UNIVERSIDADE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

ANA CAROLINA BARBOSA FARIA GONÇALVES

Análise da usabilidade de um dispositivo robótico desenvolvido para reabilitação de tornozelo em indivíduos hemiparéticos pós acidente vascular encefálico

São Carlos, Julho, 2013

ANA CAROLINA BARBOSA FARIA GONÇALVES

Análise da usabilidade de um dispositivo robótico desenvolvido para reabilitação de tornozelo em indivíduos hemiparéticos pós acidente vascular encefálico

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração: Dinâmica de Máquinas e Sistemas
Orientador: Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira

Este exemplar foi revisado, sob responsabilidade única do autor, em relação ao original, o qual se encontra disponível no Departamento de Engenharia Mecânica da EESC/USP.

São Carlos, Julho, 2013

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

G635a

Gonçalves, Ana Carolina Barbosa Faria
Análise da usabilidade de um dispositivo robótico desenvolvido para reabilitação de tornozelo em indivíduos hemiparéticos pós acidente vascular encefálico / Ana Carolina Barbosa Faria Gonçalves; orientador Adriano Almeida Gonçalves Siqueira. São Carlos, 2013.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em Dinâmica de Máquinas e Sistemas -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2013.

1. Hemiparesia. 2. Reabilitação do Tornozelo. 3. Reabilitação Robótica. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidata: Fisioterapeuta **ANA CAROLINA BARBOSA FARIA GONÇALVES.**

Título da dissertação: "Análise da usabilidade de um dispositivo robótico desenvolvido para reabilitação de tornozelo em indivíduos hemiparéticos pós acidente vascular encefálico".

Data da defesa: 29/08/2013

Comissão Julgadora:	**Resultado:**
Prof. Associado **Adriano Almeida Gonçalves Siqueira (orientador)** (Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)	aprovada
Dr. **Orivaldo Lopes da Silva** (Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)	aprovada
Dr. **Daniel Gustavo Goroso** (Universidade de Mogi das Cruzes/UMC)	aprovada

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenheira Mecânica:
Prof. Associado **Marcelo Areias Trindade**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Titular **Denis Vinicius Coury**

Dedico este trabalho ao meu esposo, pais e irmãos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira, pela confiança depositada em uma aluna de outra área, pela paciência em ensinar conhecimentos de uma área completamente desconhecida, por estar sempre calmo, disponível, atencioso e solícito às dificuldades enfrentadas.

Ao meu amado marido, por estar sempre ao meu lado, apoiando minhas escolhas, por incentivar meu crescimento profissional, pelo apoio nos momentos de desânimo, pela paciência nos momentos de ansiedade e irritação, pela compreensão no tempo dispensado durante esta importante etapa da minha vida.

Um agradecimento especial ao meu querido irmão Luís Felipe, que foi a peça principal para a realização deste sonho, sempre me incentivou (e incentiva) a seguir a área acadêmica. Graças a ele consegui meu primeiro contato com o grupo de robótica da EESC. Juntamente com meu irmão, agradeço ao Bruno Jardim, por ter acreditado na indicação do Luís Felipe e por ter me apresentado ao Prof. Dr. Adriano, e claro, se não fosse pela ajuda do Bruno, eu jamais teria conseguido passar nas disciplinas específicas de Engenharia Mecânica.

Não posso deixar de agradecer na sequência, além do meu irmão Luís Felipe, meus amados irmãozinhos Davi e Miguel, verdadeiros presentes de Deus, deixam minha vida mais alegre a tornam minha existência especial, sem vocês não teria graça! Cada um com seu jeitinho diferente, proporcionam um brilho extra na minha vida.

À minha querida mãe, que partiu cedo e infelizmente não encontra-se fisicamente presente para dividir esta etapa importante, mas fico feliz pela certeza de estar ao meu lado espiritualmente. Graças a ela me tornei a pessoa que sou hoje, pela sua educação rígida ao mesmo tempo amável, aprendi a enfrentar as dificuldades e não desanimar. Ainda hoje ouço suas palavras de orientação nitidamente em meu coração, e tento segui-las. Obrigada por ter conseguido lapidar a pedra bruta em tão pouco tempo (como ela mesma escreveu no meu cartão de aniversário de 15 anos).

Minha imensa gratidão estende-se ao meu paizinho, também responsável por todas as minhas conquistas. Sempre presente, meu pai-amigo, me apoiando, ouvindo meus desabafos e aconselhando. Muitas vezes nem parecia que estava conversando com meu pai, tamanha nossa intimidade e cumplicidade. Meu exemplo de força, superação e dedicação ao trabalho e à família. Sempre será meu paizão amado, e que tento disfarçar, mas ainda morro de ciúmes! Quando ele diz que sente orgulho dos filhos, meu coração responde que o orgulho é todo nosso, pois somos assim graças a sua educação e ensinamentos! Obrigada pai, por tudo!

À Silva, nova companheira do meu pai, por ter enfrentado nossa família e entrado de cabeça. No início tivemos nossas desavenças, principalmente pelo meu gênio forte e teimoso. Mas com o tempo tudo foi se acalmando e hoje vejo a sua importância em nossas vidas. Obrigada por não ter desistido da gente e por todo apoio que tem dado ao meu pai, irmãos e a mim.

À minha madrinha Vânia, sempre alegre e amorosa comigo. Por estar sempre presente em minha vida, por me aconselhar e solidária ao ouvir meus desabafos. Obrigada por desempenhar o verdadeiro papel de madrinha!

Ao Milton e Marisa, que me acolheram como filha do coração e por terem me confiado o filho tão amado. São os maiores exemplos de família, união conjugal, respeito mútuo e companheirismo.

Agradeço aos colegas do Laboratório de Mecatrônica, Luíza, Wilian e Leonardo, cada um contribuiu de maneira importantíssima para a realização deste projeto.

Ao Diego Ladeira por todo auxílio durante o projeto e pela confecção das órteses.

Agradeço a SORRI-Bauru, pelo aprendizado adquirido durante os anos de serviço e por ter mantido as portas abertas para esta parceria com a USP-São Carlos. Agradeço a todos os usuários, familiares e funcionários da SORRI-Bauru e todos os voluntários participantes da aplicação prática deste estudo.

Aos meus pacientes, em especial, Édina, Jaime e Valderez e seus familiares, por depositarem confiança no meu trabalho de reabilitação e por terem se tornados amigos e parte da minha família.

À Solange Franzolin, pelo auxílio na análise estatística dos resultados desta pesquisa, pela paciência e disponibilidade.

À Fernanda Romaguera pela atenção e sugestões iniciais deste trabalho.

À Elenise, pelas orientações à respeito das normas metodológicas.

Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica da EESC.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Mecânica por contribuir com o desenvolvimento do projeto.

Durante todo desenvolvimento deste trabalho, conto com a companhia da incondicional Cindy, sempre encostada em mim para mostrar-se presente com seu calor e amor canino!

Enfim, agradeço a todas as pessoas que são especiais em minha vida, meus familiares, avós, tios, primos, amigos, que de alguma forma ou outra contribuíram para a minha formação.

"Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um
novo começo, qualquer um pode começar
agora e fazer um novo fim."
Chico Xavier

RESUMO

GONÇALVES, A. C. B. F. **Análise da usabilidade de um dispositivo robótico desenvolvido para reabilitação de tornozelo em indivíduos hemiparéticos pós acidente vascular encefálico.** 2013. 139 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

As doenças cerebrovasculares, incluindo o acidente vascular encefálico (AVE), são a segunda causa de morte no mundo, e o principal causador das incapacidades na população adulta. Devido à reorganização cortical, quanto mais precoce a reabilitação é realizada, melhores são os resultados. Desta forma, novos tratamentos e soluções tecnológicas foram desenvolvidos para enfrentar os desafios da reabilitação pós AVE, por exemplo, aumento da intensidade e duração da terapia incluindo manipulação externa, treinamento do movimento bilateral, e reabilitação robótica. Os dispositivos robóticos possibilitam a realização de tarefas específicas repetidas vezes, de forma controlada e confiável, fator determinante para a facilitação da reorganização cortical, com aumento da habilidade motora e melhora do desempenho das atividades funcionais. O objetivo principal deste trabalho foi verificar a adequação e usabilidade da Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo – PRRT em indivíduos que precisam de reabilitação de tornozelo decorrente de sequela de AVE, a fim de realizar eventuais ajustes antes que o equipamento seja incorporado na prática clínica. A metodologia consistiu em verificar a adequação ergonômica e técnica do equipamento, e avaliar a satisfação do usuário após o seu uso por meio de questionário. O aparelho foi avaliado tanto em pacientes com déficit motor de hemiparesia, como em indivíduos sem deficiências. Os resultados experimentais mostram que o equipamento é adequado como um recurso auxiliar na avaliação da amplitude de movimento articular do tornozelo e da força muscular, beneficiando os terapeutas na avaliação dos ganhos reais obtidos com as terapias. A partir das respostas ao questionário, verifica-se que os indivíduos sentiram-se satisfeitos com o recurso. Portanto, conclui-se que a PRRT é um recurso auxiliar promissor no tratamento do tornozelo de indivíduos que sofreram lesão neurológica, podendo trazer benefícios em relação à amplitude de movimento e ganho de força, além de proporcionar uma terapia prazerosa e estimulante aos pacientes.

Palavras-chave: Hemiparesia, Reabilitação do Tornozelo, Reabilitação Robótica.

ABSTRACT

GONÇALVES, A. C. B. F. Usability Analysis of a robotic device developed for ankle rehabilitation of post-stroke hemiparetic subjects. 2013. 139 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

Cerebrovascular diseases, including stroke, are the second leading cause of death worldwide and the leading cause of disability in the adult population. Due to cortical reorganization, the earlier rehabilitation is performed, the better the results. In this way, new treatments and technological solutions were developed to meet the challenges of rehabilitation after stroke, for example, increase of intensity and duration of therapy including external manipulation, bilateral movement training, and rehabilitation robotics. Robotic devices allow performing specific tasks repeatedly in a controlled and reliable way, a key factor for cortical reorganization, with increase of motor skills and improvement of functional activities performance. The main objective of this work was to verify the adequacy and usability of the Robotic Platform for Ankle Rehabilitation in post-stroke patients who need ankle rehabilitation, in order to make any necessary adjustments before the equipment be incorporated into clinical practice. The methodology consisted in verifying ergonomic and technical adequacy, and evaluates user satisfaction after use through a questionnaire. The device was evaluated in patients with motor deficit of hemiparesis, as well as in individuals without disabilities. Experimental results show the proposed equipment is suitable as an auxiliary resource in evaluating the range of motion and muscle strength of the ankle, assisting therapists in the evaluation of real gains obtained with the therapies. From the questionnaire responses, the individuals said they were satisfied with the resource. Therefore, it is concluded that the PRRT is a promising auxiliary resource in the treatment of individuals who have suffered neurological damage, bringing benefits with relation to range of motion and muscle strength, as well as providing pleasurable and stimulating therapy to patients.

Keywords: Hemiparesis, Ankle Rehabilitation, Rehabilitation Robotics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação do brotamento neuronal 28
Figura 2 – Vista lateral dos ossos do pé 35
Figura 3 – Eixos de movimentos da articulação do tornozelo e pé 35
Figura 4 – Eixos de movimentos do tornozelo 36
Figura 5 – Movimentos articulares do tornozelo 37
Figura 6 – Músculos do compartimento anterior e posterior da perna 38
Figura 7 – Comportamento dos pés durante a passada 39
Figura 8 – Ciclo da marcha humana 40
Figura 9 – HAL-5 47
Figura 10 – Órtese robótica Lokomat 48
Figura 11 – Anklebot, robô projetado para auxiliar a terapia e avaliar a função do tornozelo 49
Figura 12 – Órtese tornozelo pé, com dois graus de liberdade 53
Figura 13 – Órtese tornozelo pé ativa, com atuação em um grau de liberdade por meio de um tendão robótico 54
Figura 14 – Exoesqueleto e órtese tornozelo-pé ativa desenvolvidos no Laboratório de Mecatrônica 56
Figura 15 – Plataforma Rutgers Ankle associada ao sistema de realidade virtual . 56
Figura 16 - Plataforma Robótica Portátil 58
Figura 17 – Plataforma Robótica de Reabilitação do Tornozelo – PRRT 60
Figura 18 – Configuração do AES para controle de força 61
Figura 19 – Interface gráfica do jogo *O Guloso* 63
Figura 20 – Interface gráfica do jogo *O Atleta* 64
Figura 21 – Tipos de obstáculo 64
Figura 22 – Posicionamento do pé direito durante o desenvolvimento da PRRT, associada a órtese de tornozelo e pé 66
Figura 23 – Órteses de tamanho P, composta por tiras de velcro para estabilizar e posicionar corretamente o pé do paciente 66
Figura 24 – Posicionamento dos pés dos sujeitos hemiparéticos: Fixação da órtese na PRRT 67
Figura 25 – Teste de sensibilidade térmica e tátil 69

Figura 26 – Goniômetro, equipamento utilizado para graduar a amplitude articular 70
Figura 27 – Posicionamento do membro inferior 73
Figura 28 – Posicionamento correto do membro superior para evitar influência de padrões patológicos 74
Figura 29 – Configuração inicial dos jogos *O Guloso* e *O Atleta* 74
Figura 30 – Mensuração inicial para obtenção da média discreta de amplitude de movimento articular e força muscular dos dorsiflexores, respectivamente 75
Figura 31 – Representação de *O Guloso* e o alvo a ser atingido 75
Figura 32 – Tipos de obstáculos: barra menor (30% da força máxima), barra maior (50%) e piscina (30%, isométrica) 76
Figura 33 – Desempenho do movimento articular do tornozelo hemiparético (E) durante o jogo "O Guloso" 108
Figura 34 – Desempenho do movimento articular do tornozelo preservado (D) durante o jogo "O Guloso" 109
Figura 35 – Movimento articular do tornozelo E (hemiparético) para alcançar o item 109
Figura 36 – Desafio para estimular a ADM máxima do tornozelo E, seguido de período de descanso 110
Figura 37 – Desempenho dos músculos dorsiflexores E durante o jogo "O Atleta" 111
Figura 38 – Desempenho dos músculos dorsiflexores do hemicorpo preservado (D) durante o jogo "O Atleta" 112
Figura 39 – Barra de exigência de 30% da FM máxima, janela de tempo para transpor o objeto e FM dos dorsiflexores E realizada 112
Figura 40 – Barra de desafio com 50% da FM máxima, janela de tempo para transpor o objeto e FM dos dorsiflexores E realizada 113
Figura 41 – Desafio de contração muscular sustentada pelo obstáculo piscina 113
Figura 42 – Sugestão de ajuste: Fixar a PRRT ao chão 114

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Graduação da amplitude de movimento articular ativa do tornozelo pelo método convencional (* diferença estatisticamente significante) 89

Gráfico 2 – Graduação da amplitude de movimento articular ativa do tornozelo pela PRRT 90

Gráfico 3 – Comparação das médias em graus da amplitude articular do tornozelo ativa em ambos os membros inferiores dos dois grupos avaliados, com os métodos convencional e PRRT 90

Gráfico 4 – Comparação das medidas em Nm da FM inicial do tornozelo em ambos os membros inferiores dos dois grupos avaliados, por meio da PRRT (* diferença estatisticamente significante) 92

Gráfico 5 – Comparação das medidas em Nm do desempenho médio da FM do tornozelo durante o jogo em ambos os membros inferiores dos dois grupos avaliados, por meio da PRRT 93

Gráfico 6 – Avaliação da FM pela PRRT, comparando a FM dos indíviduos dos grupos hemiparéticos e saudáveis, sendo o MIE preservado do grupo hemiparético, e a comparação da FM no início e durante o teste 95

Gráfico 7 – Avaliação da FM pela PRRT, comparando a FM dos indíviduos dos grupos hemiparéticos e saudáveis, sendo o MIE preservado do grupo hemiparético, e a comparação da FM no início e durante o teste 95

Gráfico 8 – Análise da FM pela PRRT no início e durante os testes, nos indivíduos hemiparéticos à direita, comparando-se o hemicorpo comprometido com o preservado (* $p < 0,05$ diferença estatisticamente significante) 96

Gráfico 9 – Análise da FM pela PRRT no início e durante os testes, nos indivíduos hemiparéticos à esquerda, comparando-se o hemicorpo comprometido com o preservado (* $p < 0,05$ diferença estatisticamente significante) 97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Graduação e resposta muscular frente ao teste de prova da FM 71

Tabela 2 – Graduação da espasticidade por meio da Escala de Asworth modificada 72

Tabela 3 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido 82

Tabela 4 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a avaliação convencional 83

Tabela 5 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido 84

Tabela 6 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a avaliação convencional 85

Tabela 7 – Graduação da Força Muscular pelo teste convencional nos indivíduos com hemiparesia à direita 85

Tabela 8 – Graduação da Força Muscular pelo teste convencional nos indivíduos com hemiparesia à esquerda 86

Tabela 9 – Avaliação da espasticidade em hemiparesia à direita: quantidade de indivíduos por graduação da espasticidade em cada grupo muscular 87

Tabela 10 – n de indivíduos com clônus associado ao grau de espasticidade no hemicorpo direito 87

Tabela 11 – Avaliação da espasticidade em hemiparesia à esquerda: quantidade de indivíduos por graduação da espasticidade em cada grupo muscular 87

Tabela 12 – n de indivíduos com clônus associado ao grau de espasticidade no hemicorpo esquerdo 88

Tabela 13 – Valores de p para a avaliação da ADM, comparando os dois testes realizados (Convencional e PRRT) 91

Tabela 14 – Mensuração inicial da Força Muscular em Nm pela PRRT, no hemicorpo comprometido e preservado 93
Tabela 15 – FM durante o jogo 94
Tabela 16 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido após PRRT 98
Tabela 17 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a PRRT 99
Tabela 18 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido após PRRT 99
Tabela 19 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a PRRT 100
Tabela 20 – Porcentagem das respostas positivas e negativas em relação à utilização da PRRT em ambos os grupos 101
Tabela 21 – Mensurações dos testes convencionais para ADM e FM em ambos os MMII 106
Tabela 22 – Análise do desempenho durante o jogo “O Guloso” em ambos os MMII 107
Tabela 23 – Análise do desempenho durante o jogo “O Atleta” em ambos os MMII 111

LISTA DE SIGLAS

ADM	Amplitude de Movimento
AES	Atuador Elástico em Série
AFO	Ankle Foot Orthosis
AVE	Acidente Vascular Encefálico
AVD's	Atividade de Vida Diárias
BEC	Bom Estado de Conservação
C	Clônus
CAAE	Certificado de Apresentação para Apresentação Ética
CEP	Comitê de Ética
D	Direito
DC	Direct Current
DOF	Degree of Freedom
E	Esquerdo
EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
EEUSOP	Escola de Enfermagem da Universidade de São Paulo
EVA	Escala Visual Analógica
FAPESP	Fundação De Amparo À Pesquisa Do Estado De São Paulo
FES	Estimulação Elétrica Funcional
FM	Força Muscular
HAL	Hybrid Assistive Limb
Hz	Hertz
IC	Intervalo de confiança
Kg	Kilograma
M	Músculo
MEC	Mau Estado de Conservação
MEEM	Mini-Exame do Estado Mental
MID	Membro Inferior Direito
MIE	Membro Inferior Esquerdo
MSD	Membro Superior Direito
MSE	Membro Superior Esquerdo

MIT	Massachusetts Institute of Technology
n	Frequência absoluta
N	Newton
Nm	Newton metro
NT	Não testado
OMS	Organização Mundial de Saúde
OTPA	Órtese Tornozelo-Pé Ativa
p	Nível de significância
PAFO	Órtese Tornozelo Pé Ativa
PRRT	Plataforma Robótica de Reabilitação do Tornozelo
Q	Questão
r	Teste de correlação de Person
RV	Realidade Virtual
s	Desvio padrão
SISNEP	Sistema Nacional de Informações Sobre Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos
SNC	Sistema Nervoso Central
SP	São Paulo
SUS	Sistema Único de Saúde
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
USP	Universidade de São Paulo
$\bar{x}$	Média
%	Frequência relativa

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 21
1 REABILITAÇÃO MOTORA PÓS-AVE 24
1.1 Acidente Vascular Encefálico 24
1.1.1 Neuroplasticidade e Reaprendizado Motor 27
1.2 Reabilitação Motora 29
1.2.1 Fortalecimento Muscular em Hemiparéticos 32
2 PADRÃO DE MARCHA 34
2.1 Anatomia e Biomecânica do Tornozelo 34
2.1.1 Complexo Muscular Envolvido na Articulação do Tornozelo 37
2.2 Parâmetros Normais da Marcha Humana 39
2.3 Ação do Tornozelo na Marcha Humana 42
2.4 Marcha Hemiparética 43
3 **REABILITAÇÃO ROBÓTICA** 46
3.1 Reabilitação Robótica para Membros Inferiores 46
3.1.1 Exoesqueletos 46
3.1.2 Plataformas Robóticas 56
4 PLATAFORMA ROBÓTICA DE REABILITAÇÃO DO TORNOZELO 60
4.1 A Plataforma 60
4.2 Jogos Virtuais para Reabilitação do Tornozelo 62
4.2.1 O Guloso 63
4.2.2 O Atleta 64
5 METODOLOGIA 65
5.1 Procedimentos Metodológicos 65
5.1.1 Seleção e Características das Amostras 67
5.2 Avaliação Fisioterapêutica Convencional 69
5.2.1 Avaliação da Sensibilidade 69
5.2.2 Avaliação da Amplitude de Movimento Articular 70
5.2.3 Avaliação da Força Muscular 70
5.2.4 Avaliação do Tônus Muscular 71
5.3 Avaliação com a Plataforma Robótica de Reabilitação do Tornozelo 73

5.3.1 Avaliação da ADM – O Guloso 75
5.3.2 Avaliação da FM – O Atleta 76
5.5 Análise Pós Teste 77
5.6 Apresentação dos Dados e Análise Estatística 77
6 RESULTADOS E DISCUSSÕES 79
6.1 Características do Grupo Hemiparético 79
6.2 Características do Grupo Hígido 80
6.3 Resultados da Avaliação Fisioterapêutica Convencional em ambos os grupos 81
6.3.1 Resultados dos questionários de desconforto e cansaço em ambos os grupos..... 81
6.3.2 Teste de Força Muscular Convencional – Amostra Hígida 85
6.3.3 Teste de Força Muscular Convencional – Amostra Hemiparética 85
6.3.4 Avaliação da Espasticidade 86
6.3.5 Análise dos Resultados da ADM no Teste Convencional 88
6.4 Análise da Mensuração da ADM Ativa com PRRT 89
6.5 Mensuração da FM com PRRT 91
6.5.1 Comparação da FM pela PRRT nas Amostras Hemiparética e Saudável 94
6.5.2 Correlação das Mensurações da FM Inicial Pela PRRT Com Idade e Tempo de Lesão 97
6.6 Análise dos Resultados Após Utilizar a PRRT 97
6.6.1 Avaliação da Sensação de Dor e Cansaço Após PRRT 98
6.6.2 Análise dos Resultados do Questionário 100
6.7 Estudo de Caso 105
6.7.1 Avaliação Fisioterapêutica Convencional 106
6.7.2 Avaliação da ADM com PRRT 106
6.7.3 Avaliação da FM pela PRRT 110
6.7.4 Avaliação Pós Teste 114
6.8 Discussão – Adequação e Uso na Clínica 114
6.9 Discussão – Adequação e Uso na Avaliação do Paciente 115
7 CONCLUSÕES 116
REFERÊNCIAS 117
ANEXO 1 – Parecer Consubstanciado do CEP 125

APÊNDICE 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) 127
APÊNDICE 2 – Avaliação Fisioterapêutica Neurofuncional para verificar a adequação e usabilidade do equipamento para reabilitação do tornozelo por meio de terapia assistida por robô – AMOSTRA ESPECÍFICA: Hemiparéticos 129
APÊNDICE 3 – Avaliação Fisioterapêutica Neurofuncional para verificar a adequação e usabilidade do equipamento para reabilitação do tornozelo por meio de terapia assistida por robô – AMOSTRA HÍGIDA 133
APÊNDICE 4 – Questionário de Avaliação 136

INTRODUÇÃO

As doenças cerebrovasculares, incluindo o acidente vascular encefálico (AVE), são a segunda maior causa de morte no mundo, responsável por 9,7% do total de óbitos em 2006, e o principal causador das incapacidades na população adulta. Cerca de 15 milhões de pessoas sofrem um AVE no mundo anualmente; dessas, cinco milhões evoluem a óbito e outros cinco milhões tornam-se incapacitadas, com alguma sequela como dificuldade de locomover-se, distúrbios visuais e de linguagem, alterações de raciocínio e memória, tornando-se dependente de cuidados diários (ALVES, et al., 2009). Devido ao grande número de indivíduos que sobrevivem à lesão encefálica, com diferentes tipos de sequelas, novas terapias tem sido propostas nos últimos anos com o objetivo de auxiliar os profissionais a obterem uma recuperação mais rápida e eficaz dos pacientes com AVE. Dentre estas terapias, destaca-se a terapia robótica (KREBS, et al., 2008; MIRELMAN; BONATO; DEUTSCH, 2008). Entretanto, enquanto a reabilitação robótica para membros superiores em populações com sequelas de AVE crônico ou subagudo já é recomendada pela American Heart Association (MILLER, et al., 2010), a terapia robótica para membros inferiores ainda não foi comprovada, sendo que alguns estudos não encontraram ganhos significativos desta terapia com relação à terapia convencional (HIDLER, et al., 2009; HORNBY, et al., 2008). Portanto, procedimentos alternativos para a reabilitação do caminhar com auxílio de robôs continuam sendo propostos e estudados.

No grupo das sequelas de AVE relacionadas ao caminhar tem-se a marcha com compensações posturais, desconfortos músculo-esqueléticos e, principalmente, a alteração na motricidade da articulação do tornozelo, que pode provocar riscos de queda.

A articulação do tornozelo é a mais afetada em decorrência de um AVE e uma das principais durante o caminhar. Diversos dispositivos robóticos foram desenvolvidos com a finalidade de reabilitar esta articulação, agrupados em duas grandes: exoesqueletos e plataformas robóticas. Em Zhang, Davies e Xie (2013), é realizada uma revisão sistemática destes dispositivos, sendo os principais resultados obtidos com o robô Anklebot e a plataforma Rutgers Ankle. O Anklebot é um exemplo de exoesqueleto, acopla-se externamente ao membro inferior do paciente e pode ser utilizado durante a deambulação ou em protocolos terapêuticos na posição sentada. A plataforma Rutgers Ankle é um dispositivo robótico do tipo plataforma Stewart, que se mantém fixo e permite ao paciente apenas exercícios sentados. Ainda segundo Zhang, Davies e Xie (2013), ainda existem poucos

estudos que comprovem e expliquem os mecanismos pelo qual ocorre a reabilitação e ganhos funcionais do tornozelo.

Buscando desenvolver tecnologia nacional nesta área e proporcionar uma alternativa mais viável economicamente a estes dispositivos desenvolvidos no exterior, foi projetada e construída no Laboratório de Mecatrônica da Escola de Engenharia de São Carlos a Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo (PRRT), um dispositivo robótico que possibilita a movimentação da articulação do tornozelo tanto de forma ativa como passiva (AMARAL, 2011). O objetivo deste trabalho é realizar uma análise da adequação e usabilidade deste equipamento por meio de testes em indivíduos hemiparéticos e indivíduos saudáveis, buscando avaliar a viabilidade da incorporação do equipamento na prática clínica.

Com base em ensaios clínicos realizados em outros estudos a respeito da usabilidade e eficácia de órteses tornozelo-pé ativas, espera-se que este dispositivo beneficie indivíduos que sofreram lesão cerebral, pois proporciona movimentação ativa da articulação do tornozelo, resultando na melhoria da Força Muscular (FM), do controle motor e da sensibilidade. Além de proporcionar momentos lúdicos, de descontração, lazer e bem estar ao praticante, através dos jogos computacionais que promovem a interação entre o paciente e o dispositivo. Além disso, o dispositivo em estudo pode influenciar de forma positiva na melhora da qualidade de vida, promovendo inclusão social e incentivo à continuidade do processo de reabilitação.

Do ponto de vista da avaliação do paciente, o equipamento também é utilizado para mensurar com exatidão a FM dos dorsiflexores e a amplitude de movimento articular ativa de dorsiflexão, tendo em vista a escassez de recursos de avaliação objetiva para os profissionais de Fisioterapia.

No protocolo proposto neste trabalho, a PRRT é avaliada como recurso auxiliar nos exercícios para melhorar a FM, a amplitude de movimento articular de dorsiflexão e a coordenação motora na articulação do tornozelo, por meio de jogos computacionais desenvolvidos especificamente para estas atividades.

OBJETIVOS:

O objetivo principal deste trabalho foi verificar a adequação e usabilidade da Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo – PRRT em indivíduos que precisam de reabilitação

de tornozelo decorrente de sequela de AVE, a fim de realizar eventuais ajustes antes que o equipamento seja incorporado na prática clínica.

Como objetivos específicos optou-se por verificar a adequação ergonômica e técnica da PRRT em duas populações (hígida e específica); avaliar a satisfação do usuário após o uso do equipamento por meio de questionário; e identificar por meio do resultados do questionário e de medidas obtidas diretamente da plataforma possíveis ajustes necessários.

Organização dos capítulos

O Capítulo I contém o conceito de Acidente Vascular Encefálico (AVE) e uma revisão bibliográfica sobre reabilitação motora pós AVE.

O Capítulo II trata das definições dos padrões de marcha normal e patológica, descrição das estruturas anatômicas e movimentos articulares do tornozelo.

O Capítulo III refere-se à reabilitação robótica por meio da apresentação de estudos atuais, em andamento no Brasil e exterior.

O Capítulo IV apresenta a Plataforma Robótica de Reabilitação do Tornozelo (PRRT) e os jogos virtuais associados.

O Capítulo V descreve a metodologia utilizada para aplicar a PRRT em indivíduos hemiparéticos e saudáveis.

Os resultados e discussões obtidas após a aplicação prática da PRRT e sugestões para trabalhos futuros são apresentadas no capítulo VI e o Capítulo VII contém as conclusões.

CAPÍTULO I

1 REABILITAÇÃO MOTORA PÓS-AVE

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), o Acidente Vascular Encefálico (AVE) decorre da interrupção do suprimento sanguíneo ao cérebro, resultado de uma isquemia que gera um bloqueio vascular (AVE isquêmico) ou por uma ruptura de um vaso que provoca uma hemorragia (AVE hemorrágico) (ALVES et al., 2009; CRUZ; SANTANA; DUMAS, 2012; MOURA et al., 2009; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

O AVE é responsável por altas taxas de morbimortalidade, sendo a terceira causa de morte no mundo, responsável por 10%. Os indivíduos que sobrevivem ao AVE apresentam sequelas decorrentes da lesão (ALVES, et al., 2009). Para tratar estas sequelas são implantadas alternativas de tratamentos com medicamentos, cirurgias e fisioterapia entretanto, os pacientes permanecem com alterações cognitivas e sensório motoras e necessitam de assistência por tempo prolongado (CRUZ; SANTANA; DUMAS, 2012).

A reabilitação motora baseia-se nos conceitos de neuroplasticidade, que proporciona uma reorganização cerebral a partir de estímulos sensório-motores. A Fisioterapia busca desenvolver estratégias adequadas para promover a plasticidade neuronal e produzir alterações no comportamento do indivíduo que forneçam vantagens terapêuticas (CRUZ; SANTANA; DUMAS, 2012; RIBEIRO, 2005; ROY et al., 2009).

1.1 Acidente Vascular Encefálico

Responsável pela maior causa de incapacidades em adultos, o AVE provoca consequências funcionais dos déficits primários neurológicos que, geralmente, predispõem aos sobreviventes um padrão de vida sedentário, com limitações individuais para as atividades de vida diárias (AVD´s) e reserva cardiológica reduzida (SCHUSTER; SANI; DALBOSCO, 2007). É uma doença multifatorial que envolve diversos fatores de risco, como idade, sexo, fumo, hipertensão, entre outros. Predominantemente acomete adultos de meia idade e idosos

(SANTOS, 2010). Em virtude do risco da incidência aumentar conforme a idade, o último censo brasileiro divulgou um crescimento expressivo da população com 65 anos ou mais, passando de 4,8% em 1991 para 5,9% em 2000 e 7,4% em 2010. Atualmente o número de idosos no Brasil atinge cerca de 14 milhões (SIQUEIRA, 2011).

Nos Estados Unidos e na Europa há uma prevalência de 200 a 300 novos casos de AVE em cada 100.000 habitantes por ano, contabilizando atualmente no mundo, cerca de quarenta e nove milhões de indivíduos que sobreviveram ao AVE e que convivem com alguma sequela ou incapacidade funcional (ARAÚJO, 2011). Em relação ao Brasil, a cada ano são registrados aproximadamente 90 mil óbitos por doenças cerebrovasculares. O Sistema Único de Saúde (SUS) registrou no ano de 2008 cerca de 200 mil internações por AVE, que resultaram em um custo de aproximadamente R$ 270 milhões. Desse total, 33 mil casos evoluíram para óbito (ABRAMCZUK; VILLELA, 2009).

As sequelas decorrentes da lesão englobam uma série de déficits, como alterações no nível de consciência, comprometimento nas funções dos sentidos, motricidade, cognição, percepção e linguagem (LOPES et al., 2004; OTTOBONI; FONTES; FUKUJIMA, 2002; ROMERO, et al., 2008; SCHUSTER; SANI; DALBOSCO, 2007), que por conseguinte alteram a capacidade funcional, a independência e a qualidade de vida dos indivíduos. As sequelas variam de acordo com o local e a extensão da lesão, a quantidade de fluxo sanguíneo colateral e o tratamento inicial da fase aguda, estes diferentes níveis de comprometimento determinam a gravidade e individualidade dos déficits neurológicos de cada paciente (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

Em relação à função motora, estão envolvidas a paralisia ou paresia dos músculos do lado do corpo contralaterais à lesão cerebral. A hemiplegia é a forma mais comum de paralisia, e envolve o membro superior e inferior de um lado do corpo, podendo incluir a face. A perda parcial da mobilidade é conhecida como hemiparesia (GREVE, 2007).

