



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

JÉSSICA PAOLA SOUZA LIMA

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA COM EXOESQUELETO
ROBÓTICO EM SUJEITOS COM AVC CRÔNICO**

VITÓRIA, ES

2018

JÉSSICA PAOLA SOUZA LIMA

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA COM EXOESQUELETO
ROBÓTICO EM SUJEITOS COM AVC CRÔNICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Coorientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

VITÓRIA, ES

2018

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Setorial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do
Espírito Santo, ES, Brasil)

L732a Lima, Jessica Paola Souza, 1991 -
Avaliação biomecânica da marcha com exoesqueleto robótico em
sujeitos com AVC crônico / Jessica Paola Souza Lima– 2018.
104 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.
Coorientador: Anselmo Frizera Neto.

Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do
Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Exoesqueleto C. 2. Eletromiografia. 3. Biotecnologia. I. Bastos Filho,
Teodiano Freire. II. Frizera Neto, Anselmo. III. Universidade Federal do
Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 61

JÉSSICA PAOLA SOUZA LIMA

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA COM EXOESQUELETO
ROBÓTICO EM SUJEITOS COM AVC CRÔNICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre/Doutor em Biotecnologia.

Apresentada em 26 de abril de 2018.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Universidade Federal do Espírito Santo
Coorientador

Prof. Dr. Breno Valentim Nogueira
Universidade Federal do Espírito Santo

Prof^a. Dr^a. Ana Cecilia Villa-Parra
Universidad Politécnica Salesiana (Ecuador)

VITÓRIA, ES

2018

Aos meus pais, Maria Neta e Jorge Luiz,
por terem me dado todo o apoio e
motivação para alcançar meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço aos meus pais e ao meu irmão, pelos sacrifícios feitos e pelo constante incentivo que me impulsionaram a alcançar esta etapa da minha carreira. E ao meu namorado, Jean, pela paciência e apoio emocional no período de conclusão do mestrado.

Eu gostaria de agradecer ao meu orientador, Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos, pela oportunidade de trabalhar em uma área tão fascinante e promissora e encorajamento nas fases difíceis do estudo, e ao meu coorientador Prof. Dr. Anselmo Frizera, por sua dedicação e constante incentivo aos alunos do laboratório. Ambos me inspiram nessa jornada acadêmica.

Minha gratidão a Ana Cecília Villa e Laura Vargas-Valencia pela colaboração durante a execução dos testes e pela amizade construída durante esse processo. A todos os amigos que adquiri no Núcleo de Tecnologia Assistiva - NTA / Laboratório de Automação Inteligente – LAI, com quem dividi ótimos momentos juntos e que foram muito importantes para a execução desta pesquisa.

Meus agradecimentos a Denis Delisle e Laura Vargas-Valencia, pelo suporte no processamento e análise de sinais e pelo impulsionamento do estudo nos contratempos que surgiram. O conhecimento de vocês foi indispensável para a finalização deste trabalho.

Agradeço aos pacientes e profissionais do Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES), especialmente às fisioterapeutas Bárbara e Cristina pelo auxílio no recrutamento e na fase experimental desta pesquisa.

Agradeço ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da UFES pela oportunidade de estudo, e também às agências de fomento CNPq, CAPES e FAPES, que foram muito importantes no desenvolvimento desta pesquisa.

RESUMO

LIMA, J.P.S. **Avaliação Biomecânica da Marcha com Exoesqueleto Robótico em Sujeitos com AVC Crônico**. 2017. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia, UFES, Espírito Santo. Brasil.

