONÁRIO DASH

		Pacientes					
		Q4	Q5	Q7	Q10	Q11	Q13
1	Abrir um vidro novo ou com a tampa muito apertada.	5	5	4	5	5	5
2	Escrever.	5	3	3	5	5	5
3	Virar uma chave.	5	1	2	5	5	5
4	Preparar uma refeição.	5	5	5	5	5	5
5	Abrir uma porta pesada	5	1	5	5	5	5
6	Colocar algo em uma prateleira acima de sua cabeça.	5	1	4	5	5	5
7	Fazer tarefas domésticas pesadas (por exemplo: lavar paredes, lavar o chão).	5	5	5	5	5	5
8	Fazer trabalho de jardinagem.	5	5	5	5	5	5
9	Arrumar a cama.	5	5	5	5	5	5
10	Carregar uma sacola ou uma maleta.	5	1	5	5	5	5
11	Carregar um objeto pesado (mais de 5 kg).	5	2	5	5	5	5
12	Trocar uma lâmpada acima da cabeça.	5	1	5	5	5	5
13	Lavar ou secar o cabelo.	5	1	2	5	5	5
14	Lavar suas costas.	5	2	5	5	5	5
15	Vestir uma blusa fechada.	5	1	4	5	5	5
16	Usar uma faca para cortar alimentos.	5	4	5	5	5	5
17	Atividades recreativas que exigem pouco esforço (por exemplo: jogar cartas, tricotar).	5	1*	2*	5	5	5
18	Atividades recreativas que exigem força ou impacto nos braços, ombros ou mãos (por exemplo: jogar vôlei, martelar).	5	2	5	5	5	5
19	Atividades recreativas nas quais você move seu braço livremente (como pescar, jogar peteca).	5	2	5	5	5	4
20	Transportar-se de um lugar a outro (ir de um lugar a outro).	5	5	2	5	5	5
21	Atividades sexuais.	5	2	3	5	5	5
22	Na semana passada, em que ponto o seu problema com braço, ombro ou mão afetou suas atividades normais com família, amigos, vizinhos ou colegas?	1	1	5	1	5	5
23	Durante a semana passada, o seu trabalho ou atividades diárias normais foram limitadas devido ao seu problema com braço, ombro ou mão?	1	1	3	1	4	5
24	Dor no braço, ombro ou mão.	2	2	4	1	3	4
25	Dor no braço, ombro ou mão quando você fazia atividades específicas.	1	1	5	3	3	1
26	Desconforto na pele (alfinetadas) no braço, ombro ou mão.	3	1	1	5	3	1
27	Fraqueza no braço, ombro ou mão.	5	2	4	5	4	4
28	Dificuldade em mover braço, ombro ou mão.	5	2	3	5	5	4
29	Durante a semana passada, qual a dificuldade que você teve para dormir por causa da dor no seu braço, ombro ou mão?	1	1	3	1	1	3
30	Eu me sinto menos capaz, menos confiante e menos útil por causa do meu problema com braço, ombro ou mão.	1	2	4	1	5	5

* Computador

ANEXOS

ANEXO A – PROGRAMA DO MICRO CONTROLADOR AT89C52

```

include "ioAT89s52.h"

/***** Definição das Portas *****/

#define LED1 P0      // LED correspondente a dezena
#define LED2 P2      // LED correspondente a unidade
#define UP  P2_bit.P2_7 // Crescente
#define DOWN P0_bit.P0_7 // Decrescente

int cont;           // variavel de controle

void wait_lcd()     //tempo de espera para visualização
{
    unsigned char a,b;
    for(a=0;a<5;a++)
        for(b=0;b<255;b++);
}

void wait_menu()
{
    unsigned char c;
    for(c=0;c<100;c++){
        wait_lcd();
    }
}

void up_down(){     // função que determina o
                    // valor de cada porta utilizada

switch(cont){
case 0:            // determina nível 0
    P0 = 63;       // apresenta 0 no display
    P2 = 63;       // apresenta 0 no display
    P3_bit.P3_0 = 0; // bit menos significativo do multiplexador
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 0; // bit mais significativo do multiplexador
    wait_menu();    // tempo de espera para visualização
    break;

case 1:            // determina nível 1
    P0 = 63;       // apresenta 0 no display

```

```

P2 = 6;          // apresenta 1 no display
P3_bit.P3_0 = 1;
P3_bit.P3_1 = 0;
P3_bit.P3_2 = 0;
P3_bit.P3_3 = 0;
wait_menu();
break;

case 2:          // determina nível 2
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 91;      // apresenta 2 no display
    P3_bit.P3_0 = 0;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 0;

    wait_menu();
    break;

case 3:          // determina nível 3
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 79;      // apresenta 3 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 0;
    P3_bit.P3_3 = 0;
    wait_menu();
    break;

case 4:          // determina nível 4
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 102;     // apresenta 4 no display
    P3_bit.P3_0 = 0;
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 1;
    P3_bit.P3_3 = 0;
    wait_menu();
    break;

case 5:          // determina nível 5
    P0 = 63;      // apresenta 0 no display
    P2 = 109;     // apresenta 5 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 0;
    P3_bit.P3_2 = 1;
    P3_bit.P3_3 = 0;