O controle motor é a capacidade de regular os mecanismos essenciais para o movimento, porém não significa apenas a ativação dos motoneurônios para desencadear a contração muscular, o Sistema Nervoso Central (SNC) deve receber informações sobre a forma como está transcorrendo o movimento para poder corrigi-lo e adequá-lo às condições de cada momento. O processo, responsável pela precisão do ato motor é denominado coordenação motora (MOURA et al., 2009). A presença de déficit do controle motor pode ser caracterizada por fraqueza muscular, alteração do tônus e movimentos estereotipados, que

podem limitar as habilidades para realizar atividades como deambular, subir escadas e auto cuidar-se.

Imediatamente após o AVE há perda do tônus muscular, referido como paralisia flácida, que se caracteriza por perda de movimento voluntário e ausência da espasticidade reflexa. Não há resistência quando se aplica alongamento na musculatura. Usualmente há pouco ou nenhum movimento voluntário durante este estágio inicial que permanece por dias, horas ou semanas. O tônus muscular tende a aumentar gradualmente e a espasticidade a se instalar (TEIXEIRA-SALMELA, et al., 2000). A espasticidade caracteriza-se pela dificuldade de se movimentar passivamente uma articulação devido à intensa contração dos músculos que normalmente a mobilizam, e pela tendência à volta imediata à posição inicial quando a força imposta é cessada, além da característica de velocidade dependente. Associa-se à exacerbação dos reflexos tendinosos, sendo uma das sequelas mais comuns presentes nas lesões do SNC (SCHUSTER; SANI; DALBOSCO, 2007).

No AVE há uma afinidade da espasticidade pela musculatura flexora dos membros superiores e extensora dos membros inferiores; além dela, outro fator limitante é a fraqueza muscular, decorrente das mudanças fisiológicas do músculo plégico. A atrofia muscular é consequente do desuso, da perda dos efeitos tróficos centrais, da atrofia neurogênica, do repouso excessivo no leito durante a fase aguda, da perda de unidades motoras, da alteração na condução dos nervos periféricos e do estilo de vida sedentário. Uma hipótese para esta perda é a degeneração do trato corticoespinhal, resultando em alterações trans-sinápticas nos motoneurônios. As unidades motoras do lado parético são mais fatigáveis, levando ao déficit de resistência. A área fascicular total e o número total de fibras grandes mielinizadas da parte ventral da coluna lombar estão diminuídas significativamente, há também diminuição da área de seção transversa das células do corno anterior da medula cervical do lado afetado em relação ao lado preservado (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). Esses fatores contribuem ao surgimento da baixa auto-estima, depressão, isolamento social, diminuição da aptidão física e como consequência afetam diretamente a deambulação (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2005).

A repercussão desta sequela traz limitações às atividades e restrições de participação social deste indivíduo. A capacidade em realizar a marcha comunitária é um marco para sua independência funcional (FRANZOI; KAGOHARA, 2007). Assim, os pacientes sobreviventes do AVE sofrem uma deterioração de sua qualidade de vida em função das limitações e incapacidades de ordem física e cognitiva, além dos desajustes familiares que

podem ser causados pela situação de dependência física, psicológica e/ou econômica, e até mesmo exclusão social. A OMS inclui seis domínios principais relacionados à qualidade de vida, sendo eles a saúde física, estado psicológico, níveis de independência, relacionamento social, características ambientais e padrão espiritual (DELBONI; MALENGO; SCHMIDT, 2010).

1.1.1 Neuroplasticidade e Reaprendizado Motor

O SNC possui uma rede neural com células especializadas que fazem inúmeras sinapses a todo o momento e resultam em comportamento e ações motoras. Os desarranjos decorrentes de lesões estimulam os processos de reorganização e regeneração (RIBEIRO, 2005).

As células neuronais não se reproduzem, no entanto, na lesão de uma via nervosa, ocorre brotamento colateral de vias próximas com funções similares e irão suprir a deficiência do neurônio afetado (DORETTO, 2005). Afifi e Bergman (2007), explicam que esta reorganização ocorre em decorrência do SNC não apresentar-se estático ou inflexível, tornando possível a formação de novas sinapses para compensar as perdidas em consequência de lesões, sendo a plasticidade neuronal mais significativa após denervação parcial onde os axônios remanescentes que não foram acometidos projetam-se para os locais denervados parcialmente, desenvolvendo brotos axionais que crescem e formam novas sinapses que irão substituir as lesionadas.

A Figura 1 ilustra um esquema simplificado do brotamento colateral onde os neurônios 1 e 2, inicialmente, possuem sinapses com determinado núcleo do SNC. Caso ocorra uma lesão no neurônio 2, ocorrerá o brotamento colateral realizado pelo neurônio 1 que irá ocupar o sítio receptivo que anteriormente pertencia ao ramo colateral do neurônio 2.

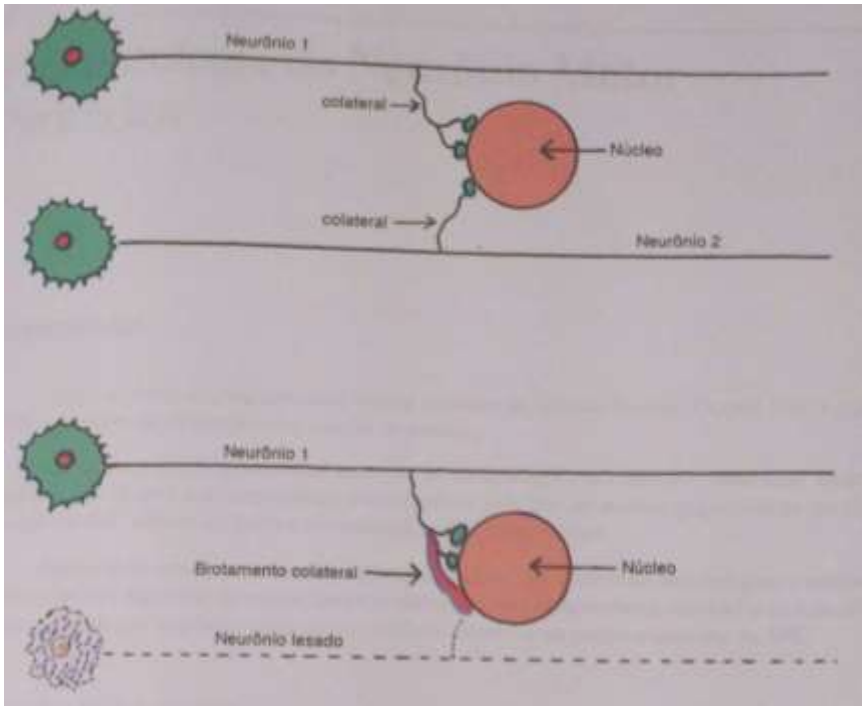


Figura 1 – Representação do brotamento neuronal
Fonte: Doretto, 2005, p. 13

A recuperação motora ocorre por processos de aprendizagem que estimulam a reorganização e reestruturação dos neurônios por meio de alterações nas sinapses e liberação de neurotransmissores (BORGES et al., 2007; ROY et al., 2009).

A capacidade de formação dos brotos e sinapses funcionais variam de uma região encefálica a outra e também de acordo com as espécies, pois mesmo com a similaridade anatômica, fisiológica e bioquímica, o comportamento humano difere de indivíduo para indivíduo e essa diferença comportamental influencia a neuroplasticidade encefálica para adequar-se ao ambiente (AFIFI; BERGMAN, 2007). Para complementar, Doretto (2005), descreve sobre a importância da esfera do psiquismo, onde a força de vontade, a motivação real do paciente em relação à sua melhora e a dedicação ao tratamento de reabilitação motora, contribuem efetivamente na recuperação motora pós lesão encefálica.

A neuroplasticidade é uma característica marcante e constante da função neuronal, mesmo no SNC saudável. Diariamente, em todos os momentos da vida, uma energia derivada do ambiente incide sobre o SNC, e provoca uma marca ou alteração, modificando-o de alguma maneira, isso ocorre nas mudanças no dia-a-dia, ou frente a lesões encefálicas (LENT, 2005). A relação entre indivíduo e o ambiente diferencia e molda os circuitos neurais, o que comprova a neuroplasticidade e a individualidade neural do organismo. De forma similar, as

alterações ambientais influenciam direta ou indiretamente os aspectos plásticos do SNC e, consequentemente, os resultados da reabilitação do paciente neurológico (RIBEIRO, 2005).

Com o uso de estratégias adequadas estabelecidas pelo fisioterapeuta ocorre promoção da plasticidade neuronal para reorganização cortical. A lesão encefálica reduz a excitabilidade do hemisfério cerebral afetado decorrente da lesão e do desuso, provoca desequilíbrios na interação entre os hemisférios cerebrais. Assim, com as diversas modalidades da Fisioterapia espera-se uma melhora na performance motora que colaboram com as mudanças apropriadas na organização cerebral (CRUZ; SANTANA; DUMAS, 2012). Com a dificuldade em realizar uma determinada tarefa funcional, a fisioterapia estimula o paciente a descobrir outras estratégias para realizar a tarefa proposta por meio dos sistemas neurais preservados (WHYTE, et al., 2002).

Moura et al. (2009), acrescentam que para ocorrer o reaprendizado motor a atividade trabalhada deve ter algum significado ou importância para o indivíduo, ou seja, a tarefa deve ser realizada a partir de uma meta ou alvo a ser atingido, dessa forma estimula-se o movimento funcional que paralelamente envolve a cognição (planejamento motor); coordenação; parametrização (sentido, direção, medida, etc.). Para que ocorra o aprendizado e consequente automatização da função são necessárias muitas repetições, pois ocorrem adaptação e habituação neural com atividades demasiadamente repetitivas ou consistentes.

O'Sullivan e Schmitz (2004), enfatizam que o ganho da reorganização funcional é consequente a estimulação e utilização do lado afetado e assim evita-se o desuso e a inadequada adaptação aos padrões de movimentos anormais. Com isso, o fenômeno "desuso aprendido", referente à eliminação de um movimento devido ao desenvolvimento da plasticidade neural anormal, é reduzido com os programas terapêuticos baseados no modelo de aprendizado motor normal, que engloba a eliminação da atividade muscular desnecessária, feedback, prática, repetição, inter-relação entre postura e movimento. E assim, minimiza-se o "aprendizado do não uso" decorrente da imobilização, uso incorreto do seguimento devido às compensações, fatores comumente encontrados nos indivíduos que sofrem lesão encefálica (MOURA et al., 2009).

1.2 Reabilitação Motora

Os programas de tratamento fisioterapêutico enfocam a capacidade de interferir nos mecanismos de plasticidade do SNC, para isso é importante o trabalho em equipe e as

técnicas utilizadas para estimular a plasticidade do encéfalo e músculos e assim maximizar a reabilitação (MOURA et al., 2009). De acordo com O'Sullivan e Schmitz (2004), a estimulação realizada pela reabilitação e o ambiente enriquecido promovem uma função importante na regeneração e na recuperação do cérebro. Ao ser iniciada na fase aguda, logo após a lesão, os resultados e recuperação são otimizados pois a mobilização precoce evita ou reduz os efeitos prejudiciais do descondicionamento físico e a possibilidade de comprometimentos secundário.

O impacto que o AVE ocasiona na vida do paciente ocorre devido ao envolvimento de múltiplos sistemas (sensório-motor, perceptual, cognitivo) tornando-se indispensável à atuação de uma equipe interdisciplinar integrada, com o objetivo de maximizar a recuperação deste indivíduo. A atuação da Fisioterapia favorece a recuperação física, independência funcional e atenua as possibilidades de complicações secundárias, permitindo com que o paciente reassuma muitos aspectos de sua vida e do seu próprio meio. A recuperação após uma lesão central não ocorre aleatoriamente, ela é influenciada por diversos fatores como mudanças no SNC, relacionado à plasticidade neural; posicionamento e manejo pelos cuidadores e como o indivíduo tenta mover-se. É importante ressaltar que a reabilitação é um processo longo e árduo tornando indispensável à participação da família para que seja bem sucedido, porém a independência e a qualidade de vida justificam o tempo e o esforço (BRANDSTATER, 2002; MOURA et al., 2009).

O processo de recuperação do desempenho motor pode acontecer de diferentes maneiras e nos três diferentes estágios após o evento. Inicialmente, nas primeiras quatro semanas, ocorre a recuperação espontânea, por meio da reabsorção do hematoma e resolução da diasquise (depressão funcional transitória). A longo prazo a reparação acontece por meio da reorganização do sistema nervoso central, podendo ser subdividida em duas formas: "recuperação verdadeira" e estratégias de compensação.

Na recuperação verdadeira, os músculos comprometidos pelo AVE retornam a sua função por meio da reorganização de partes não afetadas do córtex motor. Já nas estratégias de compensação, ocorre adaptação de outros grupos musculares para a realização de movimentos e tarefas antes realizadas por meio da ativação de músculos afetados pelo AVE. Em ambos os casos o processo de recuperação pode ser estimulado e moldado por programas de reabilitação que utilizem diferentes técnicas e exercícios para que ocorra o reaprendizado motor (ARAÚJO, 2011).

Para uma recuperação plena é necessário a elaboração de programas de terapias físicas e ocupacionais individualizadas, tendo em vista que a reabilitação objetiva tornar hábil, aproveitar a capacidade máxima das funções de modo que permita o paciente se adaptar à vida em relação com o meio, conseguindo se possível, a integração das atividades de vida, relação com a família e reintegração na sociedade (CANCELA, 2008).

Em relação a melhora funcional da marcha, são utilizados métodos terapêuticos para aprimorar a habilidade da deambulação, como treinamento com meios auxiliares, auxílio verbal e manuseios do terapeuta. Os meios auxiliares permitem uma fase inicial para o treino de marcha, nos indivíduos que necessitem de um suporte maior para a marcha. As barras paralelas são um exemplo por promoverem um suporte rígido ao paciente. Com a progressão pode-se indicar um andador (comprometimento em ambos hemicorpos), evoluindo com o uso de bengalas. Moura et al. (2009), estabelecem que ao paciente deambular de 4 a 8 metros na barra paralela, pode ser iniciado o treino com bengala. Com o progresso individual, o treinamento pode ser realizado em terrenos irregulares, rampas e escadas para estimular a habilidade de deambulação nas atividades cotidianas. O treino de marcha em esteira é um recurso terapêutico utilizado frequentemente, pode associar-se ao suporte parcial do peso corporal para facilitar a troca de passos e reduzir estratégias compensatórias.

A Estimulação Elétrica Funcional (FES) utilizada para prevenção do pé equino e restauração dos padrões normais de movimento, promove recuperação da FM. Beinotti et al. (2007), realizaram um programa de treinamento associado ao suporte de peso parcial e FES, onde os resultados foram satisfatórios com redução da co-contração dos músculos antagonistas do tornozelo, aumento da velocidade decorrente do aumento do passo, e consequente melhora do equilíbrio, os autores concluíram que os ganhos obtidos são decorrentes da utilização do FES, pelo potencial de aumentar a velocidade e qualidade da marcha, pela modulação positiva do SNC decorrente do treino repetitivo.

Observa-se um maior ganho na reabilitação nos primeiros três meses após o AVE, visto como período mais crítico. Melhorias após os 3 meses também podem ser observadas. A reabilitação deve iniciar o quanto antes, visando a melhora das atividades de vida diária, melhora da FM, redução da espasticidade, adequação do equilíbrio, melhora da deambulação e reativação do lado afetado (SILVA, 2010).

Estudos recentes demonstraram que intervenções terapêuticas intensivas, como a terapia da restrição induzida do movimento, contribuíram para redução significativa do comprometimento motor e promove melhora do uso funcional do membro superior afetado

em indivíduos com mais de um ano de lesão após AVE, esta técnica se baseia na reorganização cortical (FASOLI et al., 2003). Além desta, novos tratamentos e soluções tecnológicas foram desenvolvidas para enfrentar os desafios da reabilitação pós AVE: aumento da intensidade e duração da terapia incluindo manipulação externa; treinamento do movimento bilateral; e a reabilitação robótica.

Os dispositivos robóticos também possibilitam a realização de tarefas específicas repetidas vezes, de forma controlada e confiável, o que tem sido demonstrado na literatura como fator determinante para a facilitação da reorganização cortical, com concomitante aumento da habilidade motora e melhora do desempenho das atividades funcionais.

A aplicação de robôs em reabilitação data do início dos anos 90, porém o aumento de trabalhos nesta área nos últimos anos se deve à mudança de paradigma. De uma tecnologia assistiva para pessoas com deficiência para procedimentos baseados na terapia robótica, que utiliza a tecnologia para suportar e aumentar a produtividade e eficiência dos terapeutas visando à recuperação dos pacientes (KREBS et al., 2008). Este aumento de produtividade e eficiência destaca-se como uma solução viável para o aumento do número de casos de AVE e o consequente aumento dos custos de tratamento (SIQUEIRA, 2011). Assim, a engenharia de reabilitação tem fornecido enfoque à utilização de equipamentos mecânicos e eletromecânicos para ajudar na recuperação de pacientes com deficiências motoras. É preciso, entretanto, que o paciente tenha interação ativa com o robô, de forma que o dispositivo forneça potência somente quando necessário, ou seja, o indivíduo é estimulado a treinar seus músculos e seus movimentos de forma gradativa.

1.2.1 Fortalecimento Muscular em Hemiparéticos

As alterações motoras relacionadas à fraqueza muscular, espasticidade, descondicionamento físico e os padrões anormais de movimento, dificultam a capacidade de graduar e sincronizar os músculos hemiparéticos, afetando o desempenho funcional da marcha. A espasticidade presente na maioria dos casos provoca alterações musculares secundárias, como o desenvolvimento de contraturas que prejudicam a movimentação adequada dos seguimentos corporais (SCHUSTER; SANT; DALBOSCO, 2007).

A redução de FM pode ser agravada pela redução do número de fibras musculares e número de unidades motoras (SANTOS, 2010; TEIXEIRA-SALMETA et al., 2000). A fraqueza muscular dificulta a execução das atividades funcionais como transferências,

adequações posturais, deambulação, subir e descer escadas entre outros, por isso deve-se fazer parte da conduta terapêutica o fortalecimento muscular.

A fraqueza dos músculos que movimentam a articulação do tornozelo relaciona-se a deficiência da flexão plantar, movimento presente no final da fase de apoio da marcha, e dorsiflexão insuficiente no final da fase de balanço. Essa situação resulta da coativação exagerada dos músculos antagonistas, sendo a ativação prematura do músculo tibial anterior um fator determinante na diminuição da FM produzida na fase de propulsão da marcha. A presença dos reflexos patológicos de extensão também são responsáveis pelo déficit de FM no tornozelo hemiparético (SANTOS, 2010).

Devido ao receio em exacerbar a restrição imposta pelo músculo espástico e reforçar padrões anormais de movimento, os programas de fortalecimento muscular não são amplamente utilizados na reabilitação de hemiparéticos. Entretanto, Teixeira-Salmela et al. (2000), relatam que o fortalecimento muscular promove ganhos funcionais sem alteração do tônus muscular. Santos (2010), acrescenta que programas terapêuticos que associam fortalecimento muscular com treino de atividades funcionais resultam em ganho de força com melhora no desempenho das atividades funcionais.

Em um estudo de revisão bibliográfica realizado por Moraes et al. (2008), o treinamento resistido pode não ser benéfico para todos os tipos de hemiparesia. Os pacientes com comprometimento motor classificados em leve a moderado apresentaram resultados significativos em relação ao ganho de FM e capacidade funcional. Nos pacientes com comprometimento motor grave os resultados positivos foram decorrentes de terapias com exercícios funcionais, priorizando a repetitividade da tarefa.

CAPÍTULO II

2 PADRÃO DE MARCHA

Caminhar é a forma de nos deslocarmos de um lugar para o outro com os pés. Marcha é o processo ou os componentes da caminhada. Cada pessoa tem um estilo próprio que pode variar de acordo com a disposição do dia, por exemplo, quando se está feliz, os passos são mais leves, já quando se está triste os passos se tornam mais pesados. Alguns padrões de marcha são tão individualizados que a pessoa pode ser identificada de longe pela forma de andar, porém, apesar dos diferentes e numerosos estilos, os componentes da marcha normal são os mesmos (LIPPERT, 2008).

No entanto, a marcha humana é drasticamente alterada em pacientes pós-AVE em decorrência da perda do controle motor sobre os grupos musculares atuando nos membros inferiores, em especial na articulação do tornozelo. Neste capítulo é apresentada a ação da articulação do tornozelo na marcha humana em pessoas saudáveis e em pessoas que sofreram AVE.

2.1 Anatomia e Biomecânica da Articulação do Tornozelo

A articulação do tornozelo faz parte do grupo das articulações sinoviais, caracterizadas por liberdade de movimento, envolvidas por cápsulas articulares que contêm líquido sinovial. São os tipos mais evidentes de articulação do corpo humano e apresentam função de proporcionar grande amplitude de movimentos precisos, uniformes e ao mesmo tempo manter estabilidade, potência e firmeza aos segmentos (COLICIGNO, 2008; DANGELO; FATTINI, 2002; GRAAFF, 2003).

Os ossos envolvidos na articulação, a resistência da cápsula articular, a resistência e tensão dos ligamentos e tendões associados, o tamanho dos músculos que transpõem a articulação sua disposição e ação, são o conjunto de estruturas anatômicas que compõem a

articulação do tornozelo e limitam o movimento articular (GRAAFF, 2003; NEUMANN, 2006).

De acordo com a anatomia, o tornozelo inclui a articulação talocrural e o movimento nesta articulação resulta em movimento leve na articulação tíbio fibular e na sindesmose tibiofibular, assim essas três articulações atuam especificamente sobre o tornozelo por apresentarem a mesma função (NEUMANN, 2006). A Figura 2 ilustra os ossos que compõem a articulação do tornozelo.

Figura 2 – Vista lateral dos ossos do pé
Fonte: Netter, 2004, p. 506

Do complexo articular do tornozelo e pé partem três eixos principais que se cruzam aproximadamente na parte posterior do pé. Ao manter o pé em posição de referência, os três eixos são perpendiculares entre si (NEUMANN, 2006).

A Figura 3 ilustra os três eixos articulares principais e descreve o movimento do pé e tornozelo, quando o pé está em posição de referência, estes eixos são perpendiculares entre si. A terminologia fundamental adota como referência para análise do movimento articular do tornozelo em torno de ângulos retos com três eixos, sendo a dorsiflexão (extensão) e a flexão plantar descritas como movimento paralelo ao plano sagital em torno de um eixo medial-lateral de rotação, representado na Figura 3 como eixo X (KAPANDJI, 2000).

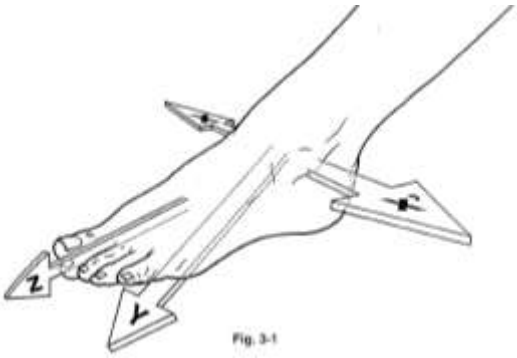


Figura 3 – Eixos de movimentos da articulação do tornozelo e pé
Fonte: Kapandji, 2000, p. 161

A eversão e inversão descrita como o movimento paralelo ao plano frontal em torno do eixo ântero-posterior de rotação, sendo a eversão uma combinação de pronação e abdução do antepé e ocorre de forma mais livre com o tornozelo em dorsiflexão, e a inversão uma combinação de supinação e adução do antepé, ocorrendo de forma mais livre com o posicionamento do tornozelo em flexão plantar.

A abdução e adução descrita como o movimento no plano horizontal (transverso) em torno de um eixo vertical (superior-inferior) de rotação. O movimento de adução permite o desvio do antepé em direção medial e a abdução em direção lateral. A Figura 4 representa os eixos de movimentos situados no tornozelo. É importante ressaltar que os movimentos de abdução e adução são possíveis devido à rotação axial do joelho flexionado (NEUMANN, 2006; KENDAL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Figura 4 – Eixos de movimentos do tornozelo
Fonte: Neumann, 2006, p. 485

No entanto, contrário à terminologia fundamental, a maioria dos movimentos do tornozelo e pé ocorrem no eixo oblíquo e não apenas nos três eixos ortogonais de rotação. Em decorrência deste fator, Neumann (2006), define a terminologia aplicada, referente à descrição dos movimentos que ocorrem perpendicularmente ao eixo oblíquo de rotação, sendo a pronação o movimento que possui elementos de eversão, abdução e dorsiflexão e resulta no movimento do pé em direção lateral, e a supinação elementos de inversão, adução e flexão plantar resulta no movimento da planta do pé em direção medial. Os movimentos articulares do tornozelo são ilustrados na Figura 5 (NEUMANN, 2006; KAPANDJI, 2000).

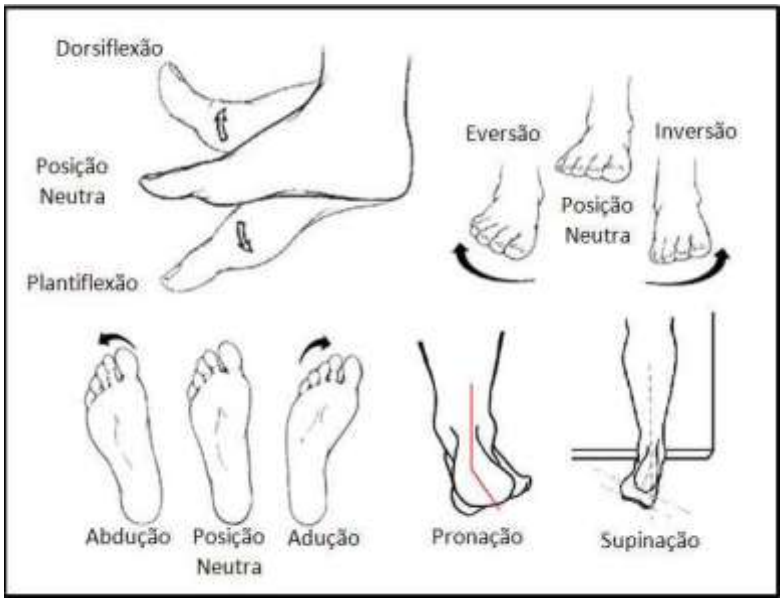


Figura 5 – Movimentos articulares do tornozelo
Fonte: Jardim, 2009, p. 54

Os maléolos não permitem movimentos laterais da articulação do tornozelo, estando limitados à flexão e extensão. A dorsiflexão do tornozelo é controlada pelo tendão calcâneo e a flexão plantar ou extensão do tornozelo pela tensão dos tendões extensores na frente da articulação e na porção anterior da cápsula articular (GRAAFF, 2003).

2.1.1 Complexo Muscular Envolvido na Articulação do Tornozelo

As funções primárias dos músculos do tornozelo e pé são proporcionar controle elástico, empuxo dinâmico e absorção de choque para a porção distal dos membros inferiores (NEUMANN, 2006). Os músculos situados na perna, com função de movimentar o tornozelo, pé e artelhos são denominados músculos do compartimento anterior, lateral e posterior da perna, de acordo com sua localização anatômica (GRAAFF, 2003; NEUMANN, 2006).

Os músculos do compartimento anterior da perna incluem os músculos tibial anterior, extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux e fibular terceiro, realizam a dorsiflexão por cruzarem anteriormente o eixo de rotação na articulação talocrural. O músculo tibial anterior realiza inversão e adução da articulação talonavicular (NEUMANN, 2006; GRAAFF, 2003).

Os músculos do compartimento lateral da perna são os fibulares longo e curto, chamados de eversores do pé, também realizam a flexão plantar, fornecem estabilidade para o lado lateral da articulação talocrural (KENDAL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Os músculos do compartimento posterior da perna totalizam sete músculos e são divididos em dois grupos, superficial e profundo, situam-se na região popularmente conhecida como panturrilha. Os músculos superficiais são os gastrocnêmios (porções medial e lateral), sóleo e plantar. Os músculos profundos são poplíteo, flexor longo do hálux, flexor longo dos dedos e tibial posterior.

O músculo gastrocnêmio apresenta duas cabeças que se originam da face posterior dos epicôndilos medial e lateral do fêmur. Em conjunto com o sóleo inserem-se no tendão calcâneo, e frequentemente são considerados como um único músculo denominado tríceps sural. Entretanto, o músculo gastrocnêmio atua sobre duas articulações, auxilia a flexão do joelho e flexão plantar do tornozelo. O músculo sóleo atua apenas no tornozelo realizando flexão plantar (GRAAFF, 2003; NEUMANN, 2006; KENDAL; McCREARY; PROVANCE, 1995). Os músculos do compartimento anterior e posterior da perna estão representados na Figura 6.

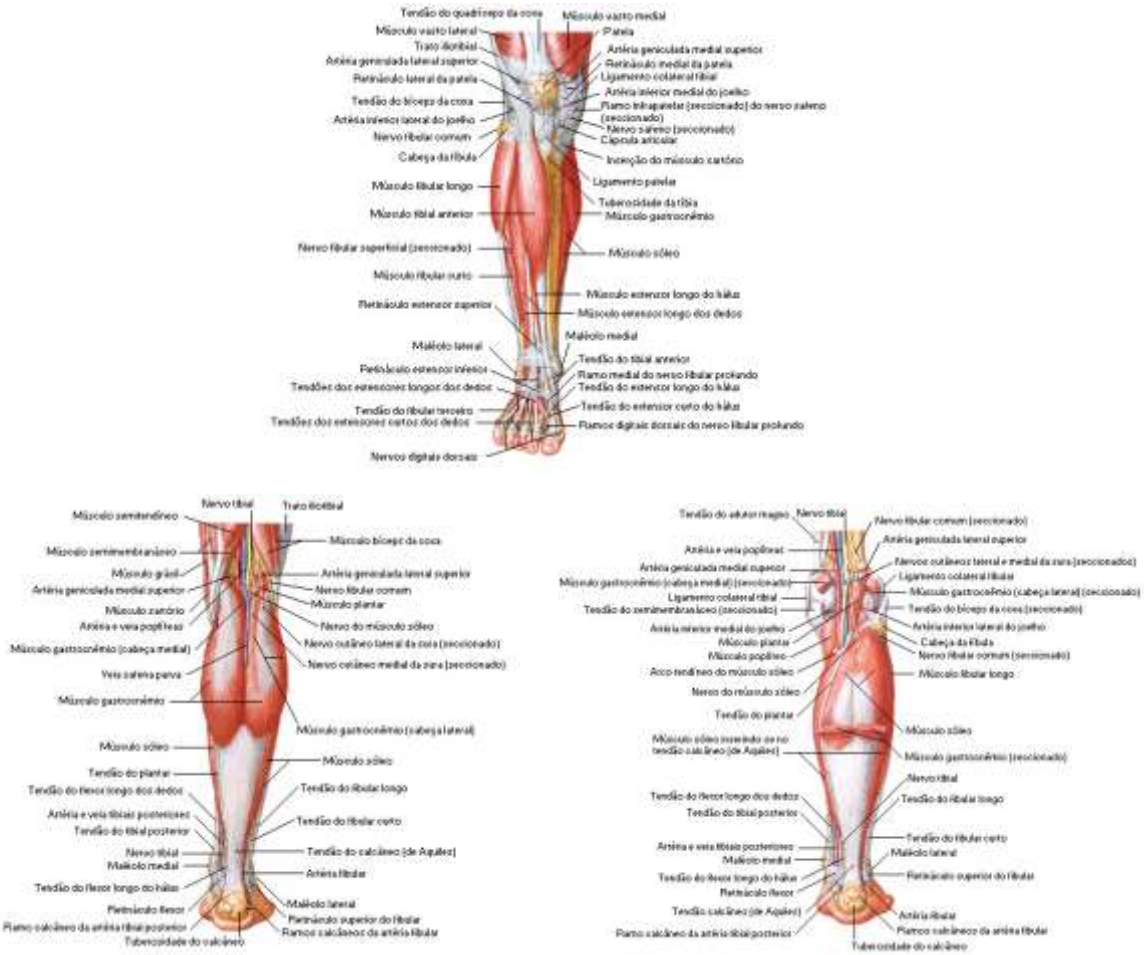


Figura 6 – Músculos do compartimento anterior e posterior da perna
Fonte: Netter, 2004, p. 501 e 503

Nos pacientes que sofreram AVE é comum a atividade inapropriada do músculo gastrocnêmio, devido à contratura ou espasticidade do tríceps sural, e também devido ao padrão em garra dos artelhos (MOURA et al., 2009). Também há uma paresia dos dorsiflexores causada pela esta atividade inapropriada dos músculos do compartimento posterior. Estudos realizados com eletromiografia quantificaram o desequilíbrio muscular do tornozelo e pé em indivíduos hemiparéticos (MOURA et al., 2009).

2.2 Parâmetros Normais da Marcha Humana

Marcha pode ser definida como uma sequência repetitiva de movimento dos membros inferiores para mover o corpo à frente e ao mesmo tempo manter a estabilidade durante o apoio. Para que ocorra progressão à frente durante a marcha, o suporte do corpo deve ser alternado entre os membros inferiores, ciclicamente (MOURA et al., 2009).

O ciclo completo da marcha corresponde ao toque do mesmo pé ao solo pela segunda vez, determinando-se o ponto 100% do ciclo. O termo passada corresponde ao ciclo completo da marcha, é a sequência de eventos que ocorrem entre os contatos sucessivos do mesmo pé. O passo equivale a um ciclo de marcha, individualmente à direita e à esquerda. A passada é composta por dois passos, um para cada membro inferior e está representada na Figura 7 (NEUMANN, 2006).