Objetivo: Avaliar o efeito do uso de um exoesqueleto robótico de joelho esquerdo na cinética e cinemática de pacientes com disfunção neuromotora decorrente de Acidente Vascular Cerebral (AVC). **Metodologia:** Foram comparados os padrões biomecânicos angulares (inerciais) e eletromiográficos (sEMG) durante marcha livre e com o exoesqueleto robótico desenvolvido na UFES, em um percurso de 10 metros. Previamente, houve a avaliação da Máxima Contração Voluntária (MCV) dos músculos a serem avaliados para a normalização dos dados. **Resultados:** Houve um protocolo piloto onde foram avaliados onze sujeitos saudáveis e posteriormente dois sujeitos com AVC crônico participaram dos experimentos, sendo que em um sujeito foi detectado um coeficiente de correlação de concordância (ρ) > 0,80 nos padrões de flexão de joelho e de quadril direitos, e em outro sujeito foi detectada moderada correlação no padrão (ρ > 0,80) de flexão dos quadris. Foi detectado coeficiente de correlação de Pearson (r) < 0,5 em flexão de tronco e dorsiflexão de tornozelo esquerdo do primeiro sujeito e nos valores de lateralização de tronco e flexão/extensão do joelho esquerdo do segundo sujeito. No primeiro sujeito foi detectada acurácia (C_b) > 70% em flexão de quadril, flexão de joelho direito e planti/dorsiflexão, já o segundo sujeito apresentou C_b < 70% apenas nos ângulos de lateralização de tronco e flexão de joelho esquerdo. O primeiro sujeito apresentou diferença estatisticamente significativa (p > 0,05) nos picos de ativação muscular. **Conclusões:** Os resultados referentes à análise biomecânica de pessoas com AVC crônico foram satisfatórios. Há a necessidade da implementação do protocolo experimental em um maior número de sujeitos com AVC ou com outras complicações neuromotoras.

Palavras-chave: Biomecânica. Exoesqueleto. Sensores Inerciais. sEMG. AVC.

BIOMECHANICAL EVALUATION OF GAIT WITH ROBOTIC EXOSKELETON IN SUBJECTS WITH CHRONIC STROKE

ABSTRACT

LIMA, J.P.S. **Biomechanical evaluation of gait with robotic exoskeleton in subjects with chronic stroke.** 2017. Dissertation (Master in Biotechnology) - Graduate Program in Biotechnology, UFES, Espírito Santo. Brazil.

Objective: To evaluate the effect of the use of a left knee robotic exoskeleton on the kinetics and kinematics of patients with neuromotor dysfunction due to stroke. Methodology: Angular (inertial) and electromyographic (sEMG) biomechanical standards were compared during free running and with the robotic exoskeleton developed at UFES, in a 10 meter course. Previously, there was the evaluation of the Maximum Voluntary Contraction (MCV) of the muscles Erector spinae, Semitendinosus, and Rectus femoris for the normalization of the data. Results: Two subjects with chronic stroke participated in the experiments, and in one subject a correlation coefficient of agreement (ρ) > 0.80 was detected in the angular patterns of right knee flexion and right hip flexion, and another subject was detected a moderate correlation in the angular pattern (ρ > 0.80) of hip flexion. Pearson correlation coefficient (r) < 0.5 was found in trunk flexion and planti / dorsiflexion of the left ankle of the first subject and in the values of trunk lateralization and flexion / extension of the left knee of the second subject. In the first subject, an accuracy of 70% was found in hip flexion, right knee flexion, and planti / dorsiflexion, while the second subject showed C_b < 70% only in the lateralization angles of the trunk and flexion / extension of the left knee. The first subject presented a statistically significant difference (p > 0.05) in muscle activation peaks. Conclusions: The results regarding the biomechanical analysis of people with chronic stroke were satisfactory. There is a need for the implementation of the experimental protocol in a greater number of subjects with stroke or other neuromotor complications.