```

```
wait_menu();  
break;  
  
case 6:      // determina nível 6  
    P0 = 63;    // apresenta 0 no display  
    P2 = 125;   // apresenta 6 no display  
    P3_bit.P3_0 = 0;  
    P3_bit.P3_1 = 1;  
    P3_bit.P3_2 = 1;  
    P3_bit.P3_3 = 0;  
    wait_menu();  
    break;  
  
case 7:      // determina nível 7  
    P0 = 63;    // apresenta 0 no display  
    P2 = 7;     // apresenta 7 no display  
    P3_bit.P3_0 = 1;  
    P3_bit.P3_1 = 1;  
    P3_bit.P3_2 = 1;  
    P3_bit.P3_3 = 0;  
    wait_menu();  
    break;  
  
case 8:      // determina nível 8  
    P0 = 63;    // apresenta 0 no display  
    P2 = 127;   // apresenta 8 no display  
    P3_bit.P3_0 = 0;  
    P3_bit.P3_1 = 0;  
    P3_bit.P3_2 = 0;  
    P3_bit.P3_3 = 1;  
    wait_menu();  
    break;  
  
case 9:      // determina nível 9  
    P0 = 63;    // apresenta 0 no display  
    P2 = 103;   // apresenta 9 no display  
    P3_bit.P3_0 = 1;  
    P3_bit.P3_1 = 0;  
    P3_bit.P3_2 = 0;  
    P3_bit.P3_3 = 1;  
    wait_menu();  
    break;  
  
case 10:     // determina nível 10  
    P0 = 6;     // apresenta 1 no display  
    P2 = 63;    // apresenta 0 no display
```



```

P3_bit.P3_0 = 0;
P3_bit.P3_1 = 1;
P3_bit.P3_2 = 0;
P3_bit.P3_3 = 1;
wait_menu();
break;

```

```

case 11:      // determina nível 11
  P0 = 6;      // apresenta 1 no display
  P2 = 6;      // apresenta 1 no display
  P3_bit.P3_0 = 1;
  P3_bit.P3_1 = 0;
  P3_bit.P3_2 = 1;
  P3_bit.P3_3 = 1;
  wait_menu();
  break;

```

```

case 12:      // determina nível 12
  P0 = 6;      // apresenta 1 no display
  P2 = 91;     // apresenta 2 no display
  P3_bit.P3_0 = 0;
  P3_bit.P3_1 = 0;
  P3_bit.P3_2 = 1;
  P3_bit.P3_3 = 1;
  wait_menu();
  break;

```

```

case 13:      // determina nível 13
  P0 = 6;      // apresenta 1 no display
  P2 = 79;     // apresenta 3 no display
  P3_bit.P3_0 = 1;
  P3_bit.P3_1 = 0;
  P3_bit.P3_2 = 1;
  P3_bit.P3_3 = 1;
  wait_menu();
  break;

```

```

case 14:      // determina nível 14
  P0 = 6;      // apresenta 1 no display
  P2 = 102;    // apresenta 4 no display
  P3_bit.P3_0 = 0;
  P3_bit.P3_1 = 1;
  P3_bit.P3_2 = 1;
  P3_bit.P3_3 = 1;
  wait_menu();
  break;

```

```

case 15:      // determina nível 15
    P0 = 6;    // apresenta 1 no display
    P2 = 109;  // apresenta 5 no display
    P3_bit.P3_0 = 1;
    P3_bit.P3_1 = 1;
    P3_bit.P3_2 = 1;
    P3_bit.P3_3 = 1;
    wait_menu();
    break;
}
}

void main(){

/***** Inicia Programa *****/
cont = 0;      // zera variável de controle
P2_bit.P2_7 = 0;
P0_bit.P0_7 = 0;
P3_bit.P3_4 = 0;
P3_bit.P3_5 = 0;
P3_bit.P3_6 = 0;
up_down();

while(1){if((P2_bit.P2_7 == 1)&&(cont<16)){// Verifica se a porta P2.7 está
// em 1 e se não está no último nível
    ++cont;          // incrementa variável de controle
    up_down();
}
if((P2_bit.P2_7 == 1)&&(cont == 16)){// Verifica se a porta P2.7 está
// em 1 e se está no ultimo nível
    cont = 0;        // zera variável de controle
    up_down();
}
if((P0_bit.P0_7 == 1)&&(cont > 0)){// Verifica se a porta P0.7 está
// em 1 e se não está no nível 0
    --cont;          // decrementa variável de controle
    up_down();
}
if((P0_bit.P0_7 == 1)&&(cont == 0)){// Verifica se a porta P0.7 está
// em 1 e se está no nível 0
    cont = 0;        // zera variável de controle
    up_down();
}
if(P3_bit.P3_5 == 1){      // Verifica se a porta P3.5 está
// em 1, estando seta a porta P3.4