Figura 7 – Comportamento dos pés durante a passada
Fonte: Daneli, Leiria, 2005, p. 2

O evento definido como ciclo da marcha compreende a fase de apoio, período em que ocorre o contato do calcâneo no chão, e a fase de balanço, período em que o hálux (popularmente conhecido como “dedão do pé”) se eleva do solo para avançar a frente e o membro inferior fica suspenso sem contato com o chão. O ciclo de marcha, ilustrado na Figura 8, pode ser descrito em porcentagens: a fase de apoio equivale a 62% do ciclo e a fase de balanço a 38% (GREVE; AMATUZZI, 1999; MOURA et al., 2009).

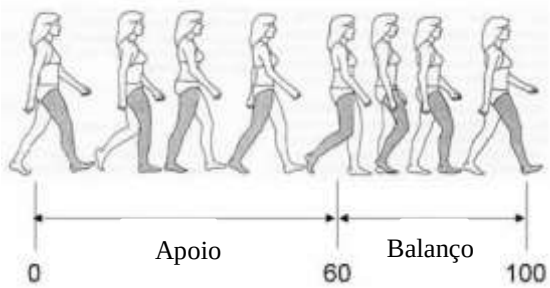


Figura 8 – Ciclo da marcha humana
Fonte: Gomes, 2013, p.1

A fase de apoio pode ser subdividida em dois períodos de duplo apoio, onde ambos os membros inferiores estão em contato com a superfície de apoio, intercalados por um período de apoio simples, quando um único pé está em contato com o solo. Cada período de duplo apoio corresponde a 12% do ciclo de marcha e o período de apoio simples a 38% (GREVE; AMATUZZI, 1999; LIPPERT, 2008; MOURA et al., 2009).

O tempo de duração das fases e subfases do ciclo da marcha está relacionado com a velocidade média em que é desempenhada. Quanto maior a velocidade média da marcha, maior será o período em apoio simples e assim, menor os períodos em duplo apoio. Por exemplo, na atividade de corrida, os períodos de duplo apoio são substituídos por períodos em que ambos os pés permanecerão fora do solo, denominado duplo balanço.

Em cada ciclo de marcha ocorrem eventos que determinam os objetivos funcionais e relacionam-se com a fase a qual pertencem. O contato inicial corresponde ao primeiro duplo apoio, que ocorre entre 0 e 10% do ciclo, caracterizado pelo momento em que o pé toca o solo e à resposta à carga, pela qual a função é a recepção da carga que é transferida de um membro inferior ao outro.

A fase do desprendimento do pé oposto do solo e o apoio terminal (instante em que o calcâneo do pé em apoio se eleva do solo) corresponde à fase de apoio simples inicia aos 10% do ciclo de marcha e termina aos 50% do ciclo, sua função é a progressão anterior do corpo sobre o pé apoiado no solo. Envolve o médio apoio, equivalente a 10 a 30% do ciclo e o apoio terminal, de 30 a 50%.

No segundo duplo apoio, que está entre os 50% a 60% do ciclo, ocorre a fase de pré-balanço, definida como a preparação para o avanço do membro durante a fase subsequente. Neste momento ambos os pés se mantém apoiados e ocorre distribuição não igualitária do peso corpóreo entre os dois membros inferiores.

A fase de balanço pode ser subdividida em balanço inicial que corresponde a 60 a 73%; balanço médio, 73 a 87% e balanço terminal de 87 a 100%. A função do balanço inicial e médio é promover a liberação do pé do solo e avanço do membro. A passagem para o balanço terminal é observada quando a tíbia se encontra em posição verticalizada em relação ao solo. O objetivo do balanço terminal é completar o avanço do membro e posicioná-lo para o próximo contato inicial (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

Para descrição temporal da marcha, utiliza-se a cadência, correspondente a quantidade de passos por minuto, também chamada de velocidade do passo. A velocidade da caminhada combina as medidas espacial e temporal e fornece informações sobre a distância percorrida em determinado tempo. A velocidade varia consideravelmente entre as pessoas de acordo com a idade e características físicas como peso e altura. A velocidade é a melhor e mais funcional medida da capacidade de caminhar de um indivíduo (NEUMANN, 2006).

A marcha funcional com baixo custo energético deve resolver alguns problemas motores fundamentais, como a geração de energia mecânica para progressão anterior controlada; absorção de energia mecânica durante o impacto com o solo e diminuir a progressão anterior do corpo; manter a estabilidade da posição ortostática; suporte da parte superior do corpo durante a fase de apoio; controle da trajetória do pé; oferecer a superfície de suporte na fase de apoio e facilitar a passagem do pé na fase de balanço.

Nos indivíduos saudáveis, a marcha confortável corresponde à velocidade na qual o custo energético por unidade de distância é mínimo. Esta eficiência depende das condições articulares e precisão da ação muscular. Alterações biomecânicas aumentam o gasto energético e diminuem a velocidade.

Uma velocidade confortável com baixa demanda energética e atividade muscular mínima corresponde a 4,8 km/h (ou 1,3 m/s). A maior parte do trabalho muscular durante a marcha é realizado por meio do alongamento ou contrações excêntricas. O movimento anterior da massa corporal, principalmente do tronco, é resultado da inércia que resulta das velocidades impostas previamente (passos anteriores), a ação da gravidade durante a perda controlada do equilíbrio e em menor grau, pela propulsão muscular. Em cada passo, o centro de gravidade sobe e desce cinco cm (GREVE; AMATUZZI, 1999).

2.3 Ação do Tornozelo na Marcha Humana

A função primária do tornozelo e do pé é absorver o choque e proporcionar impulso para o corpo durante o caminhar. Durante a marcha o pé precisa ser suficientemente maleável para absorver o impacto de milhões de contatos. O pé se adapta aos diferentes tipos de solo ao mesmo tempo se mantém rígido para resistir aos impulsos propulsores (NEUMANN, 2006).

No contato inicial, a manutenção da dorsiflexão neutra do tornozelo é realizada pela ação muscular concêntrica dos músculos dorsiflexores, sendo o tibial anterior, extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux. No momento em que o calcanhar toca o solo, a força resultante de reação do solo passa posteriormente ao centro articular do tornozelo e cria um momento externo que favorece o movimento de flexão plantar. Na cinemática, ocorrerá o primeiro mecanismo de rolamento, referente à flexão plantar que ocorre devido ao momento externo do flexor plantar e é controlado pela ação excêntrica dos músculos pré-tibiais, tibial anterior, extensor longo dos dedos e fibulares. O controle muscular excêntrico do grupo pré-tibial evita a batida descontrolada do antepé no chão (GREVE; AMATUZZI, 1999; LIPPERT, 2008; MOURA et al., 2009).

Quando o pé posiciona-se plantígrado ao solo, ocorre o médio apoio, caracterizado pelo deslocamento anterior da força de reação do solo, que passa a estar à frente do centro articular do tornozelo e assim favorece a dorsiflexão. Neste momento, a progressão anterior do corpo sobre o pé estacionário no solo ocorre devido o segundo mecanismo de rolamento, que consiste no avanço da perna sobre o pé e resulta em aumento da dorsiflexão do tornozelo, este movimento de dorsiflexão é favorecido pelo momento externo e controlado pela contração excêntrica do músculo sóleo (MOURA et al., 2009).

No apoio terminal e pré-balanço a força de reação do solo avança sobre o antepé e articulações metatarso-falangeanas. No instante em que a força de reação do solo se encontra no apoio terminal, referente ao ponto mais distante do centro articular do tornozelo, há o pico de momento externo dorsiflexor, quando o tríceps sural após seu estiramento máximo corresponde com uma contração concêntrica que eleva o calcanhar do solo. Na fase de pré-balanço ocorre o terceiro mecanismo de rolamento decorrente da ação combinada dos flexores planteres, sóleo, gastrocnêmio e flexor longo dos dedos, que aceleram a flexão plantar contra o momento externo e favorece a dorsiflexão (NEUMANN, 2006).

Em decorrência da pequena massa do pé, observa-se baixo momento ou potência durante a fase de balanço. No entanto, à partir do balanço inicial, os músculos dorsiflexores

contraem de forma concêntrica, contra a ação da gravidade, com o objetivo de diminuir a flexão plantar do tornozelo. A dorsiflexão neutra ocorre no médio balanço e continua até o final do ciclo pela manutenção da contração concêntrica dos dorsiflexores (MOURA et al., 2009).

2.4 Marcha Hemiparética

A marcha é um dos componentes básicos da funcionalidade independente do ser humano e pode ser influenciada negativamente por diversos processos patológicos (LOPES et al., 2004).

Nas alterações de marcha provocadas por distúrbios neurológicos, a causa primária decorre da instabilidade em gerar e controlar um nível apropriado de FM. A fraqueza muscular associada à contratura articular compõe o déficit motor primário. A fraqueza muscular pode ser decorrente da atrofia por desuso ou impulso neural limitado (NEUMANN, 2006).

O músculo tríceps sural atua como principal propulsor e responsável pela maior onda geradora de potência no ciclo de marcha durante o pré balanço devido sua contração concêntrica. O nível de comprometimento da função da marcha depende do grau e gravidade do déficit neurológico, por exemplo, a espasticidade do músculo tríceps sural, característico da lesão encefálica adquirida, provoca manutenção da flexão plantar do pé, resultando em alterações na fase de apoio e balanço. Como resultado dessas alterações, o paciente adota estratégias compensatórias para manutenção da progressão da marcha à frente, por exemplo, provoca sinergia de extensão em todo o membro inferior comprometido, caraterizada por extensão do quadril, adução e rotação medial. O joelho permanece em extensão e instável e no tornozelo ocorre queda do pé com inversão, denominado equinovaro. Durante a fase de apoio e balanço o tornozelo se mantém em flexão plantar (LIPPERT, 2008; MOURA et al., 2009).

A marcha hemiparética caracteriza-se por diminuição da velocidade e assimetria temporal e espacial (FRANZOI; KAGOHARA, 2007). Nas alterações do controle motor a marcha é considerada deficiente, pois geralmente é descoordenada, arrítmica, desequilibrada e com consumo elevado de valores energéticos.

Durante a fase de apoio, em virtude do pé equino, o contato inicial não é realizado pelo contato do calcâneo, e sim pelo antepé ou com toda planta do pé e isso resulta na ausência do primeiro mecanismo de rolamento, decorrente da paresia dos dorsiflexores

associado a atividade inapropriada do músculo gastrocnêmio. Como mecanismo compensatório a articulação subtalar realiza pronação (equinovaro), antes da elevação do calcâneo no apoio final.

Comumente verifica-se diminuição da plantiflexão do tornozelo na fase de apoio final, provocando diminuição da força propulsiva. Essas alterações são resultados da incapacidade dos músculos plantiflexores do tornozelo de produzir tensão suficiente no final da fase de apoio (MOURA et al., 2009; OTTOBONI; FONTES; FUKUJIMA, 2002).

A fase de marcha onde ocorre o avanço da perna sobre o pé apoiado no solo, referente ao segundo mecanismo de rolamento, também modifica-se pois a dorsiflexão está limitada devido a contratura ou espasticidade do tríceps sural ou devido ao padrão em garra dos artelhos. Resultando em retardo do desprendimento do calcâneo do solo e alterações na fase de pré-balanço (terceiro mecanismo de rolamento) e balanço onde ocorre a flexão do joelho e liberação do pé para o avanço do membro (MOURA et al., 2009).

A fase de balanço é caracterizada por diminuição da dorsiflexão do tornozelo decorrente da incapacidade dos músculos dorsiflexores em produzir tensão suficiente em toda a fase de balanço e também devido à produção excessiva de tensão (espasticidade) ou encurtamento adaptativo dos plantiflexores em toda fase de balanço (OTTOBONI; FONTES; FUKUJIMA, 2002).

A paresia dos dorsiflexores, a contratura do tríceps sural ou a co-ativação dos grupos da musculatura pré tibial e flexora plantar promovem alterações no balanço devido ao posicionamento em equino e por isso a liberação do pé é comprometida. São adotadas estratégias compensatórias como aumento da flexão do quadril, circundução, elevação da pelve ipsilateral ao balanço e “vaulting”, sendo este uma compensação onde ocorre elevação precoce do calcanhar que está no apoio simples no hemicorpo não comprometido para facilitar a passagem do membro inferior comprometido durante o balanço, há uma redução da dorsiflexão do membro saudável durante o apoio simples com inversão do segundo mecanismo de rolamento (MOURA et al., 2009).

O andar é assimétrico em relação ao tempo e à distância, um passo rápido com a perna sadia para evitar o apoio e o equilíbrio sobre a perna afetada, e evitando o padrão de espasticidade em extensão do quadril quando o pé hemiplégico está atrás (ROMERO et al., 2008; DAVIES, 1996).

A assimetria decorre da diminuição da velocidade da marcha, do comprimento do passo e da cadência, diminuição do período do apoio simples. Há aumento do período de

duplo apoio e durante o apoio simples do membro inferior saudável e diminuição do tempo de apoio no membro inferior comprometido.

A perda da habilidade de deambulação independente é uma das consequências mais comuns do AVE. No ato da admissão 51% dos pacientes não apresentam função de marcha e outros 12% precisam de assistência para deambular (BEINOTTI, et al., 2007). Restaurar ou melhorar o padrão de locomoção após AVE é uma das maiores tarefas da equipe de reabilitação. Recuperar a capacidade de andar sem medo e sem ser notado é o maior desejo da maioria dos indivíduos acometidos por um AVE (OTTOBONI; FONTES; FUKUJIMA, 2002).

CAPÍTULO III

3 REABILITAÇÃO ROBÓTICA

Com o objetivo de auxiliar o trabalho de terapeutas, a reabilitação por meio de equipamentos robotizados vem aumentando nos últimos anos. Em diversos países, o desenvolvimento de exoesqueletos ou órteses ativas tem sido objeto de pesquisas na área da engenharia de reabilitação. Entende-se por engenharia de reabilitação a aplicação de ciência e tecnologia, por meio de equipamentos mecânicos e eletro-mecânicos, que tem por finalidade melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência (AMARAL, 2011).

As próximas seções apresentam uma revisão bibliográfica de pesquisas com dispositivos robóticos para reabilitação de membros inferiores, em especial, da articulação do tornozelo, já desenvolvidos e em fase de pesquisa em indivíduos com deficiência motora.

3.1 Reabilitação Robótica para Membros Inferiores

Atualmente existem dois tipos principais de dispositivos de reabilitação do tornozelo assistida por robô. Os denominados exoesqueletos permitem ao indivíduo vestir o equipamento, proporcionando a utilização durante o treino de marcha e objetivando melhor desempenho da articulação durante a deambulação. Os dispositivos baseados em plataformas enfocam a melhora do desempenho do tornozelo por meio do estímulo aos movimentos articulares sem associar-se à marcha (ZHANG; DAVIES; XIE, 2013).

3.1.1 Exoesqueletos

Exoesqueletos são dispositivos robóticos utilizados externamente aos membros inferiores e superiores, sendo principalmente utilizados para aumentar a força física do usuário. Por exemplo o HAL, *Hybrid Assistive Limb*, da Universidade de *Tsukuba* do Japão,

Figura 9. A versão mais recente, HAL-5, pesa aproximadamente 23 Kg e possui uma bateria que opera continuamente por duas horas e 40 minutos. O equipamento auxilia o usuário a executar atividades diárias como passagem de sentado para em pé, marcha, subir e descer escadas e suportar peso de até 70 Kg, possuindo sistema de controle voluntário e autônomo (AMARAL, 2011).

Figura 9 – HAL-5
Fonte: Amaral, 2011, p. 2

Este exoesqueleto realiza uma movimentação interpretando a intenção do usuário através de sinais mioelétricos, fornecendo o suporte físico necessário. Pode ser utilizado na reabilitação, como apoio ao caminhar, ou para aumentar força de pessoas saudáveis. Kawamoto et al. (2009), desenvolveram um estudo com uma versão de um único membro inferior do HAL-5 para oferecer suporte na marcha de indivíduos hemiplégicos, com sistema de controle autônomo.

A órtese robótica Lokomat, ilustrada na Figura 10, foi desenvolvida para auxiliar a execução dos movimentos da marcha de pacientes com lesão medular ou que sofreram AVE (AMARAL, 2011). O sistema consiste em uma órtese bilateral utilizada em conjunto com um suporte de peso corporal parcial para caminhada na esteira. O dispositivo movimenta as articulações do quadril e dos joelhos por meio de cinemática pré-programada, permite movimentos de flexão e extensão no plano sagital (HORNBY et al., 2008).

Não fornece assistência ativa no tornozelo: queda do pé é contrabalanceada por um mecanismo de mola para apoiar dorsiflexão durante a fase de balanço da marcha (ROY et al., 2009). Atuadores localizados no quadril e joelho executam padrão de marcha sincronizado com a velocidade da esteira.

Figura10 – Órtese Robótica Lokomat
Fonte: Amaral, 2011, p. 6

O treinamento regular de pacientes é realizado impondo um padrão de marcha fixo através de um controle de posição das articulações da órtese robótica. É importante garantir que o paciente esteja efetivamente andando, e não apenas tendo o seu membro inferior movida passivamente pelo aparelho de locomoção (RIENER et al., 2005; JEZERNIK; COLOMBO; MORARI, 2003).

A utilização da Lokomat baseia-se no treinamento locomotor, um treino de marcha específico, que reforça as entradas sensório-motoras associados a locomoção vertical. Espera-se melhora na capacidade locomotora em relação aos protocolos de reabilitação convencional.

Um dos fatores limitantes da Lokomat é a restrição imposta pelo cinto pélvico, por limitar os movimentos de tronco e pelve no plano frontal e reduzir a descarga de peso nos membros inferiores, podendo alterar o trabalho muscular da propulsão anterior do membro inferior e da estabilidade lateral e medial de tronco, necessários para a deambulação. O dispositivo também reduz a movimentação dos membros superiores, importante durante a marcha (HIDLER et al., 2009).

Estudos com a Lokomat mostraram que o treino de marcha convencional é tão eficaz quanto o treino com a Lokomat, e este provoca redução da taxa metabólica nos músculos do quadril, indicando pouca atividade muscular voluntária e consequentemente redução da aprendizagem. A velocidade máxima permitida é de 3 km/h, fator que impede o treinamento em velocidades maiores (HIDLER et al., 2009; HORNBY et al., 2008).

O treino de marcha robótico é um recurso complementar da fisioterapia convencional, o ideal é associar o treino de marcha convencional assistido por terapeutas com o treino de

marcha assistido por robôs. Existem poucos estudos para avaliar o treino de marcha por meio da robótica em indivíduos hemiparéticos, desconhecem-se as formas de ação os reais benefícios que este tipo de terapia proporcionará em relação à melhora da velocidade e simetria da marcha (HIDLER et al., 2009).

O *Anklebot (Interactive Motion Technologies, Watertown, MA),* um dispositivo robótico para reabilitação do tornozelo, foi desenvolvido por Roy et al. (2009), ilustrado na Figura 11. Em um primeiro estudo os autores apresentam uma visão geral do projeto e caracterização de 3 graus de liberdade das extremidades inferiores do pé com relação à perna, sendo que dois deles são atuados por um par de atuadores lineares montados em paralelos, com baixo atrito e utiliza o controle de impedância para garantir que o sistema seja *backdrivable,* modelo robótico desenvolvido no *Massachusetts Institute of Technology* (MIT).

Figura 11 - Anklebot, robô projetado para auxiliar a terapia e avaliar a função do tornozelo
Fonte: Khanna et al., 2010, p. 2

Os três graus de liberdade do tornozelo que o *Anklebot* permite referem-se à flexão plantar / dorsiflexão e eversão / inversão linear. A rotação interna / externa é limitada no tornozelo com a orientação do pé no plano transverso e é controlada principalmente pela rotação da perna.

O equipamento pesa em torno de 3,6 kg, permite amplitude de movimento articular normal durante o caminhar em uma esteira, ou sentado. Devido sua atuação em menor grau de liberdade o dispositivo pode ser instalado sem a necessidade de alinhamento preciso com os eixos articulares do paciente (tornozelo e articulações subtalar). Esta é uma característica importante de todos os dispositivos robóticos desenvolvidos pelos autores. Nesta configuração, se ambos os atuadores empurrarem ou puxarem na mesma direção, um torque na dorsiflexão é produzido. Da mesma forma, se os dois elos empurrarem ou puxarem em sentidos opostos, resultarão em torque de inversão-eversão.

O tornozelo do robô permite 25º de dorsiflexão, 45º de flexão plantar, 25º de inversão, 20º de eversão e 15º de rotação interna ou externa. Estes limites estão próximos da amplitude máxima de movimento confortável para indivíduos saudáveis e também necessários para a marcha típica.

O *Anklebot* pode aplicar até 23Nm em dorsiflexão / flexão plantar e 15Nm em inversão / eversão. Embora estes valores não sejam suficientes para levantar todo o peso do paciente, o objetivo do projeto do dispositivo era fornecer um torque complementar ao membro parético para amenizar os efeitos do pé caído, por meio da sinalização voluntária da função dos flexores plantares do tornozelo parético. O *Anklebot* permite auxiliar o paciente no final da fase de apoio, aplicando torque durante a flexão plantar necessária para dar impulso ao caminhar para retirar o pé do chão.

Primeiramente, a fim de verificar a precisão da estimativa dos ângulos do tornozelo no Anklebot, o dispositivo foi validado pela comparação das medidas externas independentes. Para isto, construíram uma maquete do tornozelo humano, e várias rampas de acesso aplicados ao pé da maquete.

Em segundo, os autores avaliaram se a massa adicional unilateral altera significativamente a marcha. Realizaram testes com indivíduos saudáveis e hemiparéticos, solicitando andar sobre o solo em uma distância de 8 metros em uma velocidade confortável e auto-selecionada e testes de caminhada na esteira. Como resultados os parâmetros espaço-temporais da marcha, como duração, postura e amplitude de movimento articular, não foram significantemente alterados devido à adição de massa unilateral, tanto em indivíduos saudáveis como em hemiparéticos (Roy et al., 2009).

Em terceiro, os autores realizaram uma abordagem simples para estimar a rigidez passiva estática do tornozelo usando o *Anklebot* aplicando uma série de deslocamentos estáticos nominais (de referência ou ângulos "alvos") em um dado grau de libertade e medir os deslocamentos angulares resultantes. O torque total no tornozelo é, em geral, uma soma vetorial dos torques humano e robô. Nesta abordagem, o torque do componente humano é minimizado pela instrução aos sujeitos a não realizarem movimentos ativos. Assumindo contribuição voluntária mínima, o deslocamento de torque total do tornozelo pode ser considerado aproximadamente igual ao torque aplicado pela máquina. Então, nestas hipóteses, a razão entre o torque no tornozelo durante o deslocamento angular produz uma estimativa da rigidez passiva do tornozelo sob condições estáticas. Como resultado, constataram que a rigidez passiva do tornozelo é dependente da direção do movimento.

Com o projeto inicial e testes utilizando o *Anklebot* foi possível verificar o alto potencial da sua aplicação como uma ferramenta clínica de medição para estimar os parâmetros do tornozelo, como a rigidez passiva.

Resultados preliminares já indicam que este dispositivo tem o potencial de evocar mudanças positivas em função de marcha, por exemplo, velocidade de caminhada, reduzir os danos, por exemplo, rigidez do tornozelo passiva, e melhorar medidas de controle do motor, por exemplo, a suavidade do movimento.

Khanna et al. (2010), avaliaram a influência da adição de massa do dispositivo robótico *Anklebot* durante a marcha hemiparética. O estudo consistiu em examinar os efeitos do carregamento assimétrico ou unilateral do membro parético durante a terapia da marcha.

Inicialmente avaliaram os efeitos da inércia e fricção adicionada ao robô não motorizado, tanto no treinamento da marcha sobre o solo como sobre esteira. Foram selecionados dez sujeitos na fase crônica pós AVE. O *Anklebot* pesa 3,6 kg com baixo atrito estático (< 1 Nm), neste estudo, o dispositivo de baixa impedância, permitiu mobilidade na articulação do tornozelo nos três graus de liberdade, porém aciona apenas dois graus, a dorsiflexão / flexão plantar e inversão e eversão.

Foram realizadas duas sessões para evitar fadiga. A primeira sessão avaliou a capacidade em caminhar de forma independente sobre o solo e na esteira (com apoio das mãos). Na segunda sessão os sujeitos caminharam utilizando o *Anklebot* sem atuação robótica. A análise cinemática foi realizada por meio de um sistema de análise de movimento.

Com os resultados os autores verificaram que a montagem do *Anklebot* na perna parética não levou a nenhuma diferença na simetria do caminhar sobre o solo ou na esteira, mesmo com os testes realizados sem a ação motorizada do robô, sabe-se que quando gerado ativamente a formação de torques no tornozelo, essas diferenças devido ao seu agregado inércia e fricção, ficariam ainda menores.

Quanto à análise secundária, descobriram que caminhada em esteira apresentou maior simetria da marcha em relação a andar sobre o solo. Durante o treino na esteira havia maior simetria entre os membros parético e preservado, na fase de apoio.

Os autores sugerem que a caminhada na esteira com a perna unilateralmente carregada tem pouco impacto sobre a cinemática do tornozelo. Além disso, esses desvios podem ser mais reduzido quando o *Anklebot* é usado no modo ativo. Os dados apresentados sugerem que muitos indivíduos com hemiparesia podem potencialmente usar um exoesqueleto robótico de forma segura.

Um estudo mais recente utilizando o *Anklebot* realizado por Roy, Forrester e Mackro (2011), foi avaliada uma única sessão de treinamento interativo, com duração de uma hora, em indivíduos saudáveis e com hemiparesia crônica. Realizaram o treinamento na postura sentada associado à interface visual (jogo computacional) com treinamento personalizado onde os desafios estavam de acordo com o nível de deficiência.

Como resultado, os autores observaram evidências de mudanças positivas em uma única sessão, relacionadas ao aprendizado motor em curto prazo. Caracterizado pelas mudanças de velocidade, melhora na suavidade dos movimentos dos tornozelos paréticos, o que não se ocorreu nos indivíduos saudáveis. Os ganhos motores observados, se manteram após 48 horas do treinamento.

Os autores defendem que o *Anklebot* é uma ferramenta importante de assistência para o aprendizado motor dos membros inferiores, por proporcionar um ambiente de treinamento personalizado e adaptado, principalmente ao se relacionar à locomoção. É um passo importante para a compreensão da capacidade do tornozelo hemiparético reaprender uma tarefa motora.

Forrester et al. (2011), realizaram um estudo piloto com 8 indivíduos pós AVE, que participaram de três sessões por semana, com duração de 1 hora cada, onde praticavam movimentos de dorsiflexão e flexão plantar na postura sentada. Os movimentos estavam associados às solicitações impostas por um jogo computacional.

Foram avaliados a amplitude de movimento do membro parético, a força, o controle motor e o caminhar em solo antes e após seis semanas de reabilitação. Os dados mostraram melhora no caminhar, relacionado ao aumento da velocidade e controle motor.

Outro exemplo de dispositivo robótico para reabilitação de tornozelo, ilustrado na Figura 12, foi proposto por Agrawal et al. (2005), que projetaram uma órtese tornozelo-pé, com dois graus de liberdade. Auxilia nos movimento de dorsiflexão / flexão plantar (com controle ativo feito por um servomotor Direct Current - DC) e inversão e eversão (com controle passivo feito por uma mola e amortecedor). A mola e o amortecedor criam uma parede virtual e restringem o movimento além de uma faixa de aplicação da força da mola.

Figura 12 – Órtese tornozelo pé, com dois graus de liberdade
Fonte: Agrawal et al., 2005, p. 43

O dispositivo é destinado a ser utilizado tanto como medição independente das forças e torques articulares (como *KinCom* e *Biodex*) como pode ser uma parte integrante para reabilitação de indivíduos com fraqueza nos músculos dorsiflexores do tornozelo. Neste trabalho foi desenvolvido um modelo de cinemática e dinâmica do tornozelo. O modelo cinemático leva à localização dos dois eixos comuns. Esta informação foi utilizada na concepção dos dois graus de liberdade da órtese tornozelo-pé. A atuação da órtese é conjunta com a dorsiflexão acionada ao mesmo tempo com uma mola de torção e um amortecedor, que restringem a amplitude de movimento articular da inversão e eversão segundo os graus de liberdade.

O projeto atual da órtese tornozelo pé pesa cerca de 2,5 kg. Os dados antropomórficos utilizados na órtese atual foram feitos a partir de uma média dos sujeitos. No entanto, os ângulos de cinemática podem ser medidos e objeto específico da órtese pode ser construído por cubos de substituição, usados para a obtenção de orientação desejada.

Ward et al. (2010), realizaram um estudo de caso em três indivíduos que sofreram AVE. Foram treinados por três semanas, utilizando uma Órtese Tornozelo Pé Ativa (PAFO), mostrada na Figura 13. A PAFO foi desenvolvida com um único grau de liberdade de rotação do tornozelo no plano sagital, a rotação é acionada pelo tendão robótico que é um motor DC acoplado com uma mola em série. A marcha é assistida em 50% pela atuação do robô. O padrão de referência para o lado proximal da mola é gerado de forma que os elementos elásticos são estirados no tempo adequado para produzir o momento padrão desejado do tornozelo.

Figura 13 – Órtese tornozelo pé ativa, com atuação em um grau de liberdade por meio de um tendão robótico
Fonte: Ward et al., 2010, p. 212

O treinamento ocorreu três vezes por semana, durante três semanas. Consistiam em aquecimento, pré-marcha sobre o solo, marcha na esteira, pós-marcha sobre o solo e repouso.

Para coleta dos dados utilizaram sensores montados no robô (encoder absoluto), sistema de análise de movimento com uma câmera de 6 Hz e o teste de caminhada de seis minutos. A sessão consistiu em duas etapas, marcha com e sem auxílio da PAFO.

Os autores testaram dois sujeitos que utilizaram a PAFO em tamanho único confeccionada em plástico rígido e observaram quais fatores levaram a uma redução no desempenho. Verificaram que após o treinamento havia aumento na amplitude de movimento da dorsiflexão com consequente aumento na velocidade da marcha, aumento de força em 89%.

No sujeito que utilizou a PAFO com ajuste personalizado, os fatores conforto e segurança interferiram nos resultados, por permitir uma progressão mais natural do centro de pressão sobre o pé ao contrário de um plástico rígido de suporte para o pé. Observaram pelo sensor do robô melhora na cinemática do tornozelo afetado, como aumento na amplitude da dorsiflexão. Em relação à cinética, aumento no pico de momento e potência que resultaram em aumento na velocidade da marcha.

O aumento da velocidade da marcha resultou do aumento do comprimento da passada, com consequente diminuição da cadência. Com a análise dos dados, os autores verificaram que os indivíduos apresentaram um padrão de marcha típico.

Concluíram que todos os sujeitos apresentaram mudanças positivas durante a marcha auxiliada pela PAFO, principalmente ao realizar o teste em esteira comparado ao solo, onde ocorreram ganhos, porém em um ritmo mais lento. Conforto, estabilidade e solidez são

parâmetros críticos de projeto para desenvolver um robô para terapia de marcha capaz de coleta de dados repetitivos, com baixa variabilidade. Os autores ainda não chegaram a conclusões sólidas relacionadas às influências do ganho positivo na marcha com a PAFO para deambular sem auxílio.

Blaya e Herr (2004), desenvolveram uma órtese automatizada para auxiliar pacientes com pé equino. A órtese montada à partir de uma AFO articulada (A*nkle Foot Orthosis*), à qual é adicionado um Atuador Elástico em Série (AES), apresenta características ideais para uso em máquinas humanas, devido a sua interação de controle de força, controle de impedância, absorção de impacto e baixo atrito. Com este dispositivo é possível variar a impedância da articulação do tornozelo durante a fase de flexão plantar e permitir baixas impedâncias durante a fase de balanço.

Ensaios clínicos mostraram que esta órtese pode melhorar o caminhar de indivíduos com tal deficiência, aumentando a velocidade do caminhar, fazendo com que o pé não arraste, promovendo maior segurança durante a fase de apoio. O dispositivo é relativamente compacto e de baixa potência elétrica (BLAYA; HERR, 2004).

Jardim e Siqueira (2009), desenvolveram uma órtese tornozelo-pé ativa para impedir a "queda do pé" durante a marcha de pacientes com alterações no controle motor. Embasado nos estudos de outros países, o Laboratório de Mecatrônica da EESC/USP têm trabalhado no desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores, considerando o controle de impedância e a interação entre o paciente e o sistema robótico, a principal característica de acordo com o tipo de acionamento utilizado. Por isso utilizam-se atuadores elásticos em série (ROBINSON et al., 1999), equipamentos desenvolvidos para a implementação do controle de impedância em sistemas robóticos interativos (PRATT; KRUPP; MORSE, 2004).

A Figura 14 demonstra a representação gráfica da versão final do exoesqueleto com os atuadores elásticos em série inseridos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo. Os atuadores projetados consideram diferentes tipos de acionamento de configuração da série elástica. Inicialmente considerou-se a construção da parte do exoesqueleto referente à articulação do tornozelo com a construção de uma Órtese Tornozelo-Pé Ativa (OTPA). A órtese finalizada pode ser vista na Figura 15, onde acionamento realizado pelo AES, está fixado na parte de trás do dispositivo construído.

Figura 14 – Exoesqueleto e órtese tornozelo-pé ativa desenvolvidos no Laboratório de Mecatrônica
Fonte: Jardim, 2009, p. 50

3.1.2 Plataformas Robóticas

As diversas plataformas robóticas desenvolvidas para reabilitação do tornozelo possuem uma base fixa ao solo e uma parte móvel que se prende ao pé do paciente, não sendo portanto utilizadas para treinamento de marcha. Estes dispositivos objetivam reabilitar o tornozelo por meio de exercícios que englobam treinamento de FM, utilizando-se exercícios passivos, ativos-assistidos e ativos e resistidos, de forma que existam diferentes níveis de exigência de acordo com o paciente (ZHANG; DAVIES; XIE, 2013).