Keywords: Biomechanics. Exoskeleton. Inertial Sensors. sEMG. Stroke.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fases do ciclo da marcha.....	17
Figura 2: Variáveis da marcha.....	18
Figura 3: Sistemas comerciais de análise de marcha.....	23
Figura 4: Unidade Motora.....	25
Figura 5: Classificação de dispositivos robóticos de reabilitação para membros inferiores.....	42
Figura 6: Exoesqueletos robóticos para a reabilitação e auxílio para marcha.....	43
Figura 7: Brainnet e sensores de EMGs.....	45
Figura 8: Tech MCS (Technaid, Espanha).....	46
Figura 9: Descrição dos componentes do ALLOR.....	48
Figura 10: Localização dos sensores IMU e dos eletrodos de EMGs.....	50
Figura 11: Máxima Contração Voluntária (MCV).....	51
Figura 12: Protocolo de testes de marcha.....	52
Figura 13: Posicionamento dos sensores inerciais e EMGs nos sujeitos saudáveis.....	53
Figura 14: Cinemática das articulações em percentagem do ciclo de marcha.....	59
Figura 15: Atividade muscular das articulações em percentagem do ciclo de marcha.....	61
Figura 16: Análise de Coeficiente de Correlação de Pearson (r), Coeficiente de Correlação de Concordância (pc) e Acurácia (Cb) dos sujeitos U1 a U11.....	64
Figura 17: Análise de Coeficiente de Correlação de Pearson (r), Coeficiente de Correlação de Concordância (pc) e Acurácia (Cb) dos sujeitos U1 a U11.....	65
Figura 18: Média e desvio padrão das análises cinemáticas dos joelhos e do tornozelo esquerdo nos sujeitos saudáveis.....	67
Figura 19: Análise eletromiográfica do sujeito U8 na marcha sem exoesqueleto.....	68
Figura 20: Análise eletromiográfica do sujeito U8 na marcha com exoesqueleto.....	69
Figura 21: Análise de Coeficiente de Correlação de Pearson (r), Coeficiente de Correlação de Concordância (pc) e Acurácia (Cb) comparando-se a marcha livre com a marcha com exoesqueleto ALLOR nos sujeitos P1 a P3.....	70
Figura 22: Alterações detectadas nos padrões angulares de movimentos de flexão de quadril e de joelho esquerdos do sujeito P1.....	71
Figura 23: Alterações detectadas nos padrões angulares de movimentos de flexão de joelho esquerdo e lateralização de tronco do sujeito P2.....	72
Figura 24: Análise dos sinais sEMG do sujeito P1 sem o exoesqueleto ALLOR.....	73
Figura 25: Análise dos sinais sEMG do sujeito P1 com o exoesqueleto ALLOR.....	73
Figura 26: Análise dos sinais sEMG do sujeito P2 sem o exoesqueleto ALLOR.....	74
Figura 27: Análise dos sinais sEMG do sujeito P2 com o exoesqueleto ALLOR.....	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALLOR	Órtese Avançada de Membro Inferior para Reabilitação (do inglês <i>Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehab</i>)
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CDPD	Convenção Sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência
ES	Músculo Eretor Espinal (do latim <i>Erector Spinae</i>)
GCP	Gerador Central de Padrão
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IMU	Unidade de Medida Inercial (do inglês <i>Inertial Measurement Unit</i>)
MCV	Máxima Contração Voluntária
MEEM	Mini-Exame de Estado Mental
NWS	Dispositivos não-vestíveis (do inglês <i>Non-Wearable Sensors</i>)
QUEST	Avaliação de Satisfação do Usuário com Tecnologia Assistiva de Quebec (do inglês <i>Quebec User Evaluation of Satisfaction With Assistive Technology</i>)
RF	Músculo Reto Femoral (do latim <i>Rectus Femoris</i>)
sEMG	Eletromiografia de Superfície (do inglês <i>Surface Electromyography</i>)
ST	Músculo Semitendinoso (do latim <i>Semitendinosus</i>)
TA	Tecnologia Assistiva
WS	Dispositivos Vestíveis (do inglês <i>Weareble Sensors</i>)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 MOTIVAÇÃO	11
1.2 JUSTIFICATIVA	12
2 OBJETIVOS	14
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
3.1 BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA	15
3.2 ANÁLISE DE MARCHA	21
3.3 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL	27
3.4 TECNOLOGIAS ASSISTIVAS	39
4 METODOLOGIA	45
4.1 MATERIAIS	45
4.2 PROCEDIMENTOS	48
4.3 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS	56
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
5.1 TESTE PILOTO	58
5.2 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA COM O EXOESQUELETO ROBÓTICO EM SUJEITOS SAUDÁVEIS	63
5.3 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA COM O EXOESQUELETO ALLOR EM SUJEITOS COM AVC CRÔNICO	69
6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	76
6.1 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	76
REFERÊNCIAS	78
ANEXO 1 PUBLICAÇÕES	92
ANEXO 1	93
ANEXO 2	98
ANEXO 3	100