```

```
P3_bit.P3_4 = 1;
P3_bit.P3_5 = 0;
P3_bit.P3_6 = 0;
}
if(P3_bit.P3_6 == 1){          // Verifica se a porta P3.6 está
                               // em 1, estando zera a porta P3.4
    P3_bit.P3_4 = 0;
    P3_bit.P3_5 = 0;
    P3_bit.P3_6 = 0;
}
if(P3_bit.P3_7 == 1){          // Verifica se a porta P3.7 está
                               // em 1, estando vai para o nível 0
    P2 = 63;                   // apresenta 0 no display
    P0 = 63;                   // apresenta 0 no display
    P3 = 0;
    cont = 0;                  // zera variável de controle
}
}
}
```

ANEXO B – QUESTIONÁRIO DASH

Esse questionário é sobre seus sintomas, assim como suas habilidades para fazer certas atividades. Por favor, responda a todas as questões baseando-se na sua condição na semana passada.

Se você não teve a oportunidade de fazer uma das atividades na semana passada, por favor, tente estimar qual resposta seria mais correta. Não importa qual mão ou braço você usa para fazer a atividade; por favor, responda baseando-se na sua habilidade independentemente da forma como você faz a tarefa

Meça a sua habilidade em fazer as seguintes atividades na semana passada circulando a resposta apropriada abaixo:

		Não houve dificuldade	Houve pouca dificuldade	Houve dificuldade média	Houve muita dificuldade	Não conseguiu fazer
1	Abrir um vidro novo ou com a tampa muito apertada.	1	2	3	4	5
2	Escrever.	1	2	3	4	5
3	Virar uma chave.	1	2	3	4	5
4	Preparar uma refeição.	1	2	3	4	5
5	Abrir uma porta pesada	1	2	3	4	5
6	Colocar algo em uma prateleira acima de sua cabeça.	1	2	3	4	5
7	Fazer tarefas domésticas pesadas (por exemplo: lavar paredes, lavar o chão).	1	2	3	4	5
8	Fazer trabalho de jardinagem.	1	2	3	4	5
9	Arrumar a cama.	1	2	3	4	5
10	Carregar uma sacola ou uma mala.	1	2	3	4	5
11	Carregar um objeto pesado (mais de 5 kg).	1	2	3	4	5
12	Trocar uma lâmpada acima da cabeça.	1	2	3	4	5
13	Lavar ou secar o cabelo.	1	2	3	4	5
14	Lavar suas costas.	1	2	3	4	5
15	Vestir uma blusa fechada.	1	2	3	4	5
16	Usar uma faca para cortar alimentos.	1	2	3	4	5
17	Atividades recreativas que exigem pouco esforço (por exemplo: jogar cartas, tricotar).	1	2	3	4	5

18	Atividades recreativas que exigem força ou impacto nos braços, ombros ou mãos (por exemplo: jogar vôlei, martelar).	1	2	3	4	5
19	Atividades recreativas nas quais você move seu braço livremente (como pescar, jogar peteca).	1	2	3	4	5
20	Transportar-se de um lugar a outro (ir de um lugar a outro).	1	2	3	4	5
21	Atividades sexuais.	1	2	3	4	5

		Não afetou	Afetou pouco	Afetou medianamente	Afetou muito	Afetou extremamente
22	Na semana passada, em que ponto o seu problema com braço, ombro ou mão afetou suas atividades normais com família, amigos, vizinhos ou colegas?	1	2	3	4	5

		Não Limitou	Limitou pouco	Limitou medianamente	Limitou pouco	Não conseguiu fazer
23	Durante a semana passada, o seu trabalho ou atividades diárias normais foram limitadas devido ao seu problema com braço, ombro ou mão?	1	2	3	4	5

Meça a gravidade dos seguintes sintomas na semana passada:

		Nenhuma	Pouca	Mediana	Muita	Extrema
24	Dor no braço, ombro ou mão.	1	2	3	4	5
25	Dor no braço, ombro ou mão quando você fazia atividades específicas.	1	2	3	4	5
26	Desconforto na pele (alfinetadas) no braço, ombro ou mão.	1	2	3	4	5
27	Fraqueza no braço, ombro ou mão.	1	2	3	4	5
28	Dificuldade em mover braço, ombro ou mão.	1	2	3	4	5

		Não houve dificuldade	Pouca dificuldade	Média dificuldade	Muita dificuldade	Tão difícil que você não pôde dormir
29	Durante a semana passada, qual a dificuldade que você teve para dormir por causa da dor no seu braço, ombro ou mão?	1	2	3	4	5

		Discordo totalmente	Discordo	Não concordo nem discordo	Concordo	Concordo totalmente
30	Eu me sinto menos capaz, menos confiante e menos útil por causa do meu problema com braço, ombro ou mão.	1	2	3	4	5