A interface de reabilitação ortopédica denominada Rutgers Ankle, é um dispositivo de reabilitação do tornozelo no formato de plataforma. Consiste em uma plataforma de Stewart, com seis graus de liberdade, com controle realimentado de força. O sistema utiliza cilindros de dupla ação pneumática, potenciômetros lineares, e um sensor de força 6 *Degree of Freedom* (DOF). O dispositivo representado na Figura 15 fornece as forças resistivas e torques do pé do paciente, em resposta à realidade virtual baseado em exercícios.

Figura 15 – Plataforma Rutgers Ankle associada ao sistema de realidade virtual
Fonte: Mirelman, Bonato e Deutsch, 2008, p. 170

Os resultados com o dispositivo são positivos em relação à melhora na velocidade da marcha, mesmo em indivíduos com tempo crônico de lesão. Estudos comprovaram melhora na FM do tornozelo e consequentemente melhora da função e da qualidade de vida.

O dispositivo foi utilizado no tratamento da espascitidade, promovendo uma dorsiflexão máxima seguida de uma flexão plantar máxima, ambas posições mantidas por um tempo para promover relaxamento. Observou-se que este tratamento aumenta a Amplitude de Movimento (ADM) ativa e passiva, reduzindo a rigidez e a excitabilidade reflexa.

Mirelman, Bonato e Deutsch (2008), verificaram se o treinamento com um sistema robótico com Realidade Virtual (RV) produz maior influência no treinamento de marcha sobre o solo comparado ao uso apenas de reabilitação robótica.

Foram avaliados 18 indivíduos com hemiparesia crônica, com déficit na marcha, com dorsiflexão antigravitacional parcial, com capacidade de deambular por 50 metros sem auxílio. Foi proposto um treinamento de quatro semanas, durante três meses.

É o primeiro estudo a comparar os efeitos do treinamento de membros inferiores pelo acoplamento de um robô com um ambiente virtual e o treino de robô com o estímulo realizado pelo terapeuta. O estudo não avaliou somente os efeitos do treinamento em laboratório, mas também avaliou as medidas da função em casa e no ambiente da comunidade.

Os sujeitos movimentaram o tornozelo em dorsiflexão, flexão plantar, inversão, eversão, e uma combinação destes movimentos. Velocidade, força e desempenho de linha de base e exercícios de coordenação foram medidos pelo robô no início de cada sessão e foram usados como referência para o protocolo de exercícios.

Exercícios realizados por cada grupo eram comparáveis e consistiam de aquecimento, resistência, velocidade, fortalecimento e exercícios de coordenação, com ênfase na direção do movimento e tempo do movimento segmentar.

A intensidade do treino e progressão do protocolo de exercícios baseou-se em estudos anteriores e ajustados individualmente para os sujeitos de acordo com seu desempenho (em relação à precisão) e ao relatarem fadiga. O mesmo fisioterapeuta auxiliou na formação de ambos os grupos.

Indivíduos do grupo robô com RV executaram os exercícios usando os movimentos do pé para navegar em um avião ou um barco através de um ambiente virtual que continha uma série de metas. A posição e momento dos alvos eram manipuladas para assegurar o treinamento, incluíram movimentos discretos e combinados do tornozelo. Indivíduos que

treinaram apenas com o dispositivo robótico receberam os mesmos exercícios do grupo robótico com RV, porém sem o ambiente virtual.

Os resultados mostraram que os sujeitos do grupo apenas robótico apresentaram maior queixa de fadiga, com pausas maiores, comparado ao grupo com RV. Melhorias clinicamente significativas medidas em laboratório e no mundo real na capacidade de andar, como a melhora do resultado do treinamento de velocidade de marcha e a melhora na distância percorrida foram mantidas por três meses.

Também foram observadas melhorias no grupo controle, que foram treinados com apenas o dispositivo robótico sem as capacidades da RV, no entanto, as alterações eram pequenas e não proporcionaram mudanças funcionais ou comportamentais significativas. Consistente com a literatura de plasticidade neural que suporta a intensidade do treinamento, bem como a resolução de problemas para conseguir uma resposta comportamental, os ambientes virtuais projetados para melhorar a marcha para as pessoas após AVE são desenvolvidas e aperfeiçoadas, as comparações entre estes sistemas será garantido.

A Plataforma Robótica Portátil apresentada em Wu et al. (2011), é um dispositivo com interface de jogo capaz de mensurar dados biomecânicos, Figura 16. O equipamento consiste em um servomotor e um controlador digital conectados a um computador com interface ao usuário que permite ajustamento do torque, velocidade de movimento e níveis de dificuldade de exercício de acordo com a individualidade do praticante. Apresentando níveis de assistências e resistências dentro da capacidade funcional.

Figura 16 – Plataforma Robótica Portátil
Fonte: Wu, 2011, p. 380

Este dispositivo permite os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão. Esse dispositivo mensurou a FM e amplitude de movimento articular dos dorsiflexores e flexores plantares.

O estudo investigou a eficácia do alongamento passivo na musculatura espástica (plantiflexores) combinado ao movimento ativo da musculatura dorsiflexora, ambos assistidos pelo robô portátil, associado ao biofeedback por games.

Neste estudo os indivíduos realizaram 18 sessões de treinamento e apresentaram melhorias significativas em relação ao ganho de ADM e melhora nas articulações subjacentes.

Em relação ao treinamento ativo dos dorsiflexores, os autores basearam-se no conceito do movimento ativo focado na motivação e repetição, ao invés do fortalecimento muscular propriamente dito, e relacionam este protocolo às melhorias no controle do movimento como resultado do treinamento repetitivo baseando na aprendizagem motora.

Como resultados os autores concluíram que esta terapia é eficaz em crianças com paralisia cerebral que apresentam alterações motoras do tornozelo, principalmente em relação à redução na espasticidade do tornozelo (WU et al., 2011).

Conforme Zhang, Davies e Xie (2013), o uso de robôs portáteis utilizados para reabilitação do tornozelo, por meio de plataformas, apresentou resultados positivos após treinamentos com alongamento passivo sob controle inteligente e treinamento ativo por meio de estímulos associado a jogos interativos, em que o dispositivo robótico prestaria assistência ou realizaria resistência somente se necessário. As melhoras foram observadas após 6 semanas de terapia, e consistiam em melhora do controle motor, capacidade funcional, equilíbrio, mobilidade, aumento da amplitude de movimento dos dorsiflexores e FM. Porém desconhece os mecanismos que oferecem estes benefícios.

CAPÍTULO IV

4 PLATAFORMA ROBÓTICA DE REABILITAÇÃO DO TORNOZELO

Este capítulo apresenta a Plataforma Robótica de Reabilitação do Tornozelo (PRRT), idealizada com a intenção de beneficiar indivíduos que sofreram lesão cerebral, por proporcionar movimentação ativa ou ativa assistida da articulação do tornozelo. Espera-se que ocorra melhora da FM, da amplitude de movimento e do controle motor, resultando em melhora do padrão de marcha e redução do pé equino.

A plataforma também foi proposta como um novo método de avaliação objetiva para medir a FM e amplitude de movimento articular, com o diferencial de proporcionar movimentos puros das articulações citadas, além de somar-se aos benefícios da realidade virtual em terapias que proporcionam alto nível de motivação e aprendizagem com entretenimento e diversão.

4.1 A Plataforma

Considerando os aspectos descritos acima, um novo dispositivo robótico para incrementar a reabilitação do tornozelo é proposto, Figura 17.

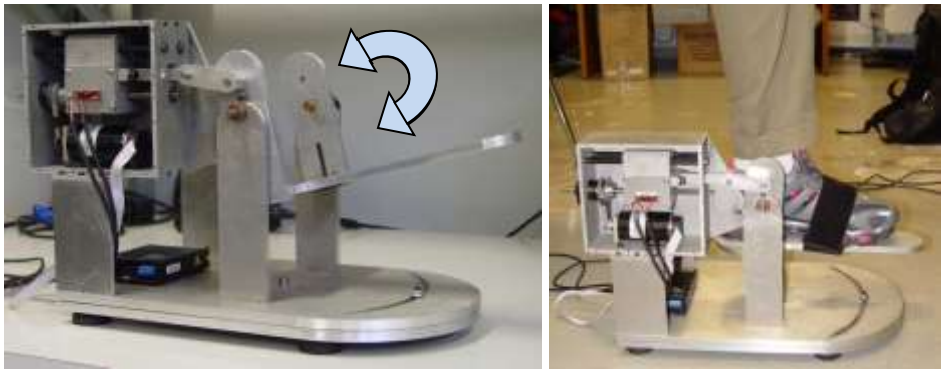


Figura 17 – Plataforma Robótica de Reabilitação do Tornozelo – PRRT

A PRRT possui uma base fixa, posicionada sobre o chão, sobre ela uma base móvel que permite ajuste lateral para posicionar o pé com discreta rotação externa, para acompanhar o

alinhamento biomecânico individual. O pé é posicionado e fixado sobre um apoio que permite os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo. A fixação do pé pode ser feita utlizando-se o próprio calçado do paciente ou por meio de órteses de polipropileno (mais detalhes no Capítulo V). Deve-se alinhar o eixo articular do tornozelo com o eixo da junta do equipamento.

Para a implementação de um sistema robótico de reabilitação é importante a análise do contato entre o paciente e o robô, com atenção especial à integridade física do usuário, já enfraquecida pela sua condição. Para isso é aplicado ao robô um controle da impedância, que pode operar em diferentes momentos, durante o processo de reabilitação, como uma assistência ao movimento ou resistindo ao movimento.

O dispositivo eletromecânico responsável pela movimentação da PRRT é um atuador com rigidez variável denominado Atuador Elástico em Série (AES). Os AES são essencialmente uma mola em série com um atuador rígido. A rigidez variável é definida por controles de força ou impedância, realimentando na malha de controle a medida da força obtida pelo deslocamento da mola. A Figura 18 mostra uma configuração típica de um AES para controle de força (JARDIM, 2009).

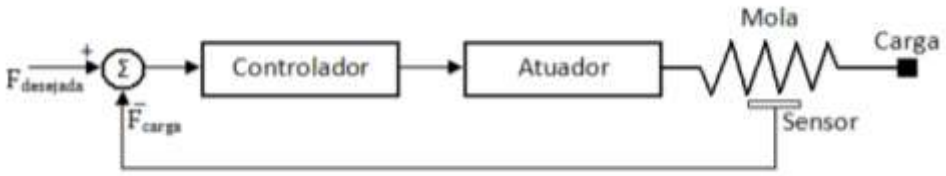


Figura 18 – Configuração do AES para controle de força
Fonte: Amaral, 2011, p. 14

O controle de impedância, implementado pelo AES permite, além de uma interação segura entre o paciente e o sistema robótico, que um determinado comportamento desejado da articulação durante a sessão de reabilitação seja especificado pelo fisioterapeuta (PALUSKA; HERR, 2006), já que os parâmetros de força, velocidade e amplitude de movimentos que serão escolhidos para o funcionamento da PRRT podem ser escolhidos de acordo com o objetivo delineado.

Além do controle de impedância, três níveis de proteção foram incluídos no dispositivo para garantir a integridade do usuário em qualquer situação: mecânico, eletrônico e por software. O primeiro está relacionado ao tamanho físico do atuador, impedindo o efetuador de percorrer distâncias prejudiciais ao usuário. Os sensores de fim de curso

(eletrônicos) são acionados quando o efetuador está no limite superior ou inferior de sua trajetória fazendo com o que o motor seja desligado. Por fim, o software responsável pelo controle do sistema possui limites na amplitude de movimentação do tornozelo de forma que desabilita e desliga os motores uma vez que são alcançados.

Anteriormente ao uso clínico da PRRT, faz-se necessário verificar a adequação ergonômica e técnica, bem como avaliar o grau de satisfação do usuário e posteriormente, após os ajustes necessários, poderá ser utilizada como recurso terapêutico inovador em conjunto com a fisioterapia convencional.

Neste estudo optou-se pela aplicação da PRRT associada a jogos virtuais, com o intuito de estimular os movimentos de dorsiflexão do tornozelo. Assim, foram realizados testes de avaliação em indivíduos hígidos e hemiparéticos, comparando-se a avaliação da FM e amplitude de movimento articular ativa fornecida pela PRRT e avaliação destes mesmos aspectos por métodos convencionais e usados atualmente na prática clínica teste de FM baseado no estudo de Músculos, Provas e Funções, citado por Kendall et al. (1995) e Goniometria, citado por Marques (2003).

4.2 Jogos Virtuais para Reabilitação do Tornozelo

Na tentativa de melhorar a confiança dos pacientes em relação ao sistema robótico de reabilitação, introduz-se um componente adicional comum hoje em dia, os jogos de computador, que fornecem um tratamento focalizado nas características de cada indivíduo, auxiliando na execução de tarefas em contextos específicos por meio de estímulo visual (ANDRADE et al., 2010).

Os ambientes virtuais apresentam inúmeras vantagens como o alto nível de motivação, recursos que ilustram a compreensão de conceitos abstratos, oferecem oportunidades de vivências das situações de maneira individualizada, encorajam a participação ativa do usuário, e permitem a participação de pessoas com incapacidades físicas ou mentais, além de integrarem o componente cognitivo relacionado à aprendizagem, condição necessária para a reabilitação.

Buscando aproveitar os benefícios da terapia virtual, como o alto nível de motivação, promovendo ao mesmo tempo entretenimento e diversão, neste trabalho são propostos dois jogos computacionais para a estimulação e avaliação das forças musculares e da amplitude de movimento do tornozelo, durante a realização de dorsiflexão. Os jogos foram desenvolvidos

utilizando o ambiente de desenvolvimento de jogos RobRehab (ANDRADE, et al., 2010; CAURIN, et al., 2011). Este ambiente permite a integração entre os sistemas robóticos desenvolvidos no Laboratório de Mecatrônica da EESC/USP com jogos computacionais desenvolvidos em C# e XNA. O ambiente de desenvolvimento RobRehab é modular pois pode ser facilmente modificado para ser utilizado em qualquer sistema robótico controlado por controladores EPOS (Easy-to-use Positioning)/Maxon Motors.

4.2.1 O Guloso

O jogo desenvolvido para estimular e avaliar a amplitude de movimento articular do tornozelo chama-se O Guloso. Neste jogo, a posição angular da articulação do tornozelo é associada à posição de uma figura gráfica de um bicho na tela do jogo, movendo-o na direção vertical. A Figura 19 mostra a interface gráfica do jogo.

O objetivo do jogo é coletar os alimentos que deslocam-se da direita para a esquerda. Para a avaliação da plataforma, a posição em que os alimentos aparecem na tela é determinada conforme uma rotina pré-determinada, com períodos em que a posição é determinada aleatoriamente, períodos em que a dorsiflexão do paciente é estimulada ao máximo por um curto período de tempo e períodos de repouso para recuperação do paciente, evitando a fadiga. Mais detalhes sobre a rotina pré-definida serão apresentados no Capítulo V.

Figura 19 – Interface gráfica do jogo O Guloso

Outras possibilidades de configuração do jogo são possíveis. Pode-se utilizar a configuração livre na qual o fisioterapeuta seleciona por meio do teclado o instante em que o alimento aparece na tela. Neste caso, a posição do alimentado na tela será sempre definida

aleatoriamente. Também há a opção de especificar o término da sessão pela quantidade de itens ou tempo de execução, ambos com a posição do alimento definia aleatoriamente.

4.2.2 O Atleta

Para avaliar a viabilidade da medição de força utilizando a plataforma e promover o fortalecimento muscular, foi desenvolvido o jogo O Atleta. A Figura 20 mostra a interface gráfica do jogo. A tela mostra o atleta correndo e, quando este estiver próximo aos obstáculos, o paciente deve realizar força de dorsiflexão para que o atleta pule o obstáculo. Nota-se também a barra lateral que mostra a quantidade de força exercida pelo paciente e a força necessária para o atleta pular o obstáculo.

Figura 20 – Interface gráfica do jogo O Atleta

Três tipos de obstáculo são utilizados para estimular a FM do paciente, Figura 21: uma barra menor, correspondente a 30% da força máxima realizada pelo paciente no início do jogo; uma barra maior, referente a 50% da força máxima; e uma piscina, no qual o paciente deve manter a força acima de 30% do valor máximo durante toda a extensão da piscina. Detalhes sobre a rotina pré-definida utilizada nos testes serão apresentados no Capítulo V. As mesmas possibilidades de configuração descritas par o jogo *O Guloso* podem ser definidas neste jogo.

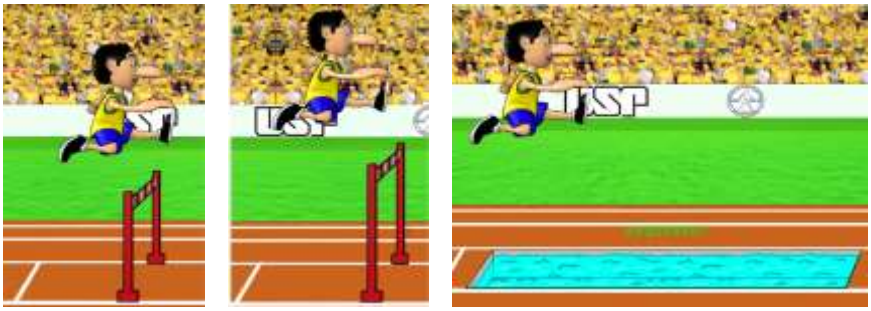


Figura 21 – Tipos de obstáculo

CAPÍTULO V

5 METODOLOGIA

O presente estudo foi desenvolvido a partir de uma parceria entre a Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo (USP), e a SORRI-Bauru, situada na cidade de Bauru, SP, local onde foram realizados os testes com usuários que sofreram AVE. Foi realizado um convênio acadêmico entre as instituições USP, FAPESP e SORRI-Bauru.

O projeto de pesquisa foi submetido à Plataforma Brasil para ser enviado ao Comitê de Ética (CEP) competente para avaliação e aprovação do projeto. O projeto foi registrado no Sistema Nacional de Informações Sobre Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos (SISNEP) e entregue ao CEP da Escola de Enfermagem da Universidade de São Paulo (EEUSOP). Após apreciação e aprovação e o projeto recebeu o Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) 08477512.5.0000.5392, com os seguintes dados: número do parecer 170.185 e data da relatoria em 13/11/2012 (Anexo 1).

5.1 Procedimentos Metodológicos

De acordo com Cervo e Bervian (2006), com relação aos objetivos, esta pesquisa se enquadra no tipo explicativa, por registrar, analisar e interpretar os fenômenos estudados. Foi utilizado o método experimental por meio de pesquisa de campo. Para análise dos resultados, considera-se metodologicamente, uma pesquisa *post facto*, devido a tentativa de explicar e entender os fatos ocorridos durante a fase experimental.

A metodologia consiste em obter informações das avaliações com o objetivo de verificar a adequação e usabilidade da PRRT. O aparelho foi colocado em prática para analisar o dispositivo em si, a interface, o conforto, o sentimento de segurança e a usabilidade, tanto em usuários com déficit motor de hemiparesia, como em indivíduos sem deficiências que acompanham os usuários no mesmo Centro de Reabilitação.

A Figura 22 ilustra o posicionamento do pé na PRRT, utilizando uma órtese confeccionada em polipropileno para melhor acoplamento e ajuste do pé. É importante ressaltar que a órtese está fixada à PRRT por tiras de velcro, podendo ser trocada e, por isso, foi utilizado um quite com tamanhos P, M e G de órtese para utilização de acordo com os diferentes tamanhos de pés dos indivíduos. A Figura 23 ilustra as órteses de tamanho P, utilizadas durante o estudo.

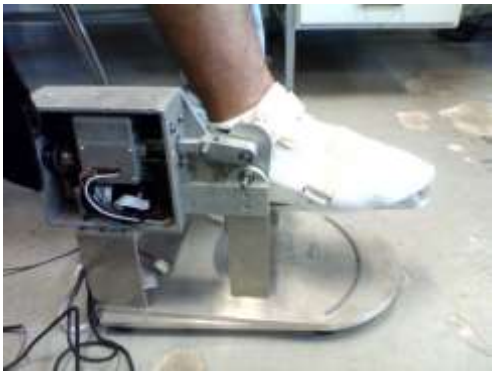


Figura 22 – Posicionamento do pé direito durante o desenvolvimento da PRRT, associada a órtese de tornozelo e pé

Figura 23 – Órteses de tamanho P, composta por tiras de velcro para estabilizar e posicionar corretamente o pé do paciente

A Figura 24 ilustra o posicionamento da órteses nos pacientes hemiparéticos durante o uso com a PRRT. Na base da órtese foi colocada uma tira da camada do velcro denominada gancho (tecido coberto por pequenos ganchos plásticos) que se fixa no lado da volta do velcro colada sobre a plataforma. Para reforçar a estabilidade e evitar o desprendimento da órtese com a plataforma, foi utilizado uma faixa de velcro em preto, que também objetiva minimizar a ação dos músculos extensores dos dedos e a tira central da órtese envolve a plataforma.

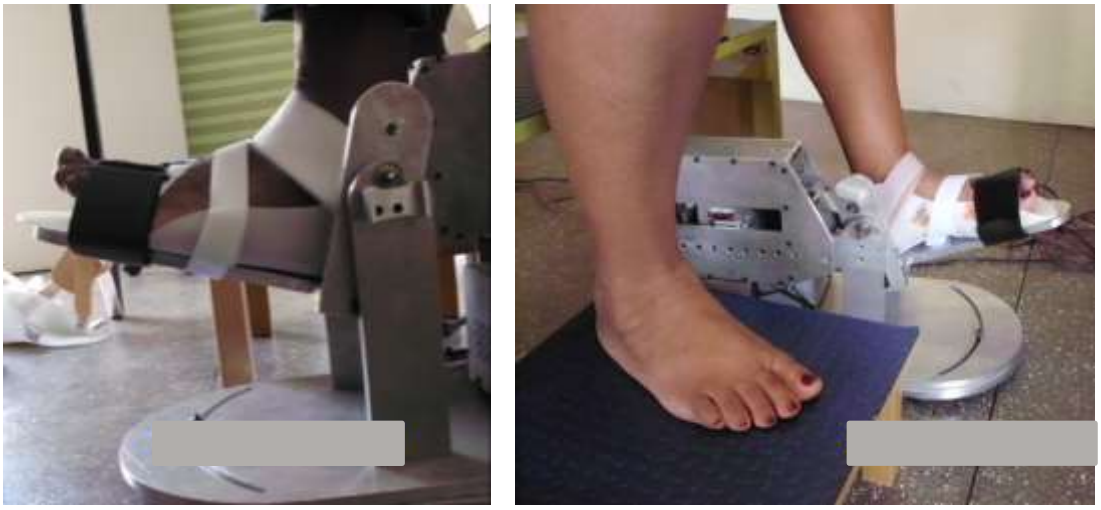


Figura 24 – Posicionamento dos pés dos sujeitos hemiparéticos: Fixação da órtese na PRRT

O teste foi aplicado em duas populações, a primeira composta por indivíduos saudáveis (acompanhantes dos usuários) e a segunda por indivíduos hemiparéticos que foram selecionados e apresentavam-se clinicamente diagnosticados e liberados pelo médico fisiatra da SORRI-Bauru, apresentando estado clínico estável por no mínimo 6 meses. Em situação de intercorrência com o indivíduo, a pesquisadora acionaria a equipe de enfermagem e médica da SORRI-Bauru para intervenção imediata, porém durante os testes não foi necessária tal conduta, pois os usuários não apresentaram alterações clínicas.

Nos pacientes hemiparéticos, o equipamento foi testado em ambos os membros, saudável e comprometido, com objetivo de comparar os resultados com base nos conceitos de Moura, et al. (2009), nos quais o hemicorpo não afetado também apresenta alterações que repercutem na marcha e, por isso, devem ser consideradas dentro de um programa de reabilitação.

5.1.1 Seleção e Características das Amostras

A seleção dos indivíduos hemiparéticos da SORRI-Bauru, ocorreu por meio de análise do prontuário eletrônico, onde foram verificadas informações referentes aos critérios de inclusão. A população hígida foi escolhida por meio de convite pessoal realizado pessoalmente ou por telefonema.

Após o levantamento dos sujeitos para cada grupo, foi agendada a avaliação fisioterapêutica convencional (Apêndice 2 e 3). Nesta mesma data o participante recebeu

informações referente à pesquisa e após o aceite foi lido e assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1).

Posteriormente foi realizado o agendamento dos testes com a PRRT, onde ambos os grupos utilizaram exercícios de amplitude articular e fortalecimento muscular proporcionados pela plataforma robótica, associado a jogos virtuais para motivação do usuário. Os jogos foram aplicados em apenas um dia com duração de 5 minutos para a rotina pré definida do jogo *O Guloso* e 2 minutos para a rotina pré definida do jogo *O Atleta*.

Como critérios de inclusão para o grupo hígido optou-se por indivíduos do gênero masculino ou feminino, sem distinção de raça, idade entre 30 a 85 anos, sem deficiência cognitiva, sem alteração de sensibilidade, sem deficiência motora de FM e amplitude de movimento articular de dorsiflexão de tornozelo nos parâmetros de normalidade de 0 a 20 graus (MARQUES, 2003).

A amostra específica foi composta por integrantes do gênero masculino ou feminino, sem distinção de raça, idade de 30 a 85 anos, hemiparéticos, com cognição preservada, amplitude de movimento articular ativa de dorsiflexão de tornozelo maior que 5 graus, sem déficit de sensibilidade.

Como critérios de exclusão para ambos os grupos, não puderam participar da pesquisa os indivíduos que:

- Apresentaram atrofias e deformidades do membro inferior por limitar a amplitude de movimento articular do tornozelo;
- Apresentaram déficit cognitivo e alterações psiquiátricas que impossibilitem a compreensão do teste proposto pelo presente estudo, sendo os déficits previamente diagnosticados pelo médico psiquiatra ou psicólogo da SORRI-Bauru, este critério de exclusão foi verificado por meio de análise de prontuário durante à seleção dos usuários realizada pela pesquisadora e pelo Mini-Exame do Estado Mental (MEEM) que foi realizado pela pesquisadora durante avaliação convencional;
- Apresentaram qualquer tipo de deficiência visual que comprometa o desempenho da terapia;
- Apresentaram doenças prévias que possam interferir nas avaliações, como por exemplo, doença reumática severa, amputações ou alterações ortopédicas.
- Apresentaram comprometimento do sistema vestibular.

A proposta inicial era que ambos os grupos fossem compostos por 20 integrantes, porém no decorrer da pesquisa um indivíduo hemiparético, previamente avaliado pelos testes convencionais e após aceite e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, desistiu do processo de reabilitação na SORRI-Bauru e, por isso, o estudo contou com 19 indivíduos hemiparéticos e 19 indivíduos saudáveis.

5.2 Avaliação Fisioterapêutica Convencional

A avaliação fisioterapêutica convencional foi composta por testes que determinavam e comprovavam os critérios de inclusão, composta pelo MEEM, teste que permitiu avaliar a função cognitiva e rastreamento de quadros demenciais (LOURENÇO; VERAS, 2006).

Para avaliar a presença de dor em qualquer segmento corporal, foi usada a Escala Visual Analógica (EVA) onde é usualmente empregada para avaliar diferentes aspectos subjetivos, como humor, dor e cansaço.

5.2.1 Avaliação da Sensibilidade

Nos dois grupos, foi realizado o teste de sensibilidade, por meio da avaliação da propriocepção, tato, estímulo de dor e térmico, no qual, após a estimulação, o indivíduo relatou se percebeu ou não tal estímulo. A Figura 25 ilustra o método do teste de sensibilidade térmica e tátil, respectivamente.

Figura 25 – Teste de sensibilidade térmica e tátil

5.2.2 Avaliação da Amplitude de Movimento Articular

A medida da amplitude do arco de movimento de dorsiflexão foi realizada utilizando o goniômetro, ilustrado na Figura 26, baseada na metodologia de Marques (2003), e adotado para mensuração a postura em decúbito dorsal, com flexão de joelho em pelo menos 25º a 30º para diminuir a ação dos músculos da região posterior da coxa e a posição do pé inicial em uma angulação neutra (posição anatômica).

O goniômetro foi posicionado na superfície lateral da articulação, o braço fixo posicionado paralelamente à face lateral da fíbula e o braço móvel paralelo à superfície lateral do quinto metatarso, o eixo do goniômetro foi posicionado junto ao maléolo lateral.

Nesta avaliação foram realizadas duas mensurações, uma passiva onde a pesquisadora realizou o movimento de dorsiflexão do tornozelo e a segunda na qual foi solicitado ao sujeito realizar a dorsiflexão ativa para posterior mensuração.

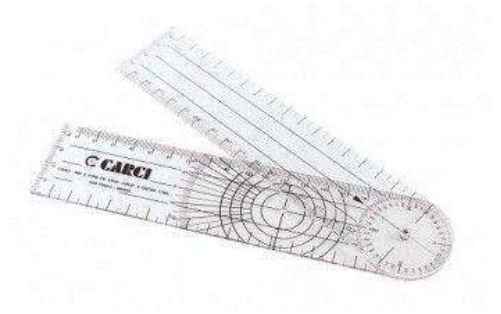


Figura 26 – Goniômetro, equipamento utilizado para graduar a amplitude articular

5.2.3 Avaliação da Força Muscular

A avaliação da FM foi realizada por meio de provas manuais de função muscular que são registrados como escores numéricos que variam de zero a cinco, sendo cinco a resposta normal de FM no teste. O sistema de graduação numérico de 0 a 5 é a convenção mais usada comumente.

A Tabela 1 demonstra os escores numéricos e a resposta muscular frente ao teste. A graduação da prova de FM utilizada para a avaliação fisioterapêutica convencional foi baseada por Hislop e Montgomery (1996).

Tabela 1 – Graduação e resposta muscular frente ao teste de prova de FM

Graduação	Característica muscular
0	Ausência de contração muscular
1	Esboço de contração muscular
2-	Movimento incompleto sem a gravidade
2	Movimento completo sem a gravidade
3-	Movimento incompleto com a gravidade
3	Movimento completo com a gravidade
4	Movimento completo com a gravidade e resistência considerável
5	Força normal

5.2.4 Avaliação do Tônus Muscular

O tônus muscular é um estado permanente de tensão fisiológica dos músculos estriados esqueléticos, com o objetivo de manter os ossos do esqueleto contra a ação da gravidade. Refere-se à resistência do músculo ao alongamento passivo ou estiramento, representa o grau de contração residual no músculo em repouso com inervação preservada, ou uma contração constante. A resistência depende de vários fatores como inércia física, rigidez mecânico-elástica intrínseca do músculo e dos tecidos conjuntivos e contração reflexa causada por reflexos tônicos de estiramento.

O tônus é regulado reflexamente e influenciado pelos centros superiores, assim, após uma lesão encefálica, os mecanismos controladores realizam sua função de forma inadequada surgindo as alterações como hipotonia (flacidez), espasticidade (hipertonia elástica) e rigidez (hipertonia plástica) (MOURA et al, 2009; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

A espasticidade ou hipertonia elástica é caracterizada por hiperatividade do reflexo miotático e é diretamente proporcional a velocidade do movimento. É responsável pela maioria das posturas viciosas, como o padrão flexor do membro superior e padrão extensor do membro inferior. Quando não tratadas a espasticidade pode causar deformidades estruturais. Também dificulta a seletividade do movimento, dificultando a funcionalidade.

Para avaliação do tônus muscular foi realizado o teste de espasticidade, aplicado apenas no grupo hemiparético e graduado de acordo com a escala de Ashworth modificada (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Os grupos musculares testados foram o músculo reto

femoral, músculos isquiotibiais, adutores, músculos gastrocnêmio e sóleo e a graduação seguiu os valores aprensentados na Tabela 2.

É comum a variabilidade do tônus, por isso os exames devem ser repetidos e o terapeuta deve abordar um exame consistente para melhorar a confiabilidade do teste. Juntamente com a espasticidade foi testado o Clônus (C), que é uma resposta fásica ao alongamento, sua avaliação é realizada por meio de um estímulo de alongamento rápido. Foi testado o clônus dos músculos dorsiflexores do tornozelo por meio da realização passiva de uma súbita dorsiflexão do pé com manutenção da mesma.

Nesta pesquisa optamos por testar ambos os membros, preservado e comprometido, com o intuito de comparar os resultados entre os membros.

Tabela 2 – Graduação da Espasticidade por meio da Escala de Asworth modificada

Graduação	**Característica muscular**
1	Sem aumento do tônus
2	Leve aumento do tônus
3	Moderado aumento do tônus
4	Aumento do tônus acentuado
5	Rigidez em flexão ou extensão
C	Presença de clônus

Neste trabalho não foram realizados testes de avaliação funcional, como teste de *Lamecot*, testes de velocidade de marcha, como *timed get up and go* ou escala *Fugl Meyer*, pois a pesquisa não abordou como foco principal uma rotina terapêutica composta por várias sessões, e sim apenas um dia de teste para avaliação. Por isso, como parte dos objetivos relacionam-se com a comparação das mensurações de FM e arco de movimento convencional e com o dispositivo robótico, os pesquisadores não consideraram relevantes testes funcionais, justificado pelo fato de que uma única intervenção não resultaria em ganhos funcionais.

A avaliação fisioterapêutica convencional foi realizada em dia diferente ao teste com a PRRT, para convidar o participante, analisar os critérios de inclusão e exclusão, explicar a pesquisa e apresentar o termo de consentimento livre e esclarecido. Em seguida foi realizado o agendamento para o paciente retornar para os testes com o equipamento.

5.3 Avaliação com a Plataforma Robótica de Reabilitação do Tornozelo

Os indivíduos selecionados compareceram à SORRI-Bauru para realizar o teste com a PRRT. Todos os indivíduos iniciaram os testes com o jogo *O Guloso*, tendo em vista que este jogo causa menor fadiga muscular por não exercer resistência. No grupo dos hemiparéticos, primeiramente foi testado o membro saudável para aprendizado e adaptação, e em seguida o membro comprometido. Na amostra hígida foi testado apenas um membro inferior, escolhido aleatoriamente.

Para iniciar os testes, o participante foi posicionado sentado, com flexão de 90º de quadril e joelho, a pesquisadora calçou a órtese no pé e a fixou na PRRT. Foi solicitado sustentar o tronco e não realizar compensações posturais durante os jogos. Os membros superiores foram posicionados corretamente, com apoio nos joelhos ou no banco. Nos indivíduos hemiparéticos, o posicionamento do membro superior comprometido recebeu atenção especial para evitar aumento do padrão patológico.