1 INTRODUÇÃO

Esta Dissertação de Mestrado está orientada à avaliação da marcha de pessoas acometidas por AVC (Acidente Vascular Cerebral), através de sinais mioelétricos e inerciais que possam avaliar o movimento, de um exoesqueleto robótico de membros inferiores no auxílio à marcha de pessoas com disfunção neurológica.

A análise de parâmetros da marcha humana tem sido objeto constante de trabalhos científicos e desenvolvimento de novas tecnologias, e vem sendo empregada para diferentes áreas das ciências da reabilitação e esportes (SUTHERLAND, 2005; WANG, 2007; GOUWANDA, 2008).

1.1 MOTIVAÇÃO

Desde o início do século XX a expectativa média de vida aumentou consideravelmente. Uma pesquisa realizada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística – IBGE revela que a expectativa de vida do brasileiro nascido em 2015 passou de 45,5 anos para 75,5 anos, um aumento de 30 anos (IBGE, 2016). Esse salto significativo da expectativa de vida pode ser parcialmente atribuído à evolução das tecnologias relacionadas à saúde (FOX, 1999).

Como o envelhecimento populacional, tem se tornado crescente o número de doenças associadas à idade. Há um risco maior de deficiência entre pessoas mais velhas devido ao acúmulo de riscos de saúde durante um período de vida marcado por doenças, lesões, e doenças crônicas (OMS, 2011). O processo de envelhecimento está comumente associado ao comprometimento do desempenho cognitivo e fisiológico, o qual torna as pessoas mais suscetíveis à redução de mobilidade e morte. Nos grupos de faixa etária acima de 45 anos, as principais causas de morbimortalidade são as doenças crônicas não transmissíveis (LOGAN, 2014).

Mobilidade se refere à habilidade de deslocamento, e é definida como ótima quando há liberdade de movimento em todas as formas (RANTANTEN, 2014). A redução da mobilidade é ocasionada pela perda ou anormalidade de qualquer estrutura ou função, sendo definida como deficiência. A Convenção Sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência (CDPD) destaca que “a deficiência resulta da interação

entre pessoas com deficiência e barreiras comportamentais e ambientais que impedem sua participação plena e eficaz na sociedade de forma igualitária” (BRASIL, 2007). Como consequência de uma deficiência surge a incapacidade, melhor definida como limitação para realizar atividades cotidianas (AMIRALIAN, 2000; OMS, 2011).

Os custos sociais e econômicos da deficiência são significativos, sendo que os custos do governo diretamente relacionados à deficiência abrangem serviços de saúde e reabilitação, projetos orientados para o mercado de trabalho, educação e capacitação profissional, benefícios sociais, distribuição de dispositivos assistivos e mobilidade urbana (OMS, 2011).

1.2 JUSTIFICATIVA

O desenvolvimento de dispositivos robóticos auxiliares da marcha humana possibilita ao usuário maior independência para realizar atividades funcionais e laborais, o que gera redução de custos relacionados à deficiência, e também fornece dados quantitativos referentes aos padrões individuais da marcha, tornando-se um instrumento de avaliação e acompanhamento para profissionais da saúde, os quais podem detectar disfunções na marcha e propor intervenções específicas (KIM; KREBS, 2012). A avaliação quantitativa destes dispositivos é fundamental para a evolução dos mesmos, permitindo que os futuros usuários tenham acesso a tecnologias assistivas (TAs) de qualidade e previamente validadas. Juntamente à eficácia biomecânica do dispositivo, também é importante avaliar a sua usabilidade, que abrange pontos relevantes como facilidade de uso, conforto e segurança.