As imagens da Figura 27 mostram o posicionamento do membro inferior. E as imagens da Figura 28 mostram o posicionamento dos membros superiores e manutenção do alinhamento corporal ativo.

Figura 27 – Posicionamento do membro inferior

Figura 28 – Posicionamento correto do membro superior para evitar influência de padrões patológicos

Para aplicação dos testes, primeiramente foi realizado um teste para aprendizado e adaptação, utilizando como configuração uma rotina aleatória, onde o fisioterapeuta explicava o movimento a ser realizado e comandava o aparecimento dos alvos para que o paciente se habituasse e compreendesse o jogo. Logo que o sujeito demonstrasse compreensão, a rotina aleatória era encerrada e iniciado a rotina pré definida.

As telas de configurações iniciais estão ilustradas na Figura 29, e referem-se às configurações dos jogos *O Guloso* e *O Atleta*.

Figura 29 – Configuração inicial dos jogos *O Guloso* e *O Atleta*

Os testes foram agendados em dupla para que após o treino com *O Guloso* o indivíduo realizasse uma pausa para descanso, enquanto o outro participante realizava os testes e em seguida o primeiro participante realizou os testes de FM com o jogo *O Atleta*.

Para iniciar os jogos, o programa solicita três mensurações para avaliar a amplitude de movimento (*O Guloso*) e a força muscular (*O Atleta*), e assim obter uma medida discreta em que o sistema computacional programa os limites e exigências individuais a serem

estimuladas durante o jogo. A Figura 30 ilustra a tela do jogo referente às medidas de amplitude de movimento articular de dorsiflexão do tornozelo (*O Guloso*) e força muscular (O Atleta), respectivamente.

Figura 30 – Mensuração inicial para obtenção da média discreta de amplitude de movimento articular e força muscular dos dorsiflexores, respectivamente

5.3.1 Avaliação da ADM – O Guloso

Para avaliar o recurso terapêutico para amplitude de movimento articular da dorsiflexão do tornozelo, foi estabelecida uma rotina pré definida no jogo O Guloso, composta pela seguinte sequência:

- 5 alvos aleatórios com exigência de amplitude de movimento média,
- 5 alvos denominados desafios, pois exigiam o movimento máximo da amplitude, determinado nas mensurações iniciais,
- 3 alvos para descanso, em que o paciente deveria manter o tornozelo em posição neutra

Esta sequência se repete 6 vezes, com um tempo de duração de 5 minutos. A Figura 31 ilustra a representação gráfica de O Guloso, bem como o alvo a ser atingido.

Figura 31 – Representação de O Guloso e o alvo a ser atingido

5.3.2 Avaliação da FM – O Atleta

No jogo O Atleta, a resistência aplicada pelo dispositivo robótico, por meio da rotina pré definida, exige em alguns momentos 30% da FM máxima obtida pela medida discreta inicial e em alguns momentos 50% deste valor, para que seja trabalhada a FM durante o teste.

Este parâmetro foi estabelecido baseado em outros estudos realizados com a fase inicial do treinamento de FM em populações especiais (idosos e hemiparéticos) (GUIMARÃES, 2007). A exigência de FM proposta está representada na Figura 32, na qual cada obstáculo refere-se à um tipo de esforço muscular. Na figura, a barra menor à esquerda representa solicitação de 30% da FM; a barra de altura maior ao centro representa 50% da FM; e a piscina representa estimulação da contração isométrica, com 30% da FM.

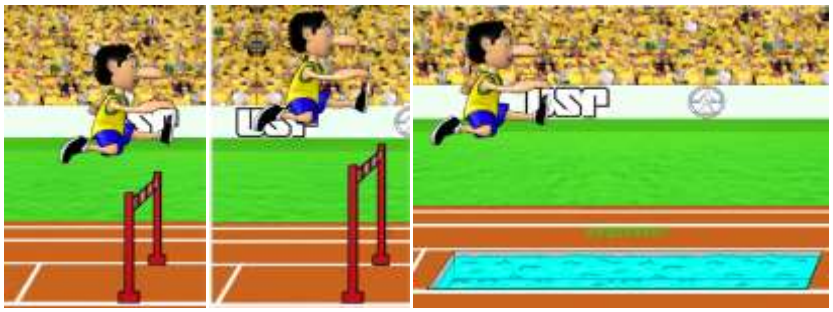


Figura 32 – Tipos de obstáculos: barra menor (30% da força máxima), barra maior (50%) e piscina (30%, isométrica)

A rotina pré definida consistiu em duas repetições da seguinte sequência:

- 4 barras de altura menor,
- 1 piscina,
- 3 barras de altura menor,
- 1 barra de altura maior,
- 3 barras de altura menor.

Após cada exigência de força, ocorrem períodos de descanso em que o paciente permanece com o tornozelo em posição neutra, totalizando um tempo de jogo de 2 minutos aproximadamente.

Durante os testes não foi necessário encerrar o jogo antes do término pois nenhum indivíduo relatou cansaço ou dor.

O desempenho do participante durante a realização dos testes com os dois jogos foi coletado para posterior análise dos dados, sendo monitorados a amplitude de movimento e a força aplicada no dispositivo.

5.5 Análise Pós Teste

Ao final dos testes foi aplicado a EVA para avaliar índice de dor e cansaço na região do tornozelo e pé após os exercícios, e aplicado o questionário (Apêndice 4) com itens referentes ao dispositivo, interface, conforto, o sentimento de segurança, a usabilidade, a qualidade, contendo questões relacionadas à ergonomia, conforto, opinião pessoal e eventuais sugestões de melhorias.

No dia seguinte, a pesquisadora realizou telefonema ao participante, onde foi questionado presença de dor, desconforto ou diferentes sensações, observadas pelo participante durante o dia da avaliação e no dia seguinte. Com as respostas dos questionários foi possível analisar o equipamento sob outros pontos de vista, e assim propor melhorias e coletar opiniões diversas.

5.6 Apresentação dos Dados e Análise Estatística

Os dados foram registrados em planilha do programa computacional Excel (Microsoft) e apresentados em tabelas e gráficos de linha, colunas e Boxplot (coluna com os valores do desvio padrão), utilizando-se a amplitude, média ($\bar{x}$), desvio padrão (s), intervalo de confiança (IC), frequência absoluta (n) e frequência relativa (%).

A amplitude refere-se à diferença entre o maior e o menor dos valores de uma distribuição, sendo uma medida de variabilidade ou dispersão. Grandes amplitudes indicam que o grupo é mais heterogênio; amplitudes mais próximas indicam que o grupo está em uma mesma população homogênea.

Média é a soma de todos os valores dividida pelo número de elementos. O desvio padrão refere-se à medida de dispersão ou variabilidade de um conjunto de valores. Quanto maior for o desvio padrão, maior será a flutuação da variável em torno da média (OLIVEIRA, 2010).

Um intervalo de confiança (IC) é um intervalo estimado de um parâmetro de interesse de uma população. É uma maneira de calcular uma estimativa de um parâmetro desconhecido.

Muitas vezes funciona como um teste de hipóteses, ao invés de estimar o parâmetro por um único valor, é dado um intervalo de estimativas prováveis. O quanto estas estimativas são prováveis será determinado pelo coeficiente de confiança (1-α), para $\alpha \in (0, 1)$.

Intervalos de confiança são usados para indicar a confiabilidade de uma estimativa. Por exemplo, um IC pode ser usado para descrever o quanto os resultados de uma pesquisa são confiáveis. Sendo todas as estimativas iguais, uma pesquisa que resulte num IC pequeno é mais confiável do que uma que resulte num IC maior (LARSON; FARBER, 2010).

Quando foram comparados mais de dois grupos utilizou-se o teste estatístico ANOVA (Análise Variância), baseado na comparação das médias aritméticas dos grupos com o objetivo de analisar diferenças entre as médias aritméticas dos grupos e não entre as variâncias dos grupos. Quando se quer a variância do grupo utiliza-se o Teste de Tukey (LEVINE, et al., 2008).

O coeficiente de correlação de Person é uma relação entre duas variáveis. Os dados podem ser representados por pares ordenados (x,y), onde x é a variável independente (ou explanatória) e y é a variável dependente (ou resposta).

O Teste Qui-quadrado foi utilizado para analisar as diferenças das respostas do questionário após o uso da PRRT, entre as amostras hemiparéticas e saudáveis. Este teste é usado para testar se uma distribuição de frequência se encaixa em uma distribuição esperada (LARSON; FARBER, 2010).

Para apresentar os resultados do estudo de caso utilizou-se gráficos do programa computacional MatLab, que ilustra o desempenho dos movimentos do tornozelo durante os jogos.

Utilizou-se o programa computacional Past version 2.15 [1]. Todos os testes foram realizados com nível de significância (p) de 0,05.

[1] PAST version 2.15, http://folk.uio.no/ohammer/past/, Øyvind Hammer, D.A.T. Harper (April 2012). Copyright Hammet and Harper 1999-2012.

CAPÍTULO VI

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capitulo são apresentados os dados coletados durante a aplicação prática deste estudo. Inicialmente realizou-se a caracterização dos indivíduos de ambas as amostras.

Para realizar as análises comparativas foram adotados alguns critérios como, comparação dos resultados entre o grupo hígido (saudável) e o grupo hemiparético; comparações apenas no grupo hemiparético, separando os indivíduos em relação à topografia da lesão, ou seja, hemicorpo comprometido à direita ou à esquerda, e comparações entre o hemicorpo comprometido e o preservado do mesmo grupo de indivíduos. Juntamente com os resultados, são apresentadas as discussões.

Também foi realizado um estudo de caso com dados referentes às coletas das avaliações convencionais e com a PRRT, bem como o desempenho do participante durante o teste.

Ao final, apresentamos discussões referentes à utilização do equipamento na prática clínica e como método auxiliar de avaliação para o terapeuta.

6.1 Características do Grupo Hemiparético

Foram avaliados 19 indivíduos hemiparéticos, sendo nove homens e dez mulheres. As idades variam de 45 a 82 anos, com amplitude de 37 anos (diferença da maior idade com a menor idade), a média foi de 61,21 anos, o desvio padrão de 8,68 e intervalo de confiança de 4,18 (intervalo de confiança refere-se à média das idades dos pacientes, assumindo-se 0,05 de significância, ou seja, 95% da amostra apresenta idade entre 57,03 e 65,39 anos). Os indivíduos do grupo de hemiparéticos à direita, apresentaram idade média de 61,22 com desvio padrão de 2,91 e intervalo de confiança de 2,24. Para o grupo hemiparético à esquerda esses dados foram 61,2; 11,96; 8,56, respectivamente. Portanto, na amostra estudada o grupo hemiparético à direita foi mais homogêneo em termos de idade. No estudo realizado por

Zhang, Davies e Xie (2013), as pesquisas envolvendo indivíduos que sofreram AVE, as idades variam de 26 a 81 anos.

O tempo de lesão médio foi de 38,11 meses, desvio padrão de 35 meses, com intervalo de confiança de 31,41 meses, sendo dois meses o tempo mínimo verificado em dois participantes e 114 meses o maior tempo de lesão, ressaltando que o tempo de lesão não foi considerado como critério de inclusão ou exclusão nesta pesquisa. No estudo realizado por Mirelman, Bonato e Deutsch (2008), testaram o equipamento Plataforma Rutgers Ankle associada ao sistema de realidade virtual, em indivíduos hemiparéticos com tempo crônico de lesão.

Relacionado à topografia da lesão, nove indivíduos apresentavam hemiparesia à direita, destes, seis eram homens e três mulheres. Dez apresentavam hemiparesia à esquerda, sendo sete mulheres e três homens.

Nenhum indivíduo do estudo realizou aplicação de toxina botulínica do tipo A. Nos grupos musculares tríceps sural, local em que frequentemente está presente a espasticidade e não faziam uso de órtese. Todos os sujeitos hemiparéticos apresentaram sensibilidade preservada, comprovada por meio do teste de sensibilidade convencional, onde testou-se a iliognosia, sensibilidade tátil, térmica, dolorosa profunda e cinestesia.

Com relação ao escore do MEEM, o valor mínimo foi de 23 e o máximo foi de 30, indicando ausência de comprometimento cognitivo ou declínio cognitivo.

6.2 Características do Grupo Hígido

Foram avaliados 19 indivíduos saudáveis, destes dez eram homens e nove mulheres, as idades variam de 32 a 84 anos, com média de 55,68 anos, desvio padrão de 13,69 e intervalo de confiança de 6,60. Os valores da média de idade, desvio padrão e intervalo de confiança dos homens e mulheres foram assemelhados, sendo 55,90; 14,49; 10,37 para os homens e 55,44; 13,61; 10,46 para as mulheres, respectivamente. Do total de indivíduos da amostra, onze não realizavam atividade física regular e oito realizavam regularmente.

A PRRT foi testada em apenas um membro inferior, selecionado aleatoriamente, totalizando doze testes no Membro Inferior Direito (MID) e sete testes no Membro Inferior Esquerdo (MIE). Dos doze indivíduos testados no MID, sete eram homens e cinco mulheres. Dos sete sujeitos testados no MIE, três eram homens e quatro mulheres.

Em 100% da amostra, os indivíduos apresentaram sensibilidade preservada, avaliada por meio do teste de sensibilidade convencional, onde testou-se a iliognosia, sensibilidade tátil, térmica, dolorosa profunda e cinestesia. Com relação à pontuação do MEEM o valor mínimo foi de 21 e o máximo foi de 30, indicando ausência de comprometimento cognitivo ou declínio cognitivo.

6.3 Resultados da Avaliação Fisioterapêutica Convencional em ambos os grupos

A avaliação fisioterapêutica convencional consistiu em testes comumente realizados na prática clínica, como o teste de FM manual, teste manual para classificação da espasticidade, goniometria para graduar o arco de movimento do tornozelo. Foi realizado questionário de desconforto músculo-esquelético e sensação de cansaço referida.

Por meio desta avaliação foi possível selecionar os participantes. Os dados obtidos pelo teste de força e goniometria serão utilizados para comparar os resultados obtidos pela PRRT.

6.3.1 Resultados dos questionários de desconforto e cansaço em ambos os grupos

A Tabela 3 apresenta o número de indivíduos (n) e as porcentagens (%) de queixa de desconforto músculo-esquelético referido pelos indivíduos hemiparéticos, de acordo com a localização corporal e intensidade, no momento da avaliação inicial. Destes, 84,2% relataram ocorrência de dor, porém sem predominância de região corporal.

Tabela 3 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido

Ocorrência da dor	**Número de indivíduos (%)**	**%**
Sim	16 (84,2)	84,2
Não	3 (15,7)	15,7

Localização da dor	**Número de indivíduos**	**Grau de desconforto**		
		Leve	**Moderado**	**Forte**
Cervical	0	-	-	-
Torácica	1	-	1	-
Lombar	2	-	2	-
Ombro D	2	1	1	-
Ombro E	1	-	-	1
Quadril D	1	-	1	-
Quadril E	0	-	-	-
Joelho D	1	-	-	1
Joelho E	2	-	2	-
Tornozelo e Pé D	2	-	-	2
Tornozelo e Pé E	2	-	-	2
Todo MID	1	1	-	-
Todo MIE	0	-	-	-
Todo MSD	0	-	-	-
Todo MSE	2	-	-	2

A Tabela 4 apresenta os números e porcentagens de queixa de sensação de cansaço no grupo hemiparético. Questionamento também realizado durante avaliação convencional. As intensidades variaram de zero (ausência de cansaço) e dez (cansaço muito forte). Foi observado que dos 19 hemiparéticos oito não acusavam cansaço (42,1%).

Tabela 4 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a avaliação convencional

Ocorrência	**n**	**%**
sim	11	57,8%
não	8	42,1%

Intensidade	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
n	8	0	1	1	0	0	2	2	2	0	3

A Tabela 5 classifica o número de indivíduos do grupo saudável que apresentaram queixa de desconforto músculo esquelético, de acordo com a região corporal e a intensidade referida. Destes, 73,6% relataram ocorrência de dor. Quanto a localização, os indivíduos saudáveis concentraram suas queixas em menor número de regiões corporais.

Tabela 5 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido

Ocorrência da dor	**Número de indivíduos (%)**	**%**
Sim	14 (73,6)	73,6
Não	5 (26,3)	26,6

Localização da dor	**Número de indivíduos**	**Grau de desconforto**		
		Leve	**Moderado**	**Forte**
Cervical	3	1	1	1
Torácica	0	-	-	-
Lombar	3	2	-	1
Ombro D	0	-	-	-
Ombro E	0	-	-	-
Quadril D	0	-	-	-
Quadril E	0	-	-	-
Joelho D	1	-	1	-
Joelho E	0	-	-	-
Tornozelo e Pé D	3	-	1	2
Tornozelo e Pé E	0	-	-	-
Todo MID	0	-	-	-
Todo MIE	0	-	-	-
Todo MSD	0	-	-	-
Todo MSE	0	-	-	-

A Tabela 6 apresenta os números e porcentagens de queixa de sensação de cansaço no grupo de indivíduos saudáveis e classifica a quantidade de indivíduos de acordo com a intensidade de cansaço referida. As intensidades variaram de zero (ausência de cansaço) e dez (cansaço muito forte). Foi observado que dos 19 indivíduos saudáveis 13 não acusavam cansaço (68,4%).

Tabela 6 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a avaliação convencional

Ocorrência	**n**	**%**
sim	6	31,5%
não	13	68,4%

Intensidade	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
n	13	0	0	0	0	1	1	1	3	0	0

6.3.2 Teste de Força Muscular Convencional – Amostra Hígida

Nos testes de FM convencional, 100% dos indivíduos avaliados apresentaram FM grau 5, classificada como normal de acordo com o teste de FM manual, em ambos os membros inferiores (direito e esquerdo).

6.3.3 Teste de Força Muscular Convencional – Amostra Hemiparética

A Tabela 7 exibe a graduação da FM avaliada pelo teste de FM manual no hemicorpo comprometido à direita do grupo hemiparético. Os dados não mostraram diferença estatisticamente significante entre a graduação nos grupos musculares (ANOVA, p = 1), independente do grupo muscular avaliado.

Tabela 7 – Graduação da Força Muscular pelo teste convencional nos indivíduos com hemiparesia à direita

Comprometimento no hemicorpo direito								
	Número de indivíduos por escore							
Músculo\Graduação	**5**	**4**	**3**	**3-**	**2**	**2-**	**1**	**0**
Gastrocnêmio	6	2	0	0	0	1	0	0
Sóleo	4	4	0	0	0	1	0	0
Tibial Anterior	4	4	0	0	0	1	0	0
Tibial Posterior	5	3	0	0	0	1	0	0
Fibulares	5	3	0	0	0	1	0	0

No teste de FM manual, 100% da amostra dos indivíduos com hemiparesia à direita, apresentaram FM normal, grau 5, no hemicorpo não comprometido (esquerdo).

A Tabela 8 apresenta os valores da graduação da FM avaliada pelo teste de FM manual no hemicorpo comprometido à esquerda do grupo hemiparético. Os dados não mostraram diferença estatisticamente significante entre a graduação nos grupos musculares (ANOVA, p = 1).

Tabela 8 – Graduação da Força Muscular pelo teste convencional nos indivíduos com hemiparesia à esquerda

Comprometimento no hemicorpo esquerdo								
	Número indivíduos por escore							
Músculo\Graduação	**5**	**4**	**3**	**3-**	**2**	**2-**	**1**	**0**
Gastrocnêmio	2	7	1	0	0	0	0	0
Sóleo	2	6	2	0	0	0	0	0
Tibial Anterior	2	7	0	1	0	0	0	0
Tibial Posterior	2	7	1	0	0	0	0	0
Fibulares	2	7	1	0	0	0	0	0

No teste de FM manual, 100% da amostra dos indivíduos com hemiparesia à esquerda, apresentaram FM normal, grau 5, no hemicorpo direito, não comprometido.

Em termos absolutos, foi observado que quando a lesão era no hemicorpo esquerdo a FM máxima graduada em 5 e a FM graduada em 4 foram registradas menores do que quando a lesão acometeu o hemicorpo direito.

6.3.4 Avaliação da Espasticidade

Nos sujeitos com hemiparesia foi realizado o teste manual de Espasticidade, graduada de acordo com a escala de Asworth. A Tabela 9 apresenta os grupos musculares testados nos 9 sujeitos com hemiparesia à direita, e a quantidade de indivíduos por graduação da espasticidade em cada músculo.

Tabela 9 – Avaliação da espasticidade em hemiparesia à direita: quantidade de indivíduos por graduação da espasticidade em cada grupo muscular

Músculo\Graduação	**5**	**4**	**3**	**2**	**1**
Reto femoral	-	-	-	-	9
Isquiotibiais	-	-	-	-	9
Adutores	-	-	-	-	9
Gastrocnêmios	-	-	2	-	7
Sóleo	-	-	-	1	8

Com relação à presença de clônus associado à espasticidade, a Tabela 10 apresenta a quantidade de indivíduos que apresentaram clônus de acordo com a graduação avaliada em cada grupo muscular do hemicorpo direito.

Tabela 10 – n de indivíduos com clônus associado ao grau de espasticidade no hemicorpo direito

Músculo\Graduação	**5+C**	**4+C**	**3+C**	**2+C**	**1+C**
Reto femoral	-	-	-	-	-
Isquiotibiais	-	-	-	-	-
Adutores	-	-	-	-	-
Gastrocnêmios	-	-	1	-	1
Sóleo	-	-	-	1	2

A Tabela 11 mostra o número de sujeitos por graduação da espasticidade testada em cada grupo muscular dos 10 indivíduos com hemiparesia à esquerda.

Tabela 11 – Avaliação da espasticidade em hemiparesia à esquerda: quantidade de indivíduos por graduação da espasticidade em cada grupo muscular

Músculo\Graduação	**5**	**4**	**3**	**2**	**1**
Reto femoral	-	-	-	-	10
Isquiotibiais	-	-	-	-	10
Adutores	-	-	-	-	10
Gastrocnêmios	-	-	-	7	3
Sóleo	-	-	-	4	6

A quantidade de sujeitos hemiparéticos à esquerda, que apresentaram clônus associado à espasticidade, está apresentada na Tabela 12, de acordo com o grupo muscular e graduação estabelecida de acordo com o teste manual.

Tabela 12 – n de indivíduos com clônus associado ao grau de espasticidade no hemicorpo esquerdo

Músculo\Graduação	**5+C**	**4+C**	**3+C**	**2+C**	**1+C**
Reto femoral	-	-	-	-	-
Isquiotibiais	-	-	-	-	-
Adutores	-	-	-	-	-
Gastrocnêmios	-	-	-	2	-
Sóleo	-	-	-	2	1

Os registros das tabelas 7, 8, 9 e 10 foram assemelhados para os ambos os hemicorpos comprometidos.

6.3.5 Análise dos Resultados da ADM no Teste Convencional

Os indivíduos saudáveis apresentaram uma ADM da dorsiflexão ativa do tornozelo direito de 20,16º, desvio padrão de 4,92º e intervalo de confiança de 2,37º. Para a dorsiflexão ativa no tornozelo esquerdo, os valores foram de média 18,21º, desvio padrão de 3,81º e intervalo de confiança de 1,84º.

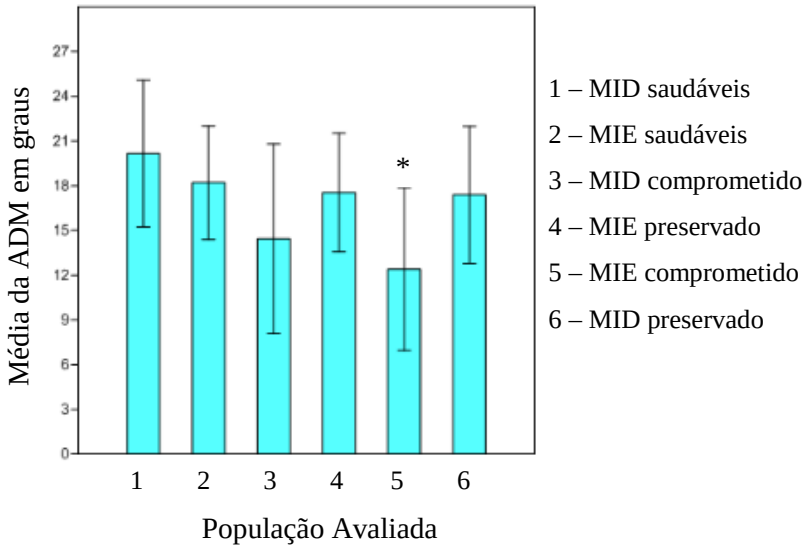
Com relação à medida da ADM no hemicorpo comprometido, os indivíduos hemiparéticos à direita, apresentaram na mensuração ativa, uma média de 14,4º, desvio padrão de 6,377º e intervalo de confiança de 2,34º. No MIE (preservado os valores foram 17,56º de média, 3,97º de desvio padrão e 3,05º de intervalo de confiança.

No hemicorpo comprometido à esquerda, a média da ADM ativa foi de 12,14º, desvio padrão de 5,46º e intervalo de confiança de 3,91º. No MID (preservado) apresentou média de 17,4º, desvio padrão de 4,6º e intervalo de confiança de 3,29º.

O Gráfico 1 ilustra a amplitude de movimento articular ativa em graus, avaliada pelo teste convencional em ambos os membros inferiores dos três grupos avaliados (amostra saudável, hemicorpo comprometido e hemicorpo preservado dos indivíduos que sofreram AVE). Entre os grupos foi observada diferença estatisticamente significante (ANOVA; $p < 0,05$; $p = 0,002049$). O Teste de Tukey acusou diferença estatisticamente significante da

ADM ativa do grupo MIE comprometidos com o grupo MID saudável ($p < 0,05$; $p = 0,003367$).

Gráfico 1 – Graduação da amplitude de movimento articular ativa do tornozelo pelo método convencional (* diferença estatisticamente significante)



6.4 Análise da Mensuração da ADM Ativa com PRRT

Por meio da PRRT foi mensurado a ADM ativa dos músculos dorsiflexores do tornozelo. Na amostra saudável, os 12 indivíduos testados no tornozelo direito apresentaram ADM dos dorsiflexores média de 22,09º, desvio padrão de 4,24º e intervalo de confiança de 2,69º. Nos testes realizados no tornozelo esquerdo, a média foi de 24,33º, desvio padrão de 5,52º e intervalo de confiança de 5,11º.

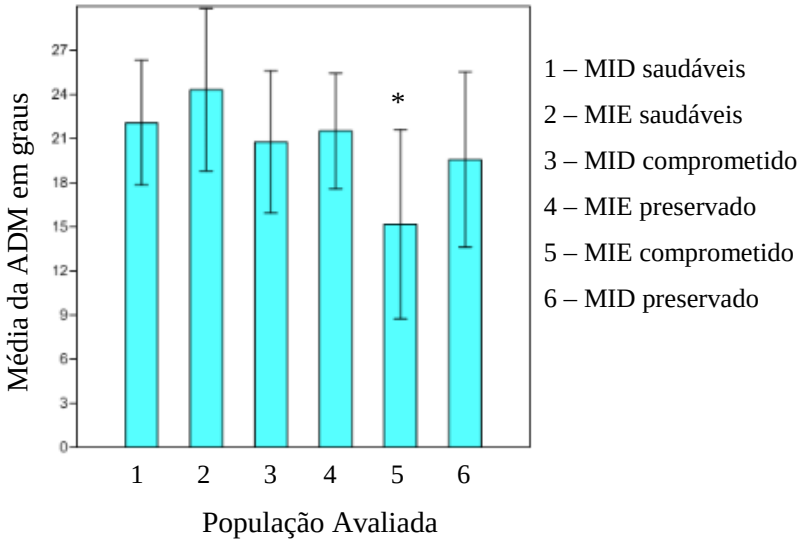
Obtivemos no MID (comprometido), a média da ADM obtida pela PRRT foi de 20,79º, desvio padrão de 4,83º e intervalo de confiança de 3,71º. No hemicorpo preservado à esquerda, a PRRT mensurou ADM média de 21,53º, desvio padrão de 3,92º e intervalo de confiança de 3,01º.

No MIE (comprometido) apresentou média de 15,19º, desvio padrão de 6,43º e intervalo de confiança de 4,6º; hemicorpo preservado à direita a ADM média de 19,59º, desvio padrão de 5,95º e intervalo de confiança de 4,26º.

O Gráfico 2 ilustra a ADM ativa do tornozelo em graus, avaliada pela PRRT em ambos os membros inferiores dos dois grupos avaliados. Entre os grupos observou-se, utilizando-se o teste ANOVA, diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$; $p = 0,01384$).

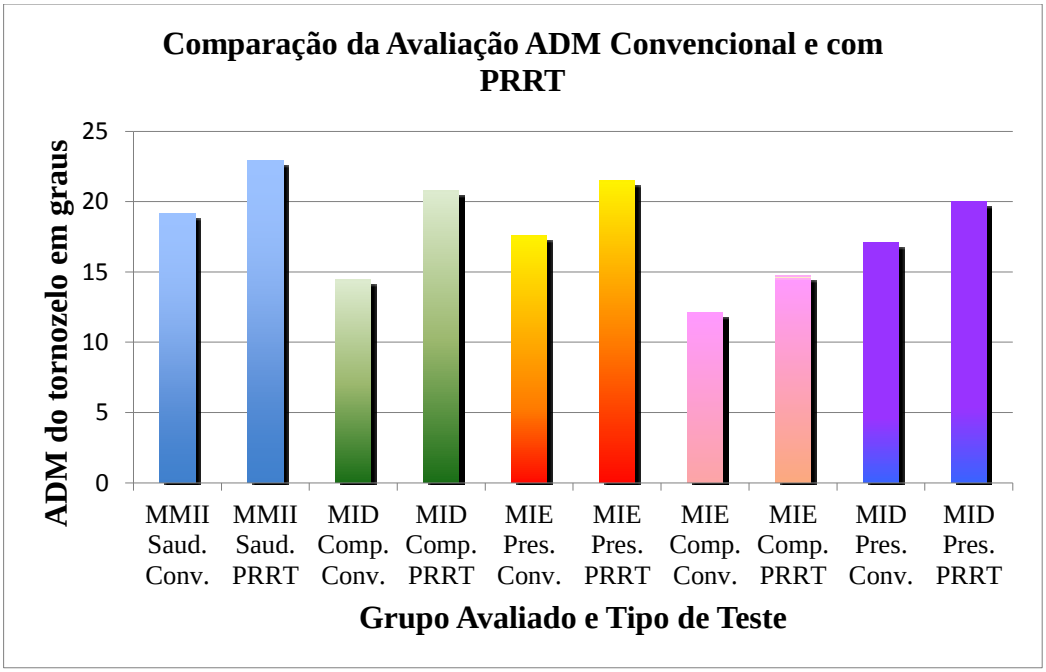
O Teste de Tukey acusou diferença estatisticamente significante da ADM ativa do grupo MIE comprometidos em relação ao grupo MIE saudável ($p < 0,05$; $p = 0,005399$).

Gráfico 2 – Graduação da amplitude de movimento articular ativa do tornozelo pela PRRT



No Gráfico 3 são apresentados os resultados comparativos da média entre o método de avaliação convencional (goniometria) e com a PRRT, das medidas em graus da ADM de tornozelo ativa em todas as amostras.

Gráfico 3 – Comparação das médias em graus da amplitude articular do tornozelo ativa em ambos os membros inferiores dos dois grupos avaliados, com os métodos convencional e PRRT



Comparando os dois tipos de testes (Convencional e PRRT) para ADM de tornozelo, utilizando-se o Teste T Pareado, obtivemos os valores de p que estão apresentados na Tabela 13.

Tabela 13 – Valores de p para a avaliação da ADM, comparando os dois testes realizados (Convencional e PRRT)

ADM Convencional x PRRT	**Valor de p**
MI saudável	Teste t = 0,005068
MID hemiparético	Teste t Pareado = 0,0978
MIE preservado	Teste t Pareado = 0,1104
MIE hemiparético	Teste t Pareado = 0,4248
MID preservado	Teste t Pareado = 0,3559

Na comparação dos tipos de testes de ADM (Convencional e PRRT) foi observado diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$) dos resultados em 3 dos 6 testes, provavelmente este resultado deverá ser confirmado aumentando o número amostral, isto é, aplicar os dois testes em maior número de indivíduos saudáveis e hemiparéticos.

6.5 Mensuração da FM com PRRT

Não é possível comparar o teste de FM manual com a mensuração obtida pela PRRT, pois houve uma variação grande de amplitude, de 17,7 Nm. Não há possibilidade de se elaborar um escore para este aparelho com base em uma amplitude. Para estabelecer este parâmetro é necessário um estudo com uma amostra em torno de 300 a 400 pessoas.

Antes de iniciar o treino de FM com a PRRT associada ao jogo virtual “O Atleta”, o dispositivo robótico solicitou três medidas da FM, onde foi calculada média das três e com base nos resultados, foram estabelecidas as exigências do treino.

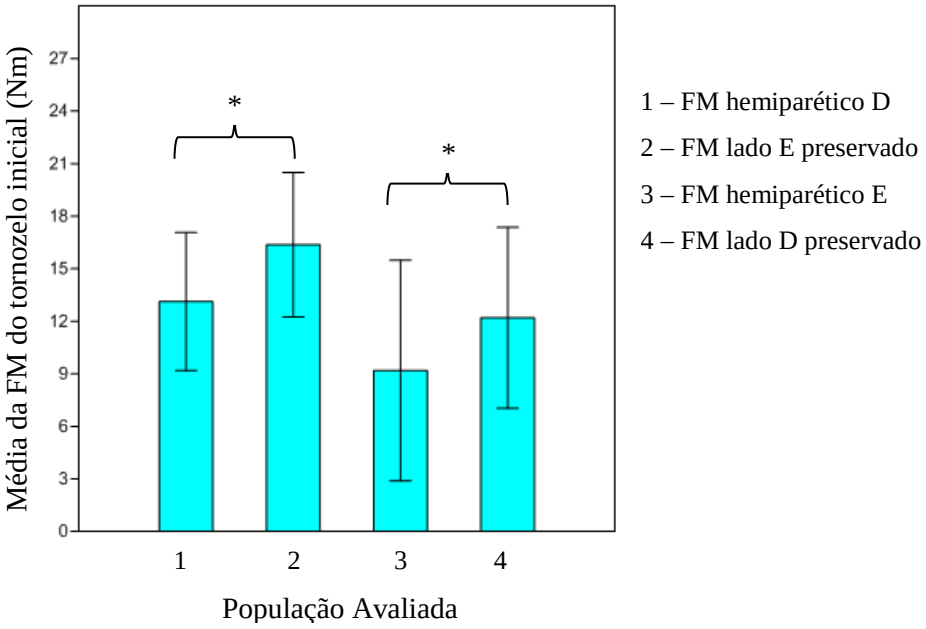
Os indivíduos hemiparéticos à direita, apresentaram FM média inicial de 13,12 Nm, desvio padrão de 3,94 Nm e intervalo de confiança de 3,03 Nm. Durante o teste apresentaram FM máxima média de 15,18 Nm, desvio padrão de 3,87 Nm e intervalo de confiança de 2,97 Nm. No hemicorpo preservado a FM inicial média foi de 16,37 Nm, desvio padrão de 4,12 Nm e intervalo de confiança de 3,17 Nm. Durante o jogo a FM média foi de 18,30 Nm, desvio padrão de 3,98 Nm e intervalo de confiança de 3,06 Nm. O teste estatístico T Pareado não acusou diferença entre o lado comprometido e preservado durante a mensuração inicial da FM

(p = 0,06494); porém a FM máxima atingida durante o jogo acusou diferença estatisticamente significante (p = 0,01819).

Nos hemiparéticos à esquerda a FM inicial média foi de 9,19 Nm, desvio padrão de 6,29 Nm e intervalo de confiança de 4,50 Nm. A FM máxima registrada durante o jogo apresentou média de 11,09 Nm, desvio padrão de 5,43 Nm e intervalo de confiança de 3,88 Nm. No membro preservado a FM máxima inicial média foi de 12,20 Nm, desvio padrão de 4,90 Nm e intervalo de confiança de 3,51 Nm. Durante o teste a FM máxima média foi de 15,12 Nm, desvio padrão de 5,48 Nm e intervalo de confiança de 3,92 Nm. Nesta situação, o Teste Estatístico T Pareado acusou diferença estatisticamente significante entre o lado comprometido e preservado durante a mensuração inicial da FM (p = 0,03042) e também na FM máxima atingida durante o jogo (p = 0,00195).

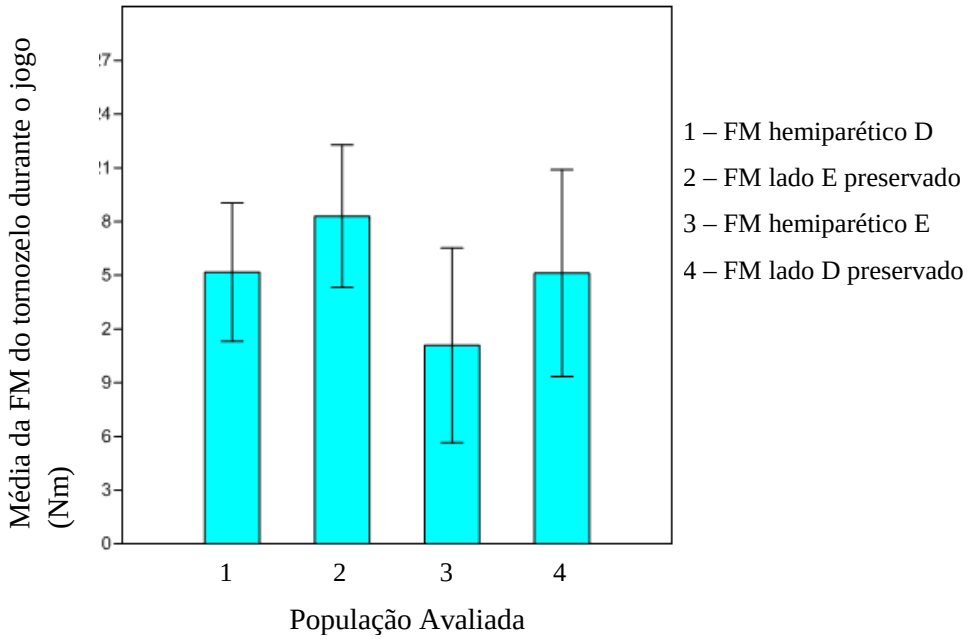
O Gráfico 4 apresenta os valores da média da FM obtida pela PRRT no início do treinamento e compara os valores dos indivíduos com hemiparesia à D e o hemicorpo preservado (E), bem como a FM dos hemiparéticos à E e hemicorpo preservado à D.

Gráfico 4 – Comparação das medidas em Nm da FM inicial do tornozelo em ambos os membros inferiores dos dois grupos avaliados, por meio da PRRT (* diferença estatisticamente significante)



O Gráfico 5 apresenta os valores da média da FM obtida durante a execução do jogo "O Atleta", pela PRRT e compara os valores dos indivíduos com hemiparesia à D e o hemicorpo preservado (E), bem como a FM dos hemiparéticos à E e hemicorpo preservado à D.

Gráfico 5 – Comparação das medidas em Nm do desempenho médio da FM do tornozelo durante o jogo em ambos os membros inferiores dos dois grupos avaliados, por meio da PRRT



A Tabela 14 apresenta o valor médio mensurado pela PRRT para a FM, nos indivíduos hemiparéticos e compara as medidas da FM inicial do membro comprometido e preservado.

Tabela 14 – Mensuração inicial da Força Muscular em Nm pela PRRT, no hemicorpo comprometido e preservado

		Comprometido	Preservado
Hemiparético D	Média	13,12 Nm	16,37 Nm
	Desvio Padrão	3,94 Nm	4,12 Nm
	Intervalo de Confiança	3,03 Nm	3,17 Nm
	Valor de p	0,06494	
Hemiparético E	Média	9,19 Nm	12,20 Nm
	Desvio Padrão	6,29 Nm	4,90 Nm
	Intervalo de Confiança	4,50 Nm	3,51 Nm
	Valor de p	0,03042	

A Tabela 15 mostra o valor médio mensurado pela PRRT para a FM, nos indivíduos hemiparéticos e compara as medidas do desempenho da FM durante o jogo “O Atleta”, do membro comprometido e preservado.

Tabela 15 – FM durante o jogo

		Comprometido	Preservado
Hemiparético D	Média	15,18 Nm	18,30 Nm
	Desvio Padrão	3,87 Nm	3,98 Nm
	Intervalo de Confiança	2,97 Nm	3,06 Nm
	Valor de p	0,01819	
Hemiparético E	Média	11,09 Nm	15,12 Nm
	Desvio Padrão	5,43 Nm	5,48 Nm
	Intervalo de Confiança	3,88 Nm	3,92 Nm
	Valor de p	0,00195	

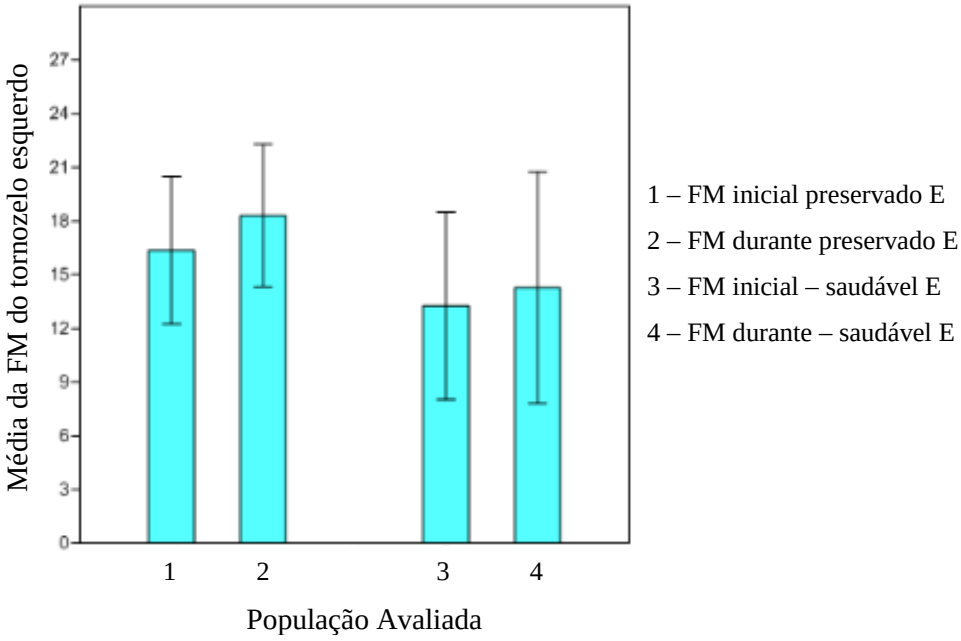
Comparando os dois lados comprometidos na mensuração da FM inicial pela PRRT, o teste t não acusou diferença estatisticamente significativa (p = 0,12568), também não houve diferença na FM coletada durante o jogo.

De acordo com as amostras não houve equidade entre o número de homens e mulheres nos grupos estudados, portanto não foi possível fazer as comparações e correlações entre esses dois grupos, tanto para os indivíduos saudáveis quanto para os hemiparéticos.

6.5.1 Comparação da FM pela PRRT nas Amostras Hemiparética e Saudável

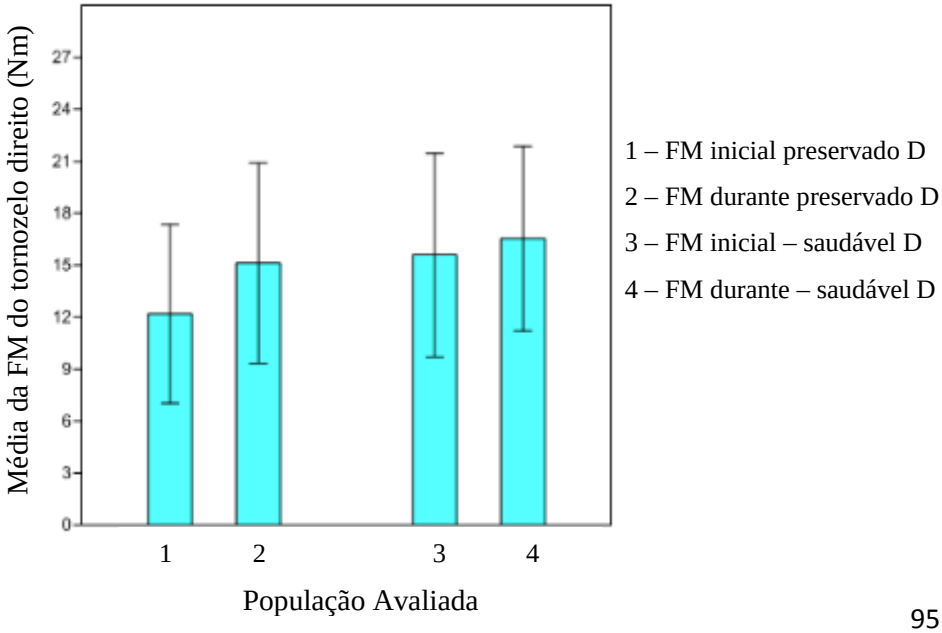
Comparando a FM do lado esquerdo, tanto do indivíduo hemiparético preservado à esquerda e dos indivíduos saudáveis, na avaliação da FM inicial e o desempenho da FM durante o jogo, obteve-se os valores apresentados no Gráfico 6. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significante (ANOVA, p = 0,1991) entre eles todos.

Gráfico 6 – Avaliação da FM pela PRRT, comparando a FM dos indivíduos dos grupos hemiparéticos e saudáveis, sendo o MIE preservado do grupo hemiparético, e a comparação da FM no início e durante o teste



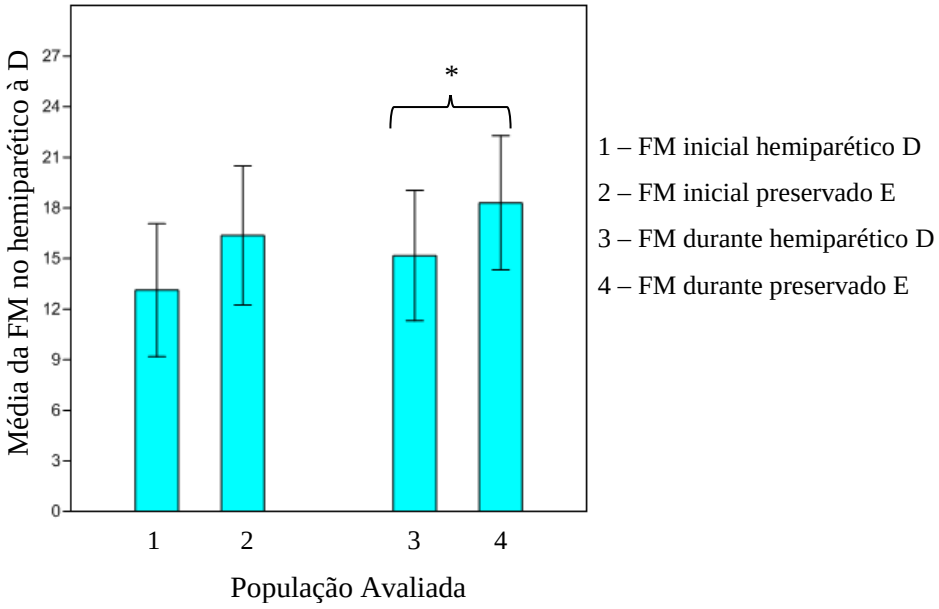
Comparando a FM do lado direito, tanto no indivíduo hemiparético preservado à direita e dos indivíduos saudáveis testados a direita, na avaliação da FM inicial e o desempenho da FM durante o jogo, obteve-se os valores apresentados no Gráfico 7. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significante (ANOVA, p = 0,3206) entre todos os grupos analisados.

Gráfico 7 – Avaliação da FM pela PRRT, comparando a FM dos indivíduos dos grupos hemiparéticos e saudáveis, sendo o MIE preservado do grupo hemiparético, e a comparação da FM no início e durante o teste



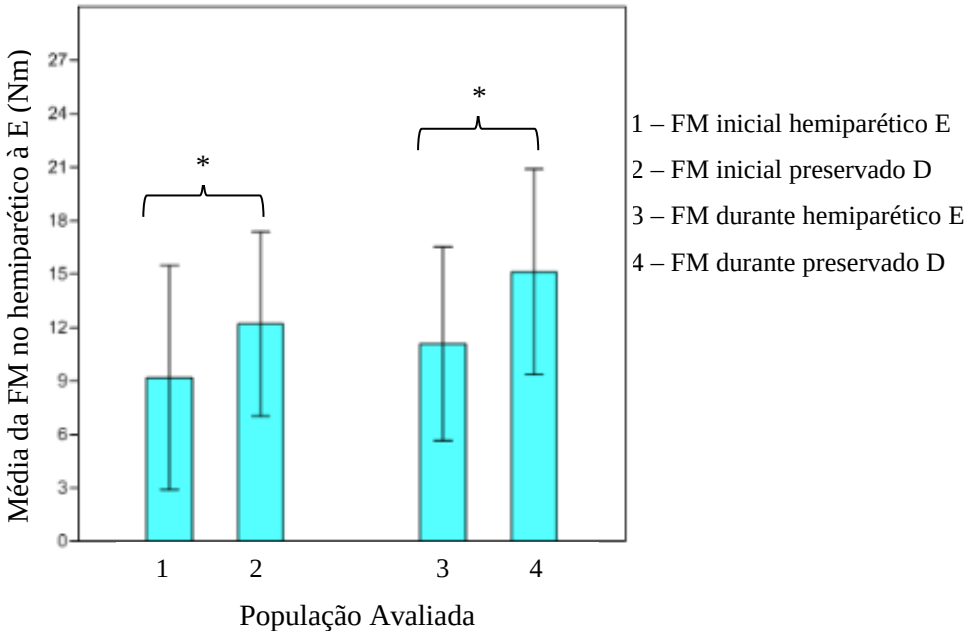
Ao se comparar os indivíduos do grupo hemiparético, relacionando o hemicorpo comprometido com o preservado, obteve-se na avaliação inicial da FM: hemicorpo comprometido à direita com hemicorpo preservado à esquerda, p = 0,06494, sem diferença estatisticamente significante. Na avaliação da FM durante o jogo, do mesmo grupo analisado, obteve-se valor de p = 0,01819, diferença estatisticamente significante, ou seja, os indivíduos apresentaram melhor desempenho durante o jogo no hemicorpo preservado. Esse resultados estão apresentados no Gráfico 8.

Gráfico 8 – Análise da FM pela PRRT no início e durante os testes, nos indivíduos hemiparéticos à direita, comparando-se o hemicorpo comprometido com o preservado (* p < 0,05 diferença estatisticamente significante)



Ao se comparar os indivíduos do grupo hemiparético, relacionando o hemicorpo comprometido com o preservado, obteve-se na avaliação inicial da FM: hemicorpo comprometido à esquerda com hemicorpo preservado à direita, p = 0,03042, com diferença estatisticamente significante, ou seja, na avaliação inicial da FM o lado preservado apresenta maior força que o lado comprometido. Na avaliação da FM durante o jogo, do mesmo grupo analisado, obteve-se valor de p = 0,00195, diferença estatisticamente significante, ou seja, os indivíduos apresentaram melhor desempenho durante o jogo no hemicorpo preservado. Esse resultados estão apresentados no Gráfico 9.

Gráfico 9 – Análise da FM pela PRRT no início e durante os testes, nos indivíduos hemiparéticos à esquerda, comparando-se o hemicorpo comprometido com o preservado (* p < 0,05 diferença estatisticamente significante)



6.5.2 Correlação das Mensurações da FM Inicial Pela PRRT Com Idade e Tempo de Lesão

Devido a hipótese de que a FM diminui nos indivíduos mais velhos, foi aplicado o teste de correlação de Person (r) entre a idade e a FM dos indivíduos hemiparéticos (homens e mulheres), obtendo-se valor de r = 0,05, indicando ausência de correlação entre essas duas variáveis, ou seja, neste estudo a idade dos indivíduos hemiparéticos não influenciou na FM do lado comprometido. O mesmo teste foi aplicado entre o tempo de lesão e a FM, resultando em r = 0,15, indicando correlação fraca positiva.

Para o grupo saudável, o teste de correlação de Person acusou valor de r = - 0,33, indicando correlação fraca negativa.

6.6 Análise dos Resultados Após Utilizar a PRRT

Após os testes com a PRRT, a pesquisadora questionou a presença e intensidade de desconforto músculo-esquelético durante a avaliação com o dispositivo robótico, bem como sensação de cansaço. Em seguida, os participantes responderam 20 questões referentes à satisfação em utilizar o recurso, e foram coletadas sugestões e queixas. Nesta sessão serão

apresentados os dados em relação à ocorrência de dor e cansaço durante o teste com a PRRT, bem como os resultados obtidos no questionário e os comentários dos participantes.

6.6.1 Avaliação da Sensação de Dor e Cansaço Após PRRT

Após a utilização da PRRT associada aos jogos virtuais, 11 indivíduos do grupo hemiparético queixaram-se desconforto músculo-esquelético durante a aplicação dos testes. A Tabela 16 apresenta as regiões corporais que os indivíduos sentiram dor, bem como a quantidade de sujeitos que referiram dor em cada região corporal e a intensidade do desconforto.

Tabela 16 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido após PRRT

Ocorrência da dor	**Número de indivíduos (%)**	**%**
Sim	11 (57,8)	57,8
Não	8 (42,1)	42,1

Localização da dor	**Número de indivíduos**	**Grau de desconforto**		
		Leve	**Moderado**	**Forte**
Maléolos	4	-	3	1
Quadril D	1	-	-	1
Quadril E	1	-	-	1
Joelho D	1	-	-	1
Joelho E	2	-	-	2
Panturrilha D	2	-	1	1
Panturrilha E	2	-	1	1
Dedos do pé D	1	-	1	-
Dedos do pé E	2	-	2	-

Relacionado à sensação de cansaço durante o uso da PRRT, 6 participantes do grupo hemiparético apresentaram queixa de cansaço. A Tabela 17 apresenta o número e porcentagem de indivíduos que relataram cansaço, e também a quantidade de indivíduos de acordo com a intensidade do cansaço referido.

Tabela 17 – Número e porcentagem de indivíduos hemiparéticos de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a PRRT

Ocorrência						**n**					**%**
		sim				6					31,5%
		não				13					68,4%
Intensidade	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
n	13	0	0	0	0	1	1	0	1	0	3

No dia seguinte ao teste com a PRRT foi realizado telefonema para questionar presença de dor. 16 indivíduos do grupo hemiparético não apresentaram queixa de dor no dia seguinte, três apresentaram queixa, sendo que um apresentou queixa de intensidade forte em ambos membros inferiores, um apresentou dor forte apenas na perna esquerda (comprometida) e um indivíduo apresentou dor de intensidade moderada na região de panturrilha esquerda (comprometida). Em relação à sensação de cansaço, apenas dois participantes apresentaram cansaço moderado.

Na amostra hígida, a Tabela 18 exibe os resultados relacionados à ocorrência, intensidade e localização corporal do desconforto músculo-esquelético durante a aplicação dos testes com a PRRT. Neste grupo, 3 participantes referiram dor de intensidade leve.

Tabela 18 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis distribuídos de acordo com a ocorrência, localização e intensidade de desconforto músculo-esquelético referido após PRRT

Ocorrência da dor	**Número de indivíduos (%)**	**%**
Sim	3 (15,7)	15,7
Não	16 (84,2)	84,2

Localização da dor	**Número de indivíduos**	**Grau de desconforto**		
		Leve	**Moderado**	**Forte**
Tibial Anterior D	2	2	-	-
Panturrilha D	1	1	-	-

Em relação a sensação de cansaço, apenas dois participantes apresentaram queixa, com intensidade leve a moderada. Estes dados são apresentados na Tabela 19.

Tabela 19 – Número e porcentagem de indivíduos saudáveis de acordo com a ocorrência e intensidade da sensação de cansaço percebida, durante a PRRT

Ocorrência	**n**	**%**
Sim	2	10,5%
Não	17	89,4%

Intensidade	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
n	2	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0

Em relação à presença de dor ou cansaço no dia seguinte ao teste com a PRRT, todos os participantes da amostra hígida não referiram dor ou cansaço, os relatos foram coletados via telefonema.

6.6.2 Análise dos Resultados do Questionário

A Tabela 20 coloca as porcentagens das respostas positivas e negativas obtidas após o teste com a PRRT, em ambos os grupos avaliados. Foram selecionadas as principais questões referentes ao dispositivo, interface, conforto, o sentimento de segurança, a usabilidade, qualidade, contendo questões relacionadas à ergonomia e conforto. O Teste Qui quadrado não mostrou diferença entre os dois grupos ($p = 0,97331$).

A Tabela 20 – Porcentagem das respostas positivas e negativas em relação à utilização da PRRT em ambos os grupos

	Amostra Hemiparéticos		Amostra Hígida	
Questão\Porcentagem de Respostas	Positivas	Negativas	Positivas	Negativas
Q2. Ergonomia	68,4%	31,5%	89,5%	10,5%
Q3. Conforto	68,4%	31,5%	84%	15%
Q4. Design	89%	10,5%	79%	21%
Q5. Facilidade de compreensão da utilização	95%	5%	100%	0%
Q6. Confiabilidade	95%	5%	100%	0%
Q9. Dificuldade do “O Atleta”	21,05%	78,9%	10,05%	89,5%
Q10. Dificuldade do “O Guloso”	21,05%	78,9%	5%	95%
Q11. Animação do “O Atleta”	100%	0%	100%	0%
Q12. Animação do “O Guloso”	89,5%	10,5%	100%	0%
Q13. Sensação de conforto em “O Atleta”	100%	0%	100%	0%
Q14. Sensação de conforto em “O Guloso”	100%	0%	100%	0%
Q15. Tempo de duração de “O Guloso”	84%	15%	89,5%	10,5%
Q16. Tempo de duração de “O Atleta”	89,5%	10,5%	100%	0%
Q17. Sentimento agradável em “O Atleta”?	89,5%	10,5%	89,5%	10,5%
Q18. Sentimento agradável em “O Guloso”?	84%	15%	95%	5%

Ao analisar os resultados dos questionários, verificou-se que 89,4% dos indivíduos hemiparéticos gostaram do recurso e 100% da amostra saudável referiram ter gostado do equipamento, indicando que o equipamento satisfez grande parte da população avaliada com relação aos fatores de motivação, diversão, ergonomia, design e confiabilidade do equipamento.

Após a utilização da PRRT associada a jogos virtuais, foram coletadas opiniões e sugestões dos participantes. Os comentários dos participantes da amostra hemiparética realizados no dia do teste e no telefonema do dia seguinte, são apresentados no Quadro 1.

Sujeito	Comentários do dia do teste	Comentários do dia seguinte
J.N.	Parece coisa do exterior.	
M.L.		
L.N.		
N.T.		
M.D.	Podia ter mais tempo de jogo.	Continua tudo igual.
M.G.		
D.F.	Achei ótimo, lindo, distraí e não vi a hora passar, mas tem que prestar atenção e ficar concentrada.	
D.M.	Dor no pé (órtese).	
V.L.	Doeu mais as pernas no "O Guloso".	
P.F.		
A.B.	Faixa preta é desconfortável; "O Guloso" é mais difícil que "O Atleta". "O Guloso" podia ter acabado antes; Senti desconforto na perna, mas devido ao problema de circulação que já tive (trombose).	
J.Z.		
T.F.	Melhorar a cor da plataforma (mais escura); é divertido; trabalha a mente; melhorar o lugar de sentar.	Foi ótimo o exercício de ontem, **sempre que vou dormir o pé dói e essa noite não senti nada** e dormi super bem. Foi ótimo, excelente.
E.N.	Durante o jogo percebi que melhorou o desenvolvimento do pé, talvez ajude, pois tem dia que o pé levanta e tem dia que não; quero repetir pra ver se melhora a perna. O movimento de levantar o pé é difícil.	No dia após ao jogo sinto como se estivesse andado bastante; **Na noite do jogo e no dia seguinte o movimento do pé estava melhor, consegui calçar a havaiana mais rápido**, fácil e sem ter que ajudar com a mão, como faço sempre.
J.S.	Aparelho horrível e feio; esse negócio não dá certo não; não vai ajudar doeu o pé; não iria fazer em casa pois fico o dia todo deitada; fiquei cansada porque machucou o pé; amorteceu todo o pé.	Os pés incharam na noite da terapia.
R.A.	Encaixou bem no pé, mas as tiras da ponta incomodam; é preciso concentração.	Dor em pontadas no dia seguinte
N.B.		Melhorou o pé E, **ficou mais fácil para andar e o pé está virando menos e continua até hoje (12 dias após o teste).**
I.V.	Dor em maléolos (órtese).	
M.A.	Fita preta machucou;	Os dedos dos pés permaneceram + curvos e cãibras.

Quadro 1 – Relato dos sujeitos hemiparéticos quanto à utilização da PRRT no dia do teste e no dia seguinte

O Quadro 2 exibe os comentários e sugestões dos participantes do grupo hígido, coletados no dia do teste e no dia seguinte via telefonema.

Sujeito	Comentários do dia do teste	Comentários do dia seguinte
M.C.	Muito bom!	
N.S.	Perfeito! Só pegou o maléolo.	
J.B.	No Atleta precisa prestar atenção e concentração; no Guloso precisa ficar atento e ser rápido.	
G.J.	**Uma cadeira com encosto**; o design não influencia em nada; não o utilizaria muito por mim mesmo; "O Atleta" é difícil por ter que pular entre as linhas certinho; "O Guloso" foi longo demais; Gostei do recurso e indicaria para pessoas que necessitam; a fita do tornozelo prende um pouco.	
C.V.	Machucou maléolo medial e lateral; Na hora que faz a perna relaxa **tenho certeza que vai ajudar muito quem tem problema**; pra mim foi fácil mas vai ter gente que vai achar difícil; No guloso eu aguentaria mais 5 minutos e no atleta mais uns 2 minutos.	**Senti que amaciou o tornozelo; se a pessoa fizer 2 vezes por semana tenho certeza que ficará melhor.** Trabalhou 2 coisas ao mesmo tempo, o cérebro (jogo) e o tornozelo. A perna que trabalhou ficou a coisa mais gostosa. Agora precisava fazer na outra.
L.R.	Legal; bem fácil; **com certeza ajudará a reabilitar;** é gostoso; sente que faz força.	Continuou normal
R.F.	Necessita de cadeira com encosto; o design pode melhorar, manter a órtese fixa no equipamento para a pessoa colocar sozinha; com certeza vai ajudar, não é uma aposta é exato, pode deixar níveis diferentes de dificuldade e a pessoa regula; é uma novidade.	
A.R.	Podia ter menos folga, pois perde o controle e isso te deixa irritado pois você sabe que tem mais controle que a máquina mostrou; senti tensão no pescoço, falta encosto; não é pra ser bonito mas dá pra melhorar; eu não trabalho com reabilitação para saber se terá resultado mas vi que incentiva para movimentar, acho que é bom pra teste mas não para exercícios. No atleta trabalha tempo e não força. Os jogos são fáceis é só acostumar; tem que variar o jogo, pois é chato jogar o mesmo várias vezes ao dia; no guloso poderia acrescentar obstáculos para desviar; o tempo do guloso foi demorado e cansativo; ambos os jogos me senti entediado pois não é estimulante. Gostaria de jogar novamente com novo visual e mais firmeza e para os dois pés.	
P.R.	Precisa de cadeira para melhor conforto; o visual é meio estranho mas pelo que será	

	usado é bem prático; a primeira vez que olha assusta. A pessoa terá que movimentar bastante os pés; se pudesse fazer toda semana seria ótimo; é muito bom, imagem boa de ambos os jogos; **quando começa a gostar acaba poderia ser mais tempo**; **me senti entusiasmado em ambos os jogos pois você não sabe o que vai acontecer e fica na expectativa.** Senti trabalhar os músculos da perna principalmente atrás do calcanhar.	
W.	É novidade; no atleta o músculo cansou.	
S.A.	A tira do navicular (peito do pé apertou); Na hora que vi os fios fiquei com medo, depois que entendi achei normal; Senti apertar posterior de coxa (banco) e canseira no pé e perna.	No mesmo dia dor "6" no quadril e joelho, tomei analgésico.
A.M.D.S.	Doeu o joanete; aparelho novo; certeza que vai ajudar; o equipamento é maravilhoso.	No mesmo dia dor muscular "5" na panturrilha.
M.M.	Ficou meio largo; design ótimo; fácil de entender; vai ajudar a reabilitar pois conforme faz o movimento força o pé; Se tivesse em casa eu usaria dependendo do meu tempo disponível; "O Guloso" mais difícil que "O Alteta"; Bom pois as letras são grandes; foi muito bom.	
C.P.	Ajuste ótimo; Jogaria 5 vezes ao dia pois gosto de vídeo game; Ambos os jogos tem que ser mais difícil; foi muito bom; pouco tempo de jogo pode ser mais (ambos).	
A.M.S.	Ficou meio largo; design ótimo; fácil de entender; vai ajudar a reabilitar pois conforme faz o movimento força o pé; Se tivesse um em casa jogaria de acordo com meu tempo disponível; "O Não machucou; O Altela é narigudo e o Guloso feinho; o Atleta é difícil pois tem que fazer força; Bom.	Melhorou meu pé, senti que ele movimenta melhor e que está alongado.
W.M.	Deveria ser mais prático de ajustar.	
V.M.F.	Encaixou bem; deixar mais confortável para o fisioterapeuta; vai ajudar pois sente que puxa tudo; vemos que dará resultados;	
V.L.	Ficou meio grande (órtese); não soube explicar sua opinião sobre o design; Para o meu marido que tem AVE seria importante pra passar o tempo; para que tem dificuldade pode ser difícil; me senti fazendo *"cooper"*.	A panturrilha ficou dolorida
M.L.	Machucou a tira da órtese que envolve o	No dia seguinte tive sensação como se

	tornozelo; achei lindo; ao fazer o exercício você se diverte, usa o físico e tem liberação de adrenalina **porque é algo gostoso e motiva;** o Atleta é a coisa mais linda; o Guloso é muito fofo vai agradar crianças e adultos; a imagem é perfeita, boa, nítida sem poluição (ambos jogos); não cansou, não estressou tempo ideal de jogo; **me senti feliz eu relaxei me senti muito bem.** Ótimo. Só necessita de cadeira com encosto.	tivesse feito caminhada.

Quadro 2 – Relato dos sujeitos saudáveis quanto à utilização da PRRT no dia do teste e no dia seguinte

A maioria dos participantes sentiu-se confortável com os jogos virtuais, e referindo sensação do tornozelo "trabalhando". Na maioria dos relatos durante a participação, os indivíduos julgaram que o equipamento realmente poderá ajudar os indivíduos com déficits dos movimentos do tornozelo.

Por estar associada a jogos virtuais, a utilização da plataforma, além de aumentar a motivação, estimula a concentração, coordenação motora e memória. Durante a aplicação prática da PRRT, muitos participantes relataram a necessidade de concentração e atenção durante o treino, estes fatores cognitivos frequentemente encontram-se alterados pós AVE e podem ser estimulados por meio dos jogos virtuais da PRRT.

Com relação ao dia seguinte, apesar de serem relatos subjetivos, com necessidade de uma pesquisa mais aprofundada com várias sessões de terapias, 3 indivíduos hemiparéticos referiram melhora com 1 dia de treinamento. As melhoras consistiram em redução da dor, facilidade em elevar o antepé durante a marcha e melhora nas ADV´s, como calçar sandália. E 1 participante relatou melhora na marcha com maior estabilidade e redução do arrastamento do antepé, 12 dias após o uso da PRRT. Esses relatos indicam que a PRRT pode ser eficaz no tratamento da queda do pé, presente nas pessoas que sofreram AVE, redução da dor em tornozelo e melhora das AVD´s, porém para comprovação são necessários novos estudos.