Os fatores humanos que influenciam a satisfação e conforto do usuário com as TAs são complexos e de natureza multicausal. O resultado da utilização dessas TAs depende da ação multiprofissional com um propósito final comum, que é a suplementação das necessidades do usuário com deficiência, em todos os domínios que envolvem a vida do usuário (KOPCZYNSKI, 2012).

A utilização de dispositivos vestíveis (WS – Wearable Systems), como sensores inerciais (IMU – Inertial Measurement Unit) e mioelétricos de superfície (sEMG – Surface Electromyography) para a análise de marcha humana permite diminuir a complexidade e o custo da TA, proporcionando uma análise de movimento portátil,

sem ajustes complexos e sem limitações típicas de laboratórios de análise de marcha, que são o “padrão-ouro” desta área (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014). Adicionalmente, diversos trabalhos apresentados na literatura que utilizam os WS têm constatado sua eficácia em realizar análises adequadas da marcha humana (VARGAS et al., 2016).

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o desenvolvimento de um exoesqueleto robótico de joelho esquerdo utilizado na cinética e cinemática de pacientes com disfunção neuromotora decorrente de Acidente Vascular Cerebral (AVC).

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir este objetivo, esta pesquisa adotou os seguintes objetivos específicos.

- Desenvolvimento de um protocolo de testes para avaliar os parâmetros da marcha através do uso de sensores vestíveis (inerciais e mioelétricos de superfície);
- Avaliação do efeito do uso do exoesqueleto robótico nos parâmetros da marcha humana;
- Avaliação do efeito do uso do exoesqueleto nos parâmetros da marcha de pacientes com disfunção neuromotora decorrente do AVC;
- Avaliação de usabilidade do exoesqueleto em pacientes com disfunção neuromotora decorrente do AVC através da aplicação de questionário.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA

3.1.1 Mobilidade

Uma particularidade da independência dos seres humanos é a mobilidade. A mobilidade é definida como sendo a capacidade de se mover, de forma independente e segura, de um lugar para outro. A mobilidade incorpora muitos tipos de tarefas, incluindo a capacidade de levantar-se da cama ou da cadeira, de andar e correr, ou de percorrer superfícies instáveis e com obstáculos. Durante a reabilitação, o principal objetivo da terapia é ajudar o paciente a reconquistar o máximo possível de mobilidade independente. Frequentemente, a reconquista da mobilidade também é o principal objetivo dos pacientes (SHUMWAY-COOK, 2003).

A mobilidade caracteriza-se por três premissas: progressão, estabilidade e adaptação (SHUMWAY-COOK, 2003). A progressão é garantida por um padrão motor básico, que produz e coordena parâmetros rítmicos de ativação muscular nos membros inferiores e no tronco, para movimentar o corpo na direção desejada. A progressão também requer a capacidade de iniciar e terminar a locomoção e guiá-la na direção correta. A estabilidade reflete a necessidade de estabelecer e manter uma postura propícia para a locomoção e também a demanda da estabilidade dinâmica dos movimentos do corpo. Esse tipo de estabilidade envolve não apenas equilibrar a força da gravidade, mas também outras forças externas. A adaptação é a habilidade de ajustar o andar, de acordo com as necessidades do sujeito e as demandas do espaço físico em que se encontra. A locomoção bem-sucedida em ambientes complexos requer que os padrões de andar sejam adaptados, a fim de evitar os obstáculos e alterar a velocidade e a direção, de acordo com a necessidade (SHUMWAY-COOK, 2003; NEUMANN, 2011).

Estudos cinemáticos que caracterizam os movimentos articulares do corpo sugerem uma semelhança entre as estratégias adotadas por todos os indivíduos (LEARDINI, 2014; LEE, 2015; PATTERSON, 2016). Entretanto, um estudo que descreve a ativação muscular ao andar sugere que há uma grande variação nos movimentos da marcha (CRONIN, 2015). Conseqüentemente, parece haver uma grande variedade

de padrões de ativação muscular com a finalidade de executar as exigências da atividade da marcha.

3.1.2 Fases da marcha

A marcha humana pode ser dividida em subfases de apoio e balanço. Certos propósitos devem ser atingidos durante cada uma dessas fases, para que a locomoção seja bem realizada. Durante a fase de apoio, são geradas forças horizontais contra a superfície de apoio, com o objetivo de mover o corpo na direção desejada (progressão) e forças verticais, com a finalidade de suportar a massa do corpo no sentido contrário à gravidade (estabilidade). Além disso, os mecanismos usados para efetuar a progressão e a estabilidade devem ser versáteis, para adequar as mudanças na velocidade e na direção ou as modificações na superfície de apoio (adaptação). Os objetivos que devem ser alcançados durante a fase do balanço incluem o avanço da perna de balanço (progressão) e a transição de apoio do membro, na preparação para o recebimento do peso (estabilidade). Ademais, as estratégias aplicadas no decorrer da fase de balanço devem ser suficientemente adaptáveis para possibilitar que o pé em balanço evite qualquer obstáculo encontrado em sua trajetória (adaptação). Enfim, essas condições devem ser executadas com estratégias eficientes do ponto de vista energético e que reduzam o estresse do corpo, assegurando assim uma integridade estrutural do sistema a longo prazo (SHUMWAY-COOK, 2003; NEUMANN, 2011).

O ciclo de passo geralmente é analisado por um único membro e consiste em duas fases principais: a fase de apoio, que se inicia quando o pé toca no solo, e o balanço, que se inicia quando o pé deixa o solo. Nas velocidades de marcha adotadas espontaneamente, os adultos usualmente passam cerca de 60% do ciclo na fase de apoio e 40% no balanço. Como pode ser visto na Figura 1, aproximadamente os primeiros e os últimos 10% da fase de apoio são executados em um duplo apoio, isto é, em que apenas um dos pés está em contato com o solo e, na marcha, que representa o período em que o membro contralateral está na fase de balanço (SHUMWAY-COOK, 2003).

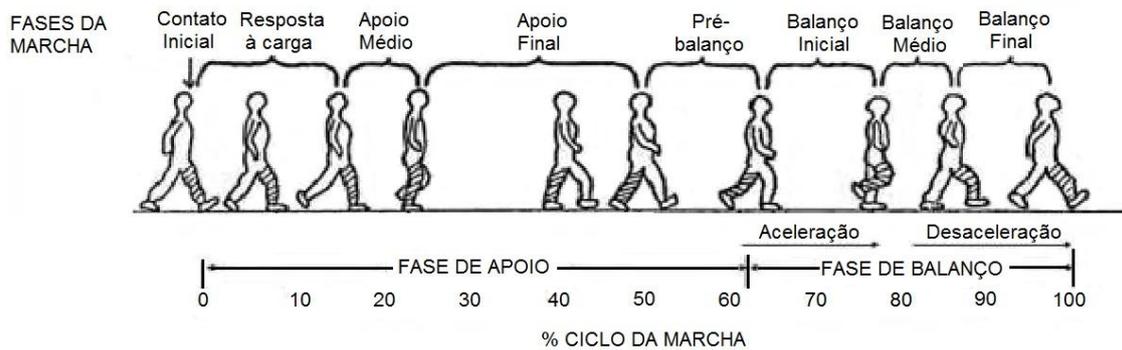


Figura 1: Fases do ciclo da marcha (Fonte: *Physio-pedia*).

A fase de apoio é frequentemente dividida em cinco subfases: contato inicial, resposta da carga (que juntos formam cerca de 10% do ciclo do passo durante a fase de duplo apoio), apoio médio, apoio terminal (cerca de 40% da fase, que ocorre em apoio simples) e pré-balanço (os últimos 10% da fase de apoio, em apoio duplo). A fase do balanço também é dividida em três subfases: balanço inicial, médio e terminal, todos em apoio simples que, no total, formam 40% do ciclo do passo (SHUMWAY-COOK, 2003; NEUMANN, 2011).

A marcha é geralmente descrita em referência a variáveis temporal e de distância, como velocidade, comprimento e cadência, as quais são descritas a seguir, e podem ser melhor compreendidas na Figura 2:

- A cadência é o número (frequência) de passos por unidade de tempo, geralmente descrita como passos por minuto, com uma cadência média (índice de passos) de 1,9 passos por segundo (em média aproximadamente 110 passos/minuto para os homens e 115 passos/minuto para as mulheres) (NEUMANN, 2011);
- O comprimento do passo é a distância entre os dois toques no solo, um de cada pé. Apesar da variação entre pessoas, o comprimento médio de passo é de 76,3 centímetros (NEUMANN, 2011);
- A velocidade da marcha é diretamente relacionada ao comprimento do passo e à cadência, e é relatada no sistema métrico em metros por segundo. Os adultos jovens sem disfunção tendem a andar em uma velocidade média de 1,46 metro por segundo (NEUMANN, 2011).



Figura 2: Variáveis da marcha (Neumann, 2011).

3.1.3 Cinemática da marcha

A cinemática da marcha é descrita como o movimento coordenado de todas as articulações, garantindo a progressão no avanço do centro da massa corporal no espaço (SHUMWAY-COOK, 2003).

Embora o ângulo do quadril seja comumente associado à definição da relação entre coxa e ângulo vertical, a inclinação pélvica influencia significativamente no movimento criado pelo deslocamento da coxa. Na retirada do calcanhar, o quadril ipsilateral fica em uma posição flexionada de aproximadamente 20° . O quadril, em seguida, começa um arco de movimento progressivo de flexão para extensão à medida que o membro transita através da postura com o movimento normal do arco do quadril em posição de aproximadamente 40° . Ao avançar no movimento, o quadril inicia uma progressão gradativa da extensão do quadril para atingir aproximadamente 25° de flexão por balanço final. Assim, o quadril se move através de 2 arcos de movimento durante 1 ciclo de marcha (SHEFFLER, 2015).

O movimento do joelho no plano sagital (flexão e extensão do joelho) é essencial para o avanço do membro inferior. Na caminhada normal, o joelho geralmente é flexionado aproximadamente 5° no contato inicial do calcanhar e proporciona a absorção de choque na descarga de peso dos membros. Durante o apoio médio o joelho gradualmente se estende até amplitude próxima da máxima e proporciona estabilidade para suportar peso. Ao continuar, o joelho flexiona-se aproximadamente 40° e atinge a flexão máxima (60°) no balanço inicial, o que ajuda a facilitar o avanço da trajetória do membro inferior. Na caminhada normal, são necessários 60° de flexão ipsilateral do joelho para o desprendimento do pé do solo (SHEFFLER, 2015).

No tornozelo há 2 períodos críticos de flexão plantar, que ocorrem no apoio inicial após o contato do calcanhar, e no pré balanço para a retirada do pé. Uma transição importante no tornozelo é a dorsiflexão gradual que ocorre desde o apoio médio até a retirada do calcanhar. Este período de dorsiflexão crescente, durante o intervalo de apoio simples, é um determinante primário da progressão tibial ipsilateral. Os músculos gastrocnêmio e sóleo atuam simultaneamente estabilizando o tornozelo durante a retirada do calcanhar. Na fase de balanço, os músculos dorsiflexores do tornozelo se contraem para reestruturar o tornozelo para a posição neutra, permitindo retirada do hálux do solo (SHEFFLER, 2015).

3.1.4 Cinética da marcha

A cinética da marcha é determinada pelas forças geradas durante o ciclo do passo. As forças musculares que produzem a locomoção são bastante variáveis (SHUMWAY-COOK, 2003). Apesar da variabilidade nos padrões musculares, determinadas características básicas são comuns entre os indivíduos (NEUMANN, 2011).

A partir da fase de apoio duplo, a marcha é iniciada com o relaxamento dos músculos *gastrocnemius* e *soleo*. A diminuição na ativação destes músculos é seguida pela ativação do músculo *tibial anterior*, que ajuda na dorsiflexão do tornozelo e move anteriormente o centro de massa, preparando a retirada dos artelhos do solo (SHUMWAY-COOK, 2003).

A fase de apoio (0 a 60% do passo) exerce duas funções principais: estabilizar o membro durante o contato inicial com o solo e sustentar o corpo contra a gravidade, e gerar uma força propulsiva para dar continuidade na marcha (NEUMANN, 2011).

Com a finalidade de absorver o impacto do toque do pé no solo e sustentar o corpo contra a força da gravidade, gerando estabilidade postural, durante o contato inicial com o solo ocorre flexão do joelho e há uma distribuição do impacto no contato do pé. Simultaneamente há ativação de grupos musculares opostos com o objetivo de estabilizar o movimento: há ativação excêntrica dos músculos extensores do joelho (por exemplo o *quadriceps*), controlando a flexão do joelho, e há ativação excêntrica dos músculos flexores dorsais do tornozelo (por exemplo o *tibial anterior*), diminuindo a flexão plantar do tornozelo, desacelerando o contato inicial. Além disso, a estabilidade postural durante a fase de apoio compreende a ativação dos

músculos extensores do quadril, joelho e tornozelo, impedindo o desequilíbrio do corpo em decorrência da força da gravidade (SHUMWAY-COOK, 2003).

Outra função da fase de apoio é a geração de força de propulsão para manter o corpo em movimento. O mecanismo mais comum para gerar essas forças de propulsão compreende a contração concêntrica dos músculos flexores plantares (*gastrocnemio e soleo*), na fase de apoio final da marcha. A predisposição do corpo de se mover livremente sobre o apoio associada à contração concêntrica do gastrocnêmio no apoio final indicam uma anteriorização do centro de massa do corpo em relação ao pé, criando uma inclinação para a frente, essencial para a progressão (SHUMWAY-COOK, 2003).

No início da fase de balanço, ocorre a contração concêntrica do *quadríceps*, gerando a movimentação anterior da coxa para a frente. No balanço médio, o quadríceps reduz sua atividade contrátil, permitindo que a perna continue o movimento de forma pendular, devido à ação propulsora inicial associada à ação da força gravitacional, ocorrendo apenas a contração do *iliopsoas*, auxiliando o movimento. Ao final da fase de balanço, os *isquiotibiais* tornam-se ativos com a finalidade de desacelerar o movimento anterior da coxa e preparar o pé para o contato com o solo (SHUMWAY-COOK, 2003).

3.1.5 Controle Motor

A marcha é decorrente de um ato voluntário, mas, após iniciada, pode ser executada sem intervenção consciente, desde que não surjam obstáculos ou desvios no caminho. Isso é viável devido à presença das redes neurais medulares que coordenam mutuamente a ativação muscular. Esse mecanismo é chamado de gerador central de padrão (GCP) e está localizado na região medular lombar, na região mesencefálica e em suas conexões com outras redes neurais (KOPCZYNSKI, 2012). O termo CPG é comumente usado para descrever um centro locomotor espinhal, sendo que os CPGs são redes neurais capazes de gerar, de forma autossustentada, o envio de padrões rítmicos, independente da mensagem sensorial (SHEFFLER, 2015).

Os CPGs possuem a capacidade de responder a várias informações aferentes que modulam os parâmetros de marcha e incluem uma comunicação complexa de aferentes supraespinhais provenientes da formação reticular do tronco encefálico,

gânglios basais, córtex pré-motor e motor e cerebelos, bem como aferentes sensoriais vestibular, visual, e sistemas proprioceptivos. Informações sobre posicionamento do corpo e percepção de movimento são retransmitidas de receptores proprioceptivos dentro de tendões