6.7 Estudo de Caso

Esta seção trata-se de um estudo de caso, escolhido aleatoriamente. Foi selecionado um sujeito da amostra hemiparética, do gênero feminino, com hemiparesia à esquerda, a fim de analisar o desempenho dos registros obtidos pela PRRT, comparar o hemicorpo

comprometido com o preservado e comparar com os resultados da avaliação convencional de ADM e FM.

6.7.1 Avaliação Fisioterapêutica Convencional

A Tabela 21 apresenta as medidas de ADM e FM de ambos os membros inferiores, realizadas pelos testes convencionais.

Tabela 21 – Mensurações dos testes convencionais para ADM e FM em ambos os MMII

Teste \ Membro Avaliado	**MIE - comprometido**	**MID - preservado**
Goniometria – Dorsiflexão ativa	17º	15º
Força Muscular – M. Tibial Anterior	4	5

6.7.2 Avaliação da ADM com PRRT

Os dados do jogo "O Guloso" foram registrados pelo software da PRRT, dentre eles, o número total de itens, o total de acertos e erros. Também foi registrado o número de itens denominados desafios, onde exigia-se a ADM máxima determinada à partir das mensurações iniciais, além do número de acertos e erros do desafio.

O programa registrou a ADM inicial e a ADM máxima realizada durante o teste, bem como a velocidade máxima atingida, a distância total percorrida e o tempo de reação médio, definido como o intervalo de tempo entre o aparecimento do item e o instante em que o paciente inicia o movimento. A Tabela 22 apresenta cada desempenho registrado e compara ambos os MMII, comprometido e preservado.

Tabela 22 – Análise do desempenho durante o jogo “O Guloso” em ambos os MMII

Desempenho \ Membro Avaliado	**MIE - comprometido**	**MID - preservado**
Número de Itens	108	108
Número de Acertos	106	107
Número de Erros	2	1
Número de Itens – Desafio	30	31
Número de Acertos – Desafio	30	31
Número de Erros – Desafio	0	0
Amplitude Máxima – Inicial	19º	23,7º
Amplitude Máxima – Durante Teste	23,7º	26,7º
Velocidade Máxima	113,9º/s	143,9º/s
Distância Percorrida	919,9º	1.172,0º
Tempo de Reação Médio	0,97 s	0,96 s

Ao analisar os dados da Tabela acima, verifica-se que o indivíduo apresentou um erro a mais no membro comprometido comparado ao preservado, observa-se a ADM de tornozelo ativa menor no membro comprometido, com redução da velocidade do movimento e menor distância percorrida. Relacionado ao tempo de reação médio, demora um segundo a mais para movimentar o tornozelo hemiparético, à partir do momento que o objeto aparece na tela, esta diferença do tempo de reação médio pode ser decorrente da maior suavidade de movimento do membro não comprometido.

Com o uso da PRRT na prática clínica, espera-se que ocorra melhora no caminhar, relacionado ao aumento da velocidade e controle motor, da mesma forma que Forrester et al. (2011), atingiram estes resultados com o uso terapêutico do Anklebot.

A Figura 33 ilustra o desempenho do tornozelo hemiparético (E) da participante durante o jogo “O Guloso”, representa graficamente o movimento da articulação durante as exigências do jogo, bem como o momento da aparição do objeto, o movimento executado para atingir o objeto e o instante em que ocorreu a colisão com o objeto.

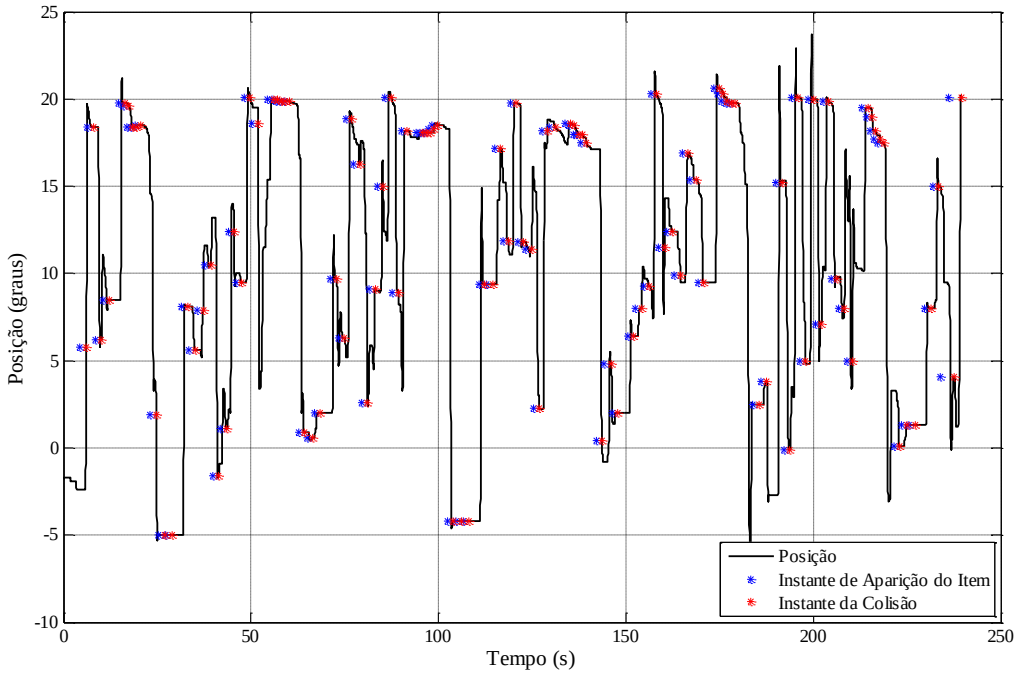


Figura 33 – Desempenho do movimento articular do tornozelo hemiparético (E) durante o jogo "O Guloso"

A Figura 34 mostra o desempenho do tornozelo preservado (D) da participante durante o jogo "O Guloso", demonstra graficamente o movimento da articulação durante as exigências do jogo, bem como o momento da aparição do objeto, o movimento executado para atingir o objeto e o instante em que ocorreu a colisão com o objeto.

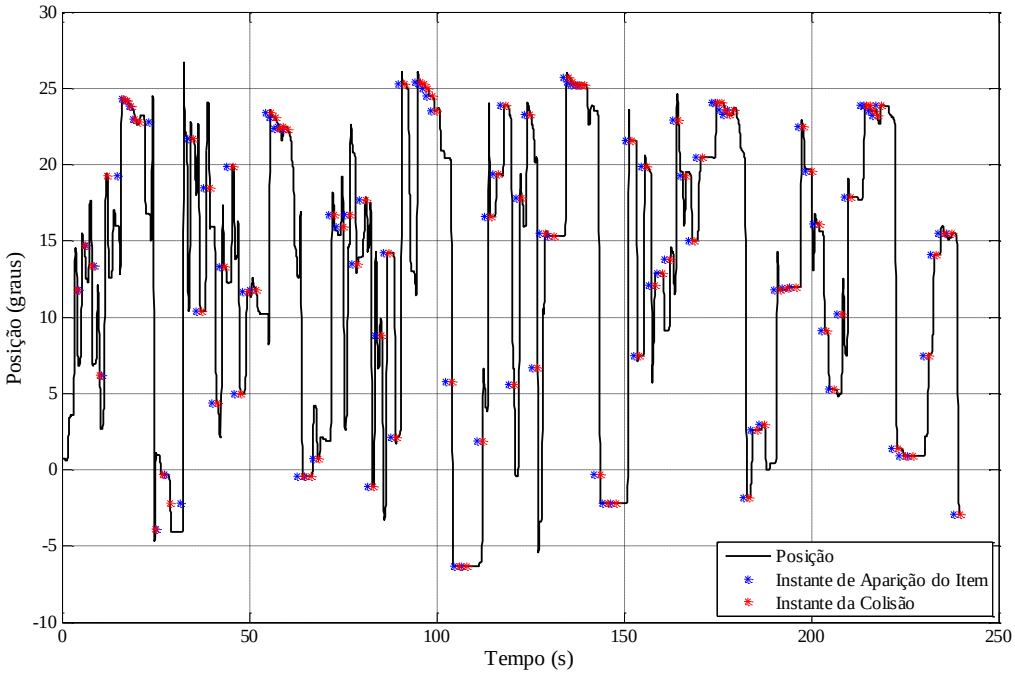


Figura 34 – Desempenho do movimento articular do tornozelo preservado (D) durante o jogo "O Guloso"

A Figura 35 apresenta o instante de aparição do item, a posição inicial do tornozelo no momento em que apareceu o item (-4º), o movimento articular realizado para alcançar o item (8º) e o momento em que ocorreu a colisão.

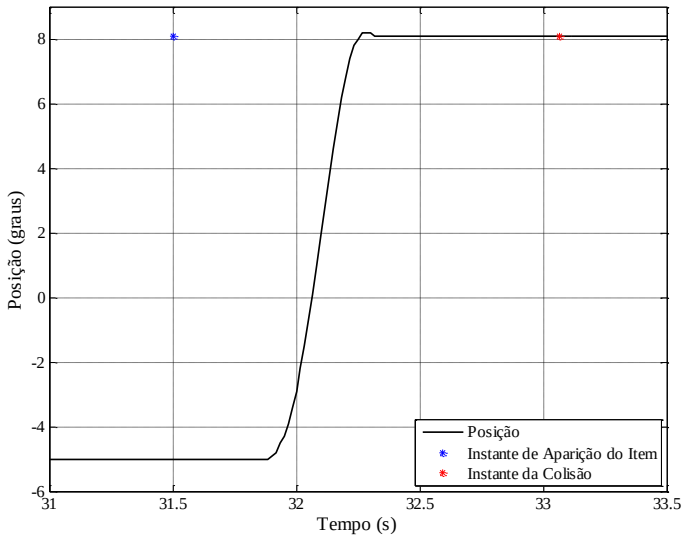


Figura 35 – Movimento articular do tornozelo E (hemiparético) para alcançar o item

A Figura 36 representa o desafio imposto pelo jogo, pelo qual aparecem na tela cinco itens consecutivos para estimular a manutenção do tornozelo E na dorsiflexão máxima,

coletada na avaliação inicial (20º). Este movimento máximo do tornozelo é mantido sustentado durante cinco segundos, seguido por um período de repouso para descanso, onde os objetos aparecem na tela estimulando a posição neutra do tornozelo, também graduada no início do teste.

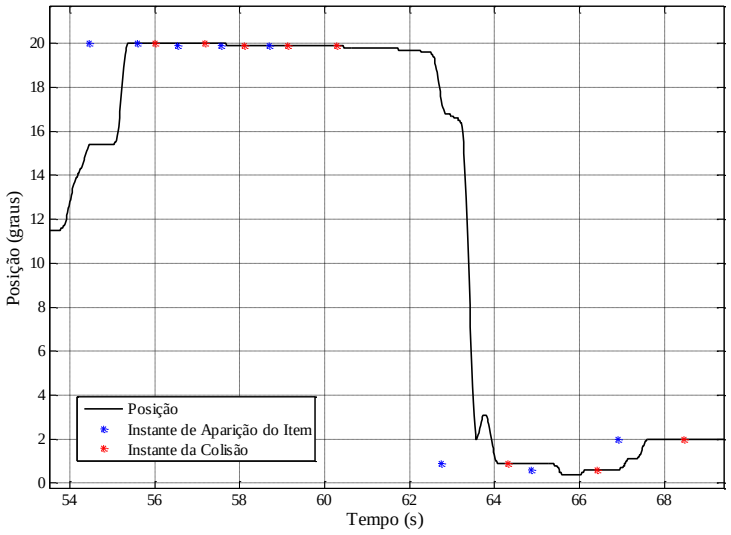


Figura 36 – Desafio para estimular a ADM máxima do tornozelo E, seguido de período de descanso

6.7.3 Avaliação da FM pela PRRT

Os dados do jogo "O Atleta" foram registrados pelo software da PRRT, dentre eles, o número total de obstáculos, quantidade de obstáculos transpassados, número de obstáculos tipo barras com exigência de 30% da FM máxima, número de barras de 30% transpassadas, quantidade de barras tipo desafio (50% da FM máxima), número de barras do desafio transpassadas, número de obstáculos tipo piscina (contração muscular sustentada) e o número de piscinas transpassadas.

O programa registrou a FM máxima dos músculos dorsiflexores inicial e durante o jogo. A Tabela 23 apresenta o desempenho registrado e compara ambos os MMII, comprometido e preservado.

Tabela 23 – Análise do desempenho durante o jogo “O Atleta” em ambos os MMII.

Desempenho \ Membro Avaliado	**MIE - comprometido**	**MID - preservado**
Número Total de Obstáculos	24	24
Número Total de Obstáculos Transpassados	22	24
Número de Obstáculos de 30%	20	20
Número de Obstáculos de 30% Transpassados	20	20
Número de Obstáculos de 50%	2	2
Número de Obstáculos de 50% Transpassados	2	2
Número de Obstáculos Piscina	2	2
Número de Obstáculos Piscina Transpassados	0	2

A Figura 37 ilustra o desempenho do tornozelo hemiparético (E) durante o jogo “O Atleta”, representa graficamente a FM dos músculos dorsiflexores durante as exigências do jogo, bem como a posição do objeto na tela, a força realizada para transpassar o objeto e o instante em que ocorreu a transposição do objeto.

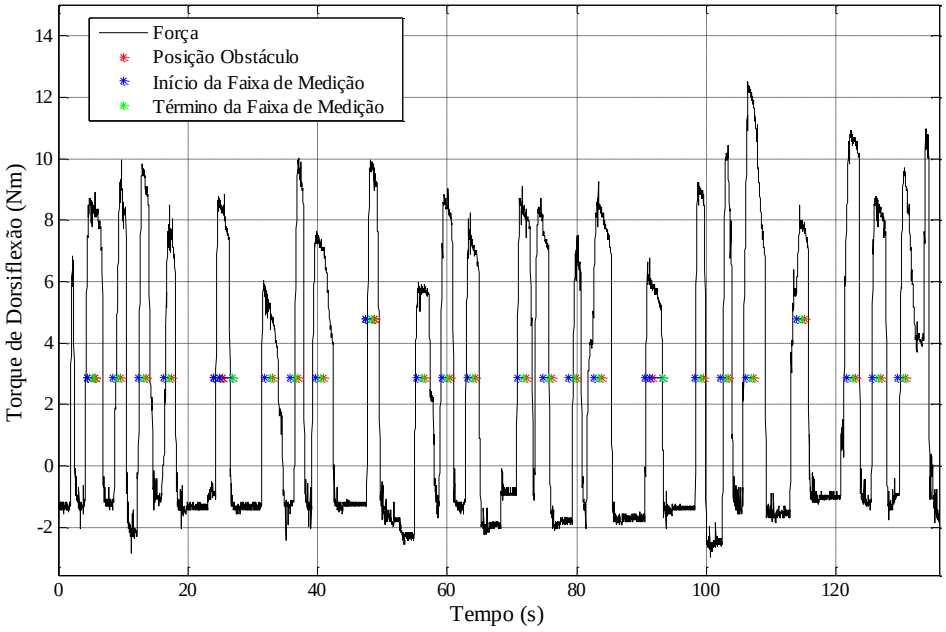


Figura 37 – Desempenho dos músculos dorsiflexores E durante o jogo “O Atleta”

A Figura 38 ilustra o desempenho dos dorsiflexores do tornozelo preservado (D) durante o jogo “O Atleta”. Apresenta graficamente a FM dos músculos dorsiflexores durante as exigências do jogo, bem como a posição do objeto na tela, a força realizada para transpassar o objeto.

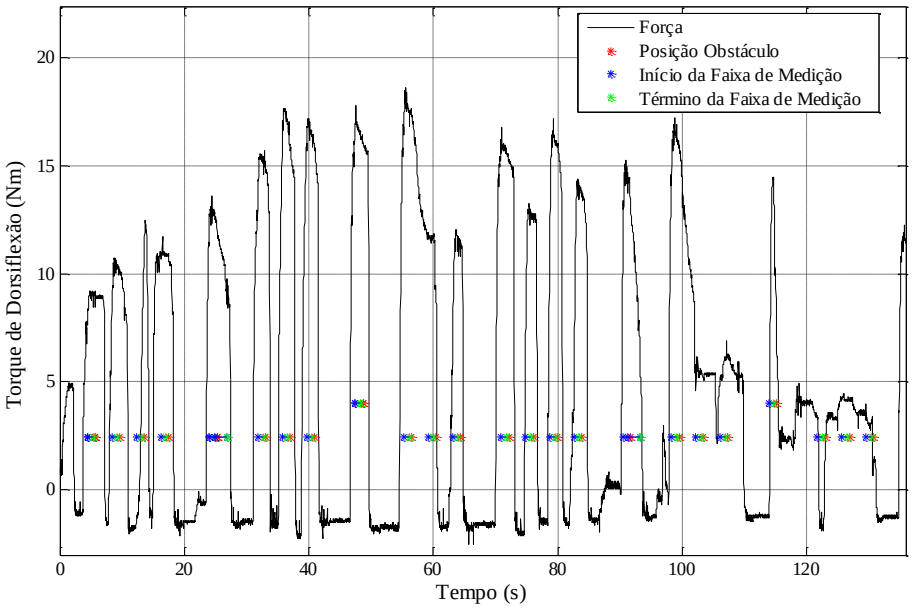


Figura 38 – Desempenho dos músculos dorsiflexores do hemicorpo preservado (D) durante o jogo "O Atleta"

A Figura 39 ilustra a posição da barra menor (30%) na tela, a janela de tempo em que a participante deve realizar o torque dos dorsiflexores para conseguir ultrapassar o objeto, o torque realizado (9 Nm) e o período em que ocorre o relaxamento da musculatura para promover um período de repouso.

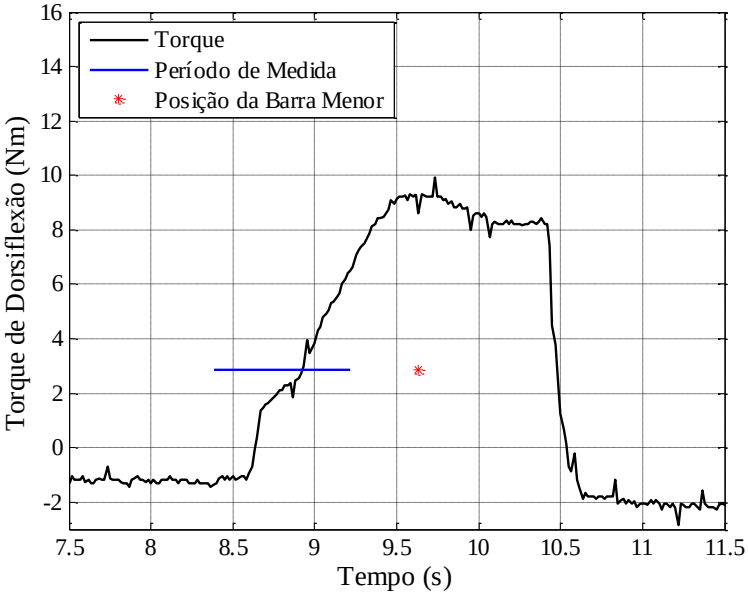


Figura 39 – Barra de exigência de 30% da FM máxima, janela de tempo para transpor o objeto e FM dos dorsiflexores E realizada

A Figura 40 ilustra a posição da barra desafio (50% da FM máxima) na tela, a janela de tempo em que a participante deve realizar a FM dos dorsiflexores para conseguir

ultrapassar o objeto, o torque realizado (10 Nm) e o período em que ocorre o relaxamento da musculatura para promover um período de repouso.

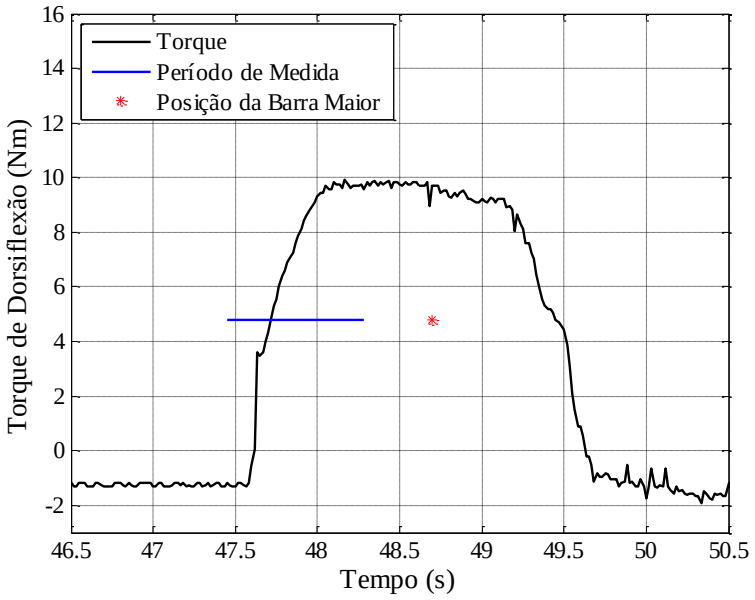


Figura 40 – Barra de desafio com 50% da FM máxima, janela de tempo para transpor o objeto e FM dos dorsiflexores E realizada

A Figura 41 apresenta a posição da piscina na tela, pela qual exige contração isométrica dos músculos dorsiflexores do tornozelo E. A figura mostra a janela de tempo em que a participante deve iniciar o torque dos dorsiflexores para conseguir ultrapassar o objeto, o torque realizado (6 Nm) e o tempo de contração muscular sustentada (três segundos). Ilustra o momento em que o indivíduo não consegue manter a contração isométrica e há o relaxamento muscular colidindo com a piscina, ou seja, a participante não consegue finalizar o desafio proposto.

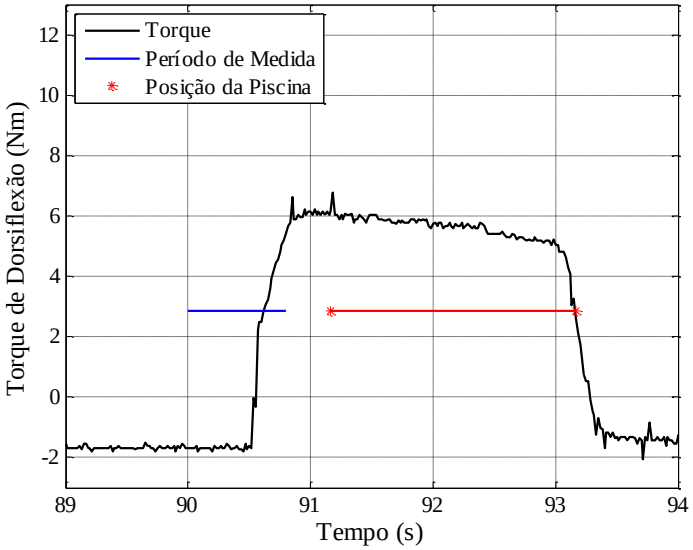


Figura 41 – Desafio de contração muscular sustentada pelo obstáculo piscina

6.7.4 Avaliação Pós Teste

Ao analisar as respostas do questionário, em todas as questões a participante mostrou-se satisfeita durante o teste, apenas na questão 19 referiu ter achado o recurso bom, porém não gostaria de repetir. Não referiu dor ou cansaço após treino com a PRRT.

No telefonema realizado, referiu dor moderada (graduada em 4) no dia seguinte na região da panturrilha esquerda (comprometida), porém não sentiu cansaço. E relatou que observou melhora no pé E, com maior facilidade para andar e menor frequência de torção em inversão do tornozelo durante a fase de apoio inicial da marcha. Segundo a participante, as melhoras permaneceram até a data em que foi questionada (12 dias após).

6.8 Discussão – Adequação e Uso na Clínica

Com a aplicação da PRRT foi possível levantar aspectos positivos e negativos quanto à sua utilização. Em relação à acomodação do paciente no equipamento, o dispositivo apresenta como ponto negativo uma demanda de tempo elevada devido ao posicionamento da órtese no pé do paciente e à sua fixação na plataforma.

Para ser utilizada na clínica, observamos necessidade de maiores opções de tamanhos das órteses e revestimento na região dos maléolos devido aos relatos de desconforto nessas regiões ósseas. Também verificou-se necessidade de providenciar uma cadeira com ajuste de altura para facilitar o posicionamento correto com 90º de flexão de quadril e joelho, com encosto e acolchoada para proporcionar maior conforto ao paciente.

Durante os testes constatou-se a necessidade de fixar o equipamento ao chão, pois o mesmo permanece instável e se desprende do chão nos testes que exigem o treinamento de força muscular, “O Atleta”, em virtude da força realizada pelo participante, sendo necessário que a pesquisadora realizasse apoio na plataforma durante os testes, conforme demonstrado na Figura 42.

Figura 42 – Sugestão de ajuste: Fixar a PRRT ao chão

Como outro ponto positivo, destaca-se a facilidade de transporte do equipamento, caso haja necessidade de mudanças de local das terapias ou até mesmo atendimento no domicílio do paciente.

6.9 Discussão – Adequação e Uso na Avaliação do Paciente

Conforme os resultados analisados o equipamento pode ser utilizado para avaliar a ADM e FM e por ser um método objetivo, os valores obtidos podem apresentar uma maior fidedignidade em relação aos resultados após um determinado período de reabilitação e assim auxiliar o terapeuta a direcionar o tratamento e estabelecer parâmetros de prognóstico.

Com relação as mensuração da ADM dos dorsiflexores de tornozelo observamos que os resultados foram coerentes em relação à menor amplitude no hemicorpo comprometido, comparado ao hemicorpo preservado, e os resultados mostraram maior precisão nos valores obtidos comparado ao teste com goniômetro.

Em relação à avaliação da FM, embora não seja possível comparar com o teste manual, com os resultados percebe-se uma coerência dos dados obtidos, por exemplo, os indivíduos do gênero masculino do grupo saudável apresentaram maior FM comparado às mulheres. No grupo dos indivíduos com AVE, o hemicorpo comprometido apresentou menor força muscular comparado ao hemicorpo preservado.

Os dados obtidos dos jogos podem ser usados para avaliar o paciente não só em termos de ADM e FM mas também suavidade de movimento, melhora do controle motor, melhora na velocidade da marcha, melhora da estabilidade articular do tornozelo e melhora do equilíbrio. Para comprovar essas hipóteses são necessários mais estudos, envolvendo terapias utilizando a PRRT.

CAPÍTULO VII

7 CONCLUSÕES

Com este estudo foi possível concluir que a PRRT é um recurso auxiliar promissor no tratamento do tornozelo de indivíduos que sofreram lesão neurológica, especificamente nas sequelas pós AVE. Com a análise dos resultados, foi possível verificar que o equipamento está adequado para ser utilizado como um recurso auxiliar na avaliação da ADM e FM, por fornecer mensurações exatas, comparado ao teste convencional, e com isso beneficiar os terapeutas para que tenham conhecimento real dos ganhos obtidos com as terapias.

Relacionado à utilização do equipamento na prática clínica, concluímos que é um recurso que pode trazer benefícios em relação à melhora da amplitude articular e ganho de força, consequentemente melhora do padrão de marcha, além de proporcionar uma terapia lúdica, prazerosa e estimulante aos pacientes, principalmente nos casos crônicos, que frequentemente encontram-se desestimulados com as terapias convencionais.

São necessários mais estudos para comprovar a eficácia do equipamento na reabilitação do tornozelo ao ser utilizado durante programas de reabilitação. Com a realização das melhorias sugeridas a PRRT, como a fixação do equipamento, o maior número de órteses, e a melhora da cadeira para posicionamento do paciente, o equipamento já pode ser disponibilizado para aplicação de novos estudos que proponham terapias por tempo prolongado.

REFERÊNCIAS

ABRAMCZUK, B.; VILLELA, E. A luta contra o AVC no Brasil. **Com Ciência – Revista Eletrônica de Jornalismo Científico**, 109, 2009. Disponível em:<http://www.comciencia.br/comciencia/handler.php?section=8&edicao=47&id=582>. Acesso em: 08 out. 2011.

AFIFI, K. A.; BERGMAN, R. A. **Neuroanatomia funcional:** texto e atlas. 2.ed. São Paulo: Roca, 2007.

AGRAWAL, A.; BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K.; MACLEOD, S. A. B. Design of a Two Degree-of-freedom Ankle-Foot Orthosis for Robotic Rehabilitation. **IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Chicago, USA, p.41-44, jun-jul, 2005.

ALVES, M. B.; KASHIWGI, N. M.; CYPRIANO, A. S.; SATO, R. C. Custo-benefício de protocolos para o acidente vascular cerebral: experiência do Hospital Israelita Albert Einstein. **Einstein: Educação Continuada em Saúde**, São Paulo, 7(1 Pt 2): 39-41, 2009.

AMARAL, L. M. S. **Desenvolvimento de um Atuador Elástico em Série Compacto e suas Aplicações em Reabilitação.** 2011, 65p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Carlos, 2009.

ANDRADE, K. B.; JARDIM, B.; JOAQUIM, R. C.; SIQUEIRA, A. A. G.; CAURIN, G. A. P.; AMARAL, L. M. S. A game-based framework for robotic rehabilitation. **Proceedings of the XIV International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics.** São Sebastião, SP, Brazil. March 13th- March 18th, 2010.

ARAÚJO, R. C. **Desenvolvimento e avaliação de um sistema de auxílio à reabilitação motora do membro superior após acidente vascular encefálico.** 2011. 117f. Dissertação (Doutorado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

BEINOTTI, F.; FONSECA, C. P.; SILVA, M. C.; GASPAR, I. F. A. S.; CACHO, E. W. A.; OBERG, T. D. Treino de marcha com suporte parcial de peso em esteira ergométrica e estimulação elétrica funcional em hemiparéticos. **Acta Fisiátrica.** São Paulo, vol. 14, n. 3, p. 159-163, 2007.

BLAYA, J. A.; HERR, H. Adaptive controlo f a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. **IEEE Transacations on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.** Vol. 12, n.1. march 2004.

BORGES, D.; MOURA, E.W. de; LIMA, E.; SILVA, P. A. C. **Fisioterapia: Aspectos Clínicos e Práticos da Reabilitação**. 2.ed. São Paulo: Artes Médica, 2007.

BRANDSTATER, M. E. Reabilitação no derrame. In: DELISA, J. A. **Tratado de medicina de reabilitação:** princípios e prática. 3.ed. São Paulo: Manole, 2002. Cap. 48, p. 1227-1253, 2002.

CÂMARA, L. C.; SANTARÉM, J. M.; FILHO, W. J. Atualização de conhecimentos sobre a prática de exercícios resistidos por indivíduos idosos. **Acta Fisiátrica**. São Paulo, vol. 14, n. 4, p. 257-268, nov. 2008.

CANCELA, D. M. G. **O Acidente Vascular Cerebral** – Classificação, Principais Consequências, e Reabilitação. Trabalho de Conclusão de Curso (Licenciatura em Psicologia) - Universidade Lusíada do Porto, 2008.

CAURIN, G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G.; ANDRADE, K. O.; JOAQUIM, R. C.; KREBS, H. I. Adaptive Strategy for Multi-User Robotic Rehabilitation Games. **In Proceedings of the 33rd Annual International IEEE EMBS Conference,** Boston, MA, USA, 2011.

CERVO, A. L.; BERVIAN, P. A. **Metodologia científica.** 4.ed. São Paulo, Makron Books, 1996. 209 p.

COLICIGNO, P. R. C. **Anatomia humana.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

CRUZ, P. C.; SANTANA, L. A.; DUMAS, F. L. V. Fisioterapia e neuroplasticidade após acidente vascular encefálico: uma revisão da literatura. **Universitas: Ciências da Saúde.** Brasília, v. 10, n. 1, p. 61-78, jan./jun.2012.

DANELI, A. S.; LEIRIA, M. T. **Análise da marcha com diferentes sobrecargas de peso em pré-adolescentes.** Passo Fundo: FisioWeb, 2005. Disponível em: < http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/variedades/analise_marcha/analise_marcha.htm>. Acesso em: 28 fev. 2013.

DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana básica.** 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2002.

DAVIES, PATRÍCIA, M. **Passos a seguir**. São Paulo, Manole, 1996.

DELBONI, M. C. C.; MALENGO, P. C. M.; SCMIDT, E. P. R. Relação entre os aspectos das alterações funcionais e seu impacto na qualidade de vida de pessoas com sequela de Acidente Vascular Encefálico (AVE). **O Mundo da Saúde.** São Paulo, vol. 32, n.2, p. 165-175, 2010.

DORETTO, D. **Fisiologia clínica do sistema nervoso:** Fundamentos da semiologia. 2.ed. São Paulo: Atheneu, 2005.

FASOLI, S. E.; KREBS, H. I.; STEIN, J.; FRONTERA, W. R.; HOGAN, N. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. **Arch Phys Med Rehabil**. Cambridge, v.84, p. 477-82, april 2003.

FORRESTER, L. W.; ROY, A.; KREBES, H. I.; MACKRO, R. F. Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.25, n.4, p.369-377, 2011.

FRANZOI, A. C.; KAGOHARA, N. S. Correlação do perfil de deambulação e velocidade da marcha em um grupo de pacientes hemiplégicos atendidos em um centro de reabilitação. **Acta Fisiatrica.** São Paulo, vol. 14, n. 2, p. 78-81, 2007.

GOMES, A. Análise da Marcha. Santa Maria, 2013. Disponível em: < http://alinegomes-fisio.blogspot.com.br/2013/03/analise-da-marcha.html>. Acesso em 01 abr. 2013.

GRAAFF, K. M. V. **Anatomia humana.** 6. ed. Barueri: Manole, 2003.

GREVE, J. M. D. **Tratado de Medicina de Reabilitação.** São Paulo: Roca, 2007.

GREVE, M J. M. A.; AMATUZZI, M. M. **Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia.** São Paulo, Roca, 1999.

GUIMARÃES, R. M. Fortalecimento do músculo solear: impacti na cinemática da marcha em indivíduos hemiparéticos. **Fisioterapia em Movimento**. Curitiba, vol. 20, p. 11-16, jul./set. 2007.

HAMMER, Ø.; HARPER, D.A.T.; RYAN, P.D. **PAST: Paleontological Statistics software package dor education and data analysus.** Palaentologia Electronica. Vol. 4, n. 1, p. 9, 2001.

HIDLER, J.; NICHOLS, D.; PELLICCIO, M.; BRADY, K.; CAMPBELL, D. D.; KANH, J. H.; HORNBY, G. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, Washington, DC, v. 23, n.1, p. 5-13, jan. 2009.

HISLOP, H. H.; MONTGOMERY, J. **Daniels & Worthingham**: Provas de função muscular. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

HORNBY, T. G.; CAMPBELL, D. D.; KAHN, J. H.; DEMOTT, T.; MOORE, J. L.; ROTH, H. R. Enhanced gait-related improvements after therapist versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: A randomized controlled study. **Stroke, Journal of Thue American Heart Association**, v.39, n.1, p. 1786-1792, jun. 2008.

JARDIM, B. **Atuadores Elásticos em Série Aplicados no Desenvolvimento de um Exoesqueleto para Membros Inferiores.** 2009, 102p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Carlos, 2009.

JARDIM, B.; SIQUEIRA, A. G. Development of Series Elastic Actuators for Impedance Control of an Active Ankle Foot Orthosis. **20th International Congress of Mechanical Engineering.** Gramado, RS, Brazil, nov., p. 15-20, 2009.

JEZERNIK, S.; COLOMBO, G.; MORARI, M. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-dof robotic orthosis. **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, v.20, n.3, p.574-582, june 2004.

KAWAMOTO, H.; HAYASHI, T.; SAKURAI, T.; EGUCHI, K.; SANKAI, Y. Development of single leg version of HAL for hemiplegia. In: **Engeneering in Medicine and Biology Society (EMBC). Annual International Conference of the IEEE.** P. 5038 – 5043, 2009.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular:** Esquemas comentados de mecânica humana. Vol. II. 5 ed. São Paulo: Panamericana, 2000.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos, Provas e Funções.** 4 ed. São Paulo: Manole, 1995.

KHANNA, I.; ROY, A.; RODGERS, M. M.; KREBES, H. I.; MACKRO, R. M.; FORRESTER, L. W. Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.7, n.23, p.3-8 2010. Disponível em: http:<//www.jneuroengrehab.com/content/7/1/23>. Acesso em: 6 out. 2011.

KREBS, H. I.; DIPIETRO, L.; LEVY-TSEDEK, S.; FASOLI, S. E.; RYKMAN-BERLAND, A.; ZIPSE, J.; FAWCETT, J. A.; STEIN, J.; POIZNER, H.; LO, A. C.; VOLPE, B. T.; HOGAN, N. A paradigm shift for rehabilitation robotics: Therapeutic robots enhance clinician productivity in facilitating patient recovery. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v.27, n.4, p.61-70, 2008.

LARSON, R.; FARBER, B. **Estatística aplicada.** 4 ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

LENT, R. **Cem bilhões de neurônios:** conceitos fundamentais de neurociência. São Paulo: Atheneu, 2005.

LEVINE, D. M.; STEPHAN, D. F.; KREHBIEL, T. C.; BERENSON, M. L. **Estatística:** teoria e aplicações. 5 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2008.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica e anatomia.** 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

LOPES, P. G.; VASCONCELOS, J. C. P.; RAMOS, A. M.; MOREIRA, M. C. S.; LOPES, J. A. F.; KAVAMOTO, C. A. O efeito da terapia de biofeedback por eletromiografia de superfície na flexão do joelho da marcha hemiplégica. **Acta Fisiatrica**. São Paulo, vol. 11, n. 3, p. 125-131, 2004.

LOURENÇO, R. A.; VERAS, R. P. Mini-Exame do Estado Mental: características psicométricas em idosos ambulatoriais. **Revista de Saúde Pública**. São Paulo, vol. 40, n. 4, ago. 2006.

MARQUES, A. P. **Manual de Goniometria.** 2 ed. São Paulo: Manole, 2003.

MILLER, E. L.; MURRAY, L. M.; RICHARDS, L.; ZOROWITS, R. D.; BAKAS, T.; CLARK, P.; BILLINGER, S. A. Comprehensive Overview of Nursing and Interdisciplinary Rehabilitation Care of the Stroke Patient: A Scientific Statement from the American Heart Association. **Stroke: Journal of the American Heart Association**, v. 41, p.2402–2448, set. 2010.

MIRELMAN, A.; BONATO, O.; DEUTSCH, J. E. Effects of Training With a Robot-Virtual Reality System Compared With a Robot Alone on the Gait of Individuals After Stroke. **Journal of the American Heart Association**, Dallas, v.40, p.169-174, nov, 2008.

MORAES, G. F. S.; NASCIMENTO, L. R.; ADAM, E.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; FUSCALDI, L.; PAIVA, C. M. R.; LOPES, T. A. T.; PEREIRA, C. S.; OLIVEIRA, D. M. G.; SOUZA, A. C.; OLIVEIRA, E. S. G. A influência do fortalecimento muscular no desempenho motor do membro superior hemiparético de indivíduos acometidos por acidente vascular encefálico. **Acta Fisiátrica.** São Paulo, vol. 15, n. 4, p. 245-248, 2008.

MOURA, E. W. LIMA, E.; BORGES, D.; SILVA, P. A. C. **Fisioterapia:** Aspectos Clínicos e Práticos da Reabilitação. 2 ed. São Paulo: Editora Artes Médicas, 2009.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 3 ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

OLIVEIRA, F. E. M. **Estatística e Probabilidade.** 2 ed. São Paulo: Editora Atlas, 2010.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento.** São Paulo, Manole, 4 ed. 2004.

OTTOBONI, C.; FONTES, S. V.; FUKUJIMA, M. M. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por Acidente Vascular Encefálico: Aspectos biomecânicos. **Revista Neurociências**. São Paulo, vol. 10, n. 1, p. 10-16, 2002.

PALUSKA, D.; HERR, H. The effect of series elasticity on actuador power and work output: Implications for robotic and prothetic joint design. **Robotics and Autonomous Systems.** Massachusetts, vol. 54, p. 667-673, 2006.

PRATT, J.; KRUPP, B. T.; MORSE, C. J. The RoboKnee: An exoskeleton for enhancing strenght and endurance during walking. **In Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation,** New Orleans, LA, 2004.

RIBEIRO, N. O ambiente terapêutico como agente otimizados na neuroplasticidade em reabilitação de pacientes neurológicos. **Diálogos possíveis**, Bahia, v. 4, n. 2, p. 107-117, ago./dez. 2005. Disponível em: <http://faculdadesocial.edu.br/dialogospossiveis/artigos/7/09.pdf>. Acesso em: 03 março 2013.

RIENER, R. LUNENBURGER, L.; JEZERNIK, S.; ANDERSHITZ, M. COLOMBO, G.; DIETZ, V. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.13, n.2, p.380-394, 2005.

ROBINSON, D. W. PRATT, J.; PALUSKA, D.; PRATT, G. Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot. **In Proceedings of the 1999 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics**, Atlanta, USA, 1999.

ROMERO, V. M. et al. Análise das variáveis de distância da marcha de pacientes com acidente vascular encefálico. **Conscientiae Saúde.** Vol. 7, n. 3, p. 329-334, ago. 2008.

ROY, A. KREBS, H. I.; WILLIAMS, D. J.; BEVER, C. T.; FORRESTER, L. W.; MACKO, R. M.; HOGAN, N. Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation. **IEEE Transactions on Robotics. V**. 25, n.3, p.569-582, jun. 2009.

ROY, A.; FORRESTER, L. W.; MACKRO, R. F. Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke. **Journal of Rehabilitation Research e Development**, v.48, n. 4, p. 417-430, 2011.

SANTOS, F. R. P. **Análise de duas propostas para a reabilitação da marcha em indivíduos portadores de sequelas neurológicas crônicas.** 2010. 99f. Dissertação (Doutorado em Fisioterapia) – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2010.

SCHUSTER, R. C.; SANI, C. R.; DALBOSCO, V. Efeitos da estimulação elétrica funcional (FES) sobre o padrão de marcha em paciente hemiparético. **Acta Fisiatrica.** São Paulo, vol. 14, n. 2, p. 82-86, 2007.

SILVA, E. J. A. **Reabilitação após AVC.** Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina Universidade do Porto, Porto, 2010.

SIQUEIRA, A. A. G. **Reabilitação Robótica do Caminhar: Novas Estratégias Baseadas em Características Naturais.** 2011. 22f. Projeto (Pós-Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos. [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por<carol.barbosa.fisio@gmail.com> em 6 out. 2011.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. LIMA, R. C. M.; LIMA, L. A. O.; MORAIS, S. G.; GOULART, F. Assimetria e desempenho funcional em hemiplégicos crônicos antes e após programa de treinamento em academia. **Revista Brasileira em Fisioterapia.** São Paulo, vol. 9, n. 2, p. 227-233, 2005.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. OLIVEIRA, E. S. G.; SANTANA, E. G. S.; RESENDE, G. P. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiátrica.** São Paulo, vol. 7, n.3, p. 108-118, 2000.

WARD, J. SUGAR, T.; STANDEVEN, J.; ENGSBERG, J. R. Stroke Survivor Gait Adaptation and Performance After Training on a Powered Ankle Foot Orthosis. **IEEE International Conference on Robotics and Automation Anchorage Convention District**, Alaska, USA, v.3, n.8, p.211-216, may. 2010.

WHYTE, J.; HART, T.; LABORDE, A.; ROSENTHAL, M. Reabilitação do paciente com traumatismo crânio-encefálico. In: DELISA, J. A. **Tratado de medicina de reabilitação:** princípios e prática. 3.ed. São Paulo: Manole, 2002. Cap. 49, p. 1255-1306, 2002.

WU, Y.; HWANG, M.; REN, Y.; GAEBLER-SPIRA, D.; ZHAGE, L.Q. Combined passive stretching and active movement rehabilitation of lower-limb impairments children with cerebral palsy using a portable robot. **Neurorehabilitation and neural repair**, v.25, n.4, p.378-385, fev. 2011.

ZHANG, M.; DAVIES, T. C.; XIE, S., Effectiveness of Robot-Assisted Therapy on Ankle Rehabilitation: A Systematic Review. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v.10, n. 30, p.10-30, 2013.

ANEXO 1 – Parecer Consubstanciado do CEP

ESCOLA DE ENFERMAGEM DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - EEUSP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Validação de um dispositivo robótico para reabilitação de indivíduos hemiparéticos pós AVE.

Pesquisador: Ana Carolina Barbosa Faria Gonçalves

Área Temática: Área 4. Equipamentos, insumos e dispositivos para saúde novos, ou não registrados no país.

Versão: 2

CAAE: 08477512.5.0000.5392

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 170.185

Data da Relatoria: 13/11/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto esta muito bem apresentado. Na introdução é descrito o estado da arte na área da pesquisa. A metodologia é adequada. Ao longo do texto são mencionadas as limitações de dispositivos semelhantes e descreve adequadamente o problema que os pesquisadores querem resolver com a proposta.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo é claro e exequível. A pesquisa pode ser concluída no prazo de acordo com o cronograma proposto.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os pesquisadores atenderam o solicitado e incluíram um parágrafo na página 9 sob ¿ Avaliação dos riscos e benefícios¿. Os autores comentam também os níveis de proteção do dispositivo robótico que garantem integridade ao paciente em qualquer situação.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Com o presente projeto espera-se que pacientes com acidente vascular encefálico (AVE) sejam beneficiados com ganhos específicos de melhora no padrão de marcha, simetria de marcha, ganho de força muscular, ganho de amplitude muscular, e consequentemente, melhora na estabilidade e equilíbrio durante a deambulação. A abordagem de reabilitação é inovadora no sentido que trata unicamente a reabilitação do tornozelo, que caso seja bem sucedido - como é sustentando pela

bibliografia Blaya e Herr, 2004; Schuster et al., 2008; Jardim e Siqueira, 2009, entre outras mais recentes ¿ será viável utilizar o equipamento no auxílio de pacientes com AVE.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

De acordo com os termos de apresentação exigidos na Plataforma Brasil e atende aos requerimentos de pesquisa em seres humanos.

Recomendações:

Sem comentários

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Foram atendidas todas as solicitações sugeridas e também foram incluídas algumas alterações em relação à metodologia (critério de exclusão e inclusão dos pacientes, avaliação de riscos e resultados esperados), formatação e adequação do projeto. O TCLE também foi modificado e adequado de acordo aos comentários mencionados no parecer anterior. Considero ao projeto relevante e inovador, que de obter resultados satisfatórios os autores contribuirão na rotina de tratamento de pacientes que sofreram AVE.

Projeto e TCLE sem pendências

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Sim

Considerações Finais a critério do CEP:
Solicito, caso seja possivel, acompanhar o desenvolvimento do projeto via relatorios parcias de resultados.
Atenciosamente,
Prof. Dr. Daniel . Goroso
Lab. de Movimento
IMREA/HC/FMUSP

SAO PAULO, 12 de Dezembro de 2012

Assinador por:
Celia Maria Sivalli Campos
(Coordenador)

Endereço: Av. Dr Enéas de Carvalho Aguiar, 419
Bairro: Cerqueira Cesar **CEP:** 05.403-000
UF: SP **Municipio:** SAO PAULO
Telefone: (11)3061-7548 **Fax:** (11)3061-7548 **E-mail:** edipesq@usp.br

APÊNDICE 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE)

Eu _____ recebi, dos pesquisadores responsáveis, esclarecimentos quanto ao projeto de pesquisa "Análise da usabilidade de um dispositivo para reabilitação de tornozelo em indivíduos hemiparéticos pós AVE**"**, que se fará sob a coordenação do pesquisador Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira.

Fui informado que o projeto pretende estudar e verificar a adequação e usabilidade de um dispositivo, associado a jogos computadorizados para reabilitação, onde serei posicionado sentado, com os pés apoiados no chão e o membro comprometido posicionado na órtese, realizarei o teste por meio de jogos virtuais. Para realizar os jogos, terei que movimentar apenas o tornozelo, no sentido "pé para cima". Ao final, concordo em responder um questionário com sugestões de eventuais ajustes antes que o equipamento necessita antes de ser incorporado na prática clínica. Para esta participação, me submeterei a avaliação fisioterapêutica convencional, praticar teste de jogo com o dispositivo e ao final, responderei um questionário baseado em índices de qualidade, contendo questões relacionadas à ergonomia, conforto, design e animação do equipamento.

No caso de ocorrer algum problema, serei socorrido imediatamente pela equipe médica e de enfermagem da SORRI-Bauru.

Compreendi que posso livremente interromper minha participação a qualquer momento, sem necessidade de justificar minha decisão e que isso não trará qualquer consequência ao meu atendimento e tratamento. Compreendi também, que será preservado o sigilo de minha identidade, bem como que não terei despesas e não receberei qualquer benefício material por participar do estudo.

Fui informado ainda que posso receber explicações adicionais dos pesquisadores assim que queira solicitar, além disso terei acesso aos resultados se assim o desejar.

Estou ciente de que os resultados dessa pesquisa poderão ser apresentados em congressos ou publicados em revistas científicas, porém será garantido o sigilo de minha identidade, e assegurando, assim, minha privacidade e a confidencialidade dos dados.

Devidamente informado e esclarecido, **manifesto aqui meu consentimento em participar do estudo**.

Assinatura do participante (ou responsável legal):_____

Nº de Prontuário: _____

Telefone do participante para contato: ( ) _____

Bauru, .../...../.....

Assinatura do Pesquisador Executante: _____

Ana Carolina Barbosa Faria Gonçalves

Telefone para contato do Pesquisador Executante: (14) 30117172 / (14) 91618345

Pesquisador Responsável: Adriano Almeida Gonçalves Siqueira.

Telefone: (16) 33739398 / (16) 97145449

Responsável da Reabilitação da SORRI-Bauru: Cláudia Cristina Granja Bentim.

Telefone: (14) 40091000

OBS: RECEBI UMA VIA DO PRESENTE TERMO PARA ARQUIVO PESSOAL.

APÊNDICE 2 – Avaliação Fisioterapêutica Neurofuncional para verificar a adequação e usabilidade do equipamento para reabilitação do tornozelo por meio de terapia assistida por robô – AMOSTRA ESPECÍFICA: Hemiparéticos

Nome: _____ **Data** ____/____/____.

Idade: _____.

Local da lesão:

☐ Região Frontal D ☐ E ☐

☐ Região Parietal D ☐ E ☐

☐ Região Occipital D ☐ E ☐

☐ Região Temporal D ☐ E ☐

☐ Cerebelo D ☐ E ☐

☐ Tronco Cerebral D ☐ E ☐

☐ Difusas

☐ Não Refere

Tempo de Lesão Cerebral:

( )Anos ( ) Meses

Tipo de AVE: ( ) Isquêmico ( ) Hemorrágico

Hemiparético à: ( ) Esquerda ( ) Direita

Aplicação de TBA: →

☐ Nunca Realizou

☐ Realizou
Data da última aplicação

☐ Não Sabe Informar

Reto femoral ( ) D ( ) E	Tibial Post. ( ) D ( ) E	Outros: _____ _____ _____ _____ _____
Adutores ( ) D ( ) E	Tibial Ant. ( ) D ( ) E	
Sóleo ( ) D ( ) E	Fibulares ( ) D ( ) E	
Gastrocnêmios ( ) D ( ) E		

Órteses de Membros Inferiores:

Utiliza ( )Não →
( ) Sem indicação ( ) Em processo de aquisição
( ) Recusa utilizá-la(s) ( ) Inadequada

( ) Sim →Tipo: _____Tempo de uso: _____ meses;
Período de utilização: ( ) noturno; ( ) diurno; ( ) diuturno.
Estado de conservação: ( ) BEC; ( ) MEC.

Arco de Movimento – Goniometria (Marques, 2003).

	Direito	Esquerdo
Tornozelo		
Dorsiflexão (0 – 20 graus) - Ativa		
Dorsiflexão (0 – 20 graus) - Passiva		

*Medida feita com joelho em 90 graus de flexão.

Graduação da Espasticidade – Escala de Ashworth Modificada (O' SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

MMII	Direito	Esquerdo
Reto Femoral		
Isquiotibiais		
Adutores		
Gastrocnêmios		
Sóleo		

1- Sem aumento do tônus
2- Leve aumento do tônus
3- Moderado aumento do tônus
4- Aumento do tônus acentuado
5- Rigidez em flexão ou extensão
C - Clônus

Teste de Força Muscular (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).

TORNOZELO	Direito	Esquerdo
Gastrocnêmios		
Sóleo		
Tibial Anterior		
Tibial Posterior		
Fibulares		

VALOR	GRADUAÇÃO
0	Ausência de contração muscular
1	Esboço de contração muscular
2-	Movimento incompleto sem a gravidade
2	Movimento completo sem a gravidade
3-	Movimento incompleto com a gravidade
3	Movimento completo com a gravidade
4	Movimento completo com a gravidade e resistência considerável
5	Força normal
NT	Não Testado (limitação articular; dor; déficit cognitivo; hipertonia...)

ESCALA VISUAL ANALÓGICA - EVA

Dor: ( ) Não refere ( ) Refere Nota ☐ Local ☐

Cansaço: ( ) Não refere ( ) Refere Nota ☐

SENSIBILIDADE SUPERFICIAL E PROFUNDA EM TORNOZELO :

Batiestesia

MID ☐ Preservada ☐ Alterada ☐ NT

MIE ☐ Preservada ☐ Alterada ☐ NT

Tátil

MID ☐ Preservada ☐ Alterada ☐ NT

MIE ☐ Preservada ☐ Alterada ☐ NT

Térmica

	☐ Preservada		☐ Preservada
MID	☐ Alterada	**MIE**	☐ Alterada
	☐ NT		☐ NT

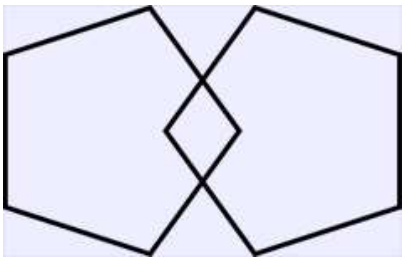
Dolorosa Profunda

	☐ Preservada		☐ Preservada
MID	☐ Alterada	**MIE**	☐ Alterada
	☐ NT		☐ NT

MINI – EXAME DO ESTADO MENTAL

(LOURENÇO; VERAS, 2006)

Orientação :	**SCORE PCT**	**SCORE MÁX.**
• Qual é o (dia da semana) (dia do mês) (mês) (ano) (hora aproximada)		**5**
• Onde estamos (instituição) (local específico aposento ou setor) (estado) (cidade) (bairro ou rua)		**5**
Memória Imediata :		
• Dizer três palavras : PENTE RUA AZUL. Posteriormente pergunte ao paciente para repetir as 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta. Depois repita as palavras. E certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.		**3**
Atenção e Cálculo :		
• Subtrair : 100-7 (5 vezes sucessivamente : 93-86-69-72-65) Alternativo : soletrar MUNDO de trás para frente		**5**
Evocação :		
• Perguntar pelas 3 palavras anteriores (pente-rua-azul)		**3**
Linguagem :		
• Nomear um relógio de pulso e uma caneta (2 pontos)		**2**
• Repetir : « nem aqui, nem ali, nem lá » (1 ponto)		**1**
• Seguir o comando de três estágios : « Pegue o papel com a mão direita, dobre ao meio e coloque no chão » (3 pontos)		**3**
• Ler em voz baixa e obedecer « FECHE OS OLHOS »		**1**
• Escrever uma frase (um pensamento, idéia completa)		**1**
• Copiar o desenho :		**1**
TOTAL :		**30**



Mini-Mental Escore	Estatus Cognitivo	Fatores Associados
24 a 30	Nenhum comprometimento cognitivo	Paciente com escolaridade maior de 8 anos (25 a 28 pontos pode indicar comprometimento.)
19 a 23	Comprometimento cognitivo leve	Paciente com escolaridade menor ou igual a 8 anos – escore menor que 19 é indicativo de perda cognitiva. Declínio nas AVD e AIVD pode ser um problema. Correlação entre o escore do Mini-Mental e o estatus funcional é extremamente importante.
11 a 18	Comprometimento cognitivo moderado	Demência clínica é tipicamente aparente. Perda das habilidades nas AVD é comum.
0 a 10	Comprometimento cognitivo é severo	Demência é avançada, efeito do nadir ou zero, torna o teste incapaz de monitorar pacientes com escore "zero" e mantém alguma cognição. Avaliação clínica deve enfocar as habilidades funcionais.

APÊNDICE 3 – Avaliação Fisioterapêutica Neurofuncional para verificar a adequação e usabilidade do equipamento para reabilitação do tornozelo por meio de terapia assistida por robô – AMOSTRA HÍGIDA

Nome: _____**Data** ____/____/____.

Idade: _____. **Atividade física regular:** ( ) Sim ( ) Não

Arco de Movimento – Goniometria (MARQUES, 2003).

	Direito	Esquerdo
Tornozelo		
Dorsiflexão (0 – 20 graus) - Ativa		
Dorsiflexão (0 – 20 graus) - Passiva		

*Medida feita com joelho em 90 graus de flexão.

Teste de Força Muscular (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).

TORNOZELO	Direito	Esquerdo
Gastrocnêmios		
Sóleo		
Tibial Anterior		
Tibial Posterior		
Fibulares		

VALOR	GRADUAÇÃO
0	Ausência de contração muscular
1	Esboço de contração muscular
2-	Movimento incompleto sem a gravidade
2	Movimento completo sem a gravidade
3-	Movimento incompleto com a gravidade
3	Movimento completo com a gravidade
4	Movimento completo com a gravidade e resistência considerável
5	Força normal
NT	Não Testado (limitação articular; dor; déficit cognitivo; hipertonia...)

ESCALA VISUAL ANALÓGICA - EVA

Dor: Não refere ☐ Refere ☐ Nota ☐ Local ☐

Cansaço: Não refere ☐ Refere ☐ Nota ☐

SENSIBILIDADE SUPERFICIAL E PROFUNDA EM TORNOZELO:

Batiestesia

MID ☐ Preservada ☐ Alterada ☐NT

MIE ☐ Preservada ☐ Alterada ☐ NT

Tátil

	☐Preservada		☐ Preservada
MID	☐Alterada	**MIE**	☐ Alterada
	☐NT		☐ NT

Térmica

	☐Preservada		☐ Preservada
MID	☐ Alterada	**MIE**	☐ Alterada
	☐ NT		☐ NT

Dolorosa Profunda

	☐Preservada		☐ Preservada
MID	☐Alterada	**MIE**	☐ Alterada
	☐NT		☐ NT

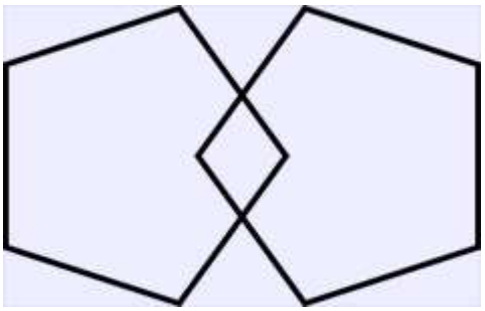
Mini-Mental Escore	Estatus Cognitivo	Fatores Associados
24 a 30	Nenhum comprometimento cognitivo	Paciente com escolaridade maior de 8 anos (25 a 28 pontos pode indicar comprometimento.)
19 a 23	Comprometimento cognitivo leve	Paciente com escolaridade menor ou igual a 8 anos – escore menor que 19 é indicativo de perda cognitiva. Declínio nas AVD e AIVD pode ser um problema. Correlação entre o escore do Mini-Mental e o estatus funcional é extremamente importante.
11 a 18	Comprometimento cognitivo moderado	Demência clínica é tipicamente aparente. Perda das habilidades nas AVD é comum.
0 a 10	Comprometimento cognitivo é severo	Demência é avançada, efeito do nadir ou zero, torna o teste incapaz de monitorar pacientes com escore "zero" e mantém alguma cognição. Avaliação clínica deve enfocar as habilidades funcionais.

MINI – EXAME DO ESTADO MENTAL

(LOURENÇO; VERAS, 2006)

Orientação :	**SCORE PCT**	**SCORE MÁX.**
• Qual é o (dia da semana) (dia do mês) (mês) (ano) (hora aproximada)		**5**
• Onde estamos (instituição) (local específico aposento ou setor) (estado) (cidade) (bairro ou rua)		**5**
Memória Imediata :		
• Dizer três palavras : PENTE RUA AZUL. Posteriormente pergunte ao paciente para repetir as 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta. Depois repita as palavras. E certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.		**3**
Atenção e Cálculo :		

• Subtrair : 100-7 (5 vezes sucessivamente : 93-86-69-72-65) Alternativo : soletrar MUNDO de trás para frente		**5**
Evocação :		
• Perguntar pelas 3 palavras anteriores (pente-rua-azul)		**3**
Linguagem :		
• Nomear um relógio de pulso e uma caneta (2 pontos)		**2**
• Repetir : « nem aqui, nem ali, nem lá » (1 ponto)		**1**
• Seguir o comando de três estágios : « Pegue o papel com a mão direita, dobre ao meio e coloque no chão » (3 pontos)		**3**
• Ler em voz baixa e obedecer « FECHE OS OLHOS »		**1**
• Escrever uma frase (um pensamento, idéia completa)		**1**
• Copiar o desenho :		**1**
TOTAL :		**30**



APÊNDICE 4 – Questionário de Avaliação

Nome: _____Idade:_____

Este Questionário será utilizado para a coleta de dados da dissertação de mestrado de Engenharia Mecânica, da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC) da Universidade de São Paulo (USP), realizado pela Fisioterapeuta Ana Carolina B. F. Gonçalves, sobre a orientação do Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira.
Consiste, após explicação e teste do aparelho, na escolha de 1 alternativa para cada pergunta com espaço opcional para discorrer sobre o assunto e uma resposta discursiva no final.

1.Utiliza ou utilizou algum serviço de reabilitação física?
a) ( ) mais de 11 atendimentos.
b) ( ) de 2 a 10 atendimentos.
c) ( ) 1 atendimento.
d) ( ) nunca.

2. Com relação à ergonomia (ajustes do aparelho para adaptar-se aos diferentes tamanhos), você está:
3 - ( ) Muito satisfeito
2 - ( ) Satisfeito
1 - ( ) Pouco satisfeito
0 - ( ) Insatisfeito
Críticas, sugestões: _____

3. Com relação ao conforto, você está:
3 - ( ) Muito satisfeito
2 - ( ) Satisfeito
1 - ( ) Pouco satisfeito
0 - ( ) Insatisfeito
Críticas, sugestões: _____

4. Com relação ao design do aparelho, você está:
3 - ( ) Muito satisfeito.
2 - ( ) Satisfeito.
1 - ( ) Pouco satisfeito.
0 - ( ) Insatisfeito.
Críticas, sugestões: _____

5. Com relação à facilidade de compreensão da utilização (como funcionada) dos recursos do aparelho, você está:
3 - ( ) Muito satisfeito.
2 - ( ) Satisfeito.
1 - ( ) Pouco satisfeito.
0 - ( ) Insatisfeito.
Críticas, sugestões: _____

---

6. Com relação à confiabilidade (habilidade do aparelho em fazer o serviço prometido com confiança e precisão), você está:
3 - ( ) Muito satisfeito.
2 - ( ) Satisfeito.
1 - ( ) Pouco satisfeito.

0 - ( ) Insatisfeito.
Críticas, sugestões: _____

7. Com relação à utilização do aparelho você está:
3 - ( ) Muito satisfeito.
2 - ( ) Satisfeito.
1 - ( ) Pouco satisfeito.
1 - ( ) Insatisfeito.
Críticas, sugestões: _____

8. Com que frequência você utilizaria o aparelho caso tivesse que reabilitar os movimentos do tornozelo e fosse recomendado a utilização do aparelho 1 vez ao dia?
3 - ( ) com muita frequência (todos os dias, a cada 2 horas).
2 - ( ) frequentemente (mais de uma vez por dia)
1 - ( ) com pouca frequência (uma vez por dia ou menos).
0 - ( ) nunca.
Críticas, sugestões: _____

9. Com relação à dificuldade do treino no jogo de força ("Atleta"):
3 - ( ) Fácil
2 - ( ) Adequado
1 - ( ) Razoável
0 - ( ) Difícil
Críticas, sugestões: _____

---

10. Com relação à dificuldade do treino no jogo de amplitude ("guloso"):
3 - ( ) Fácil
2 - ( ) Adequado
1 - ( ) Razoável
0 - ( ) Difícil
Críticas, sugestões: _____

11. Com relação à animação utilizada no jogo de força ("atleta"):
3 - ( ) Muito satisfeito
2 - ( ) Satisfeito
1 - ( ) Pouco satisfeito
0 - ( ) Insastifeito
Críticas, sugestões: _____

---

12. Com relação à animação utilizada no jogo de amplitude ("guloso"):
3 - ( ) Muito satisfeito
2 - ( ) Satisfeito
1 - ( ) Pouco satisfeito
0 - ( ) Insastifeito
Críticas, sugestões: _____

---

13. Em relação à animação do jogo de força (atleta) você sentiu:
3 – ( ) Confortável
2 – ( ) Dificuldade para acompanhar os movimentos
1 – ( ) As imagens embaralharam
0 – ( )Tonturas / vertigens

Críticas, sugestões: _____

14. Em relação à animação do jogo de amplitude (“guloso”) você sentiu:
3 – ( ) Confortável
2 – ( ) Dificuldade para acompanhar os movimentos
1 – ( ) As imagens embaralharam
0 – ( )Tonturas / vertigens
Críticas, sugestões: _____

15. Com relação ao tempo de duração do jogo para amplitude de movimentodo tornozelo (“guloso”):
3 – ( ) Adequado
2 – ( ) Pouco
1 – ( ) Não sabe referir
0 – ( ) Muito
Críticas, sugestões: _____

---

16. Com relação ao tempo de duração do jogo para força do tornozelo(“atleta”):
3 – ( ) Adequado
2 – ( ) Pouco
1 – ( ) Não sabe referir
0 – ( ) Muito
Críticas, sugestões: _____

17. Como você se sentiu durante o jogo “atleta”?
3 - ( ) Entusiasmado
2 - ( ) Contente
1 - ( ) Cansado
0 - ( ) Entendiado
Críticas, sugestões: _____

18. Como você se sentiu durante o jogo “guloso”?
3 - ( ) Entusiasmado
2 - ( ) Contente
1 - ( ) Cansado
0 - ( ) Entendiado
Críticas, sugestões: _____

19. O que você achou do recurso (plataforma + jogo)?
3 – ( ) Gostei e quero repetir
2 – ( ) Gostei, apenas
1 – ( ) Bom, mas não gostaria de repetir
0 – ( ) Ruim
Críticas, sugestões: _____

20. Durante o jogo você sentiu algum desconforto na região de pé e perna?
3 - ( ) Nenhum desconforto
2 - ( ) Perna “trabalhando”
1 - ( ) Médio desconforto
0 - ( ) Intenso desconforto
Críticas, sugestões: _____

ESCALA VISUAL ANALÓGICA - EVA

Refere dor ou cansaço durante a reabilitação robótica para dorsiflexão:

Dor: Não refere ☐ Refere ☐ Nota ☐ Local ☐

Cansaço: Não refere ☐ Refere ☐ Nota ☐

Dados obtidos pelo controle do atuador elástico em série sobre a plataforma no tornozelo comprometido:

Força muscular máxima estática : 1ª tentativa – D ( ) ; E ( )

2ª tentativa – D ( ) ; E ( )

3ª tentativa – D ( ) ; E ( )

Medida Discreta: _____

Amplitude de movimento articular de dorsiflexão máxima do tornozelo:

1ª tentativa – D ( ) ; E ( )

2ª tentativa – D ( ) ; E ( )

3ª tentativa – D ( ) ; E ( )

Medida Discreta: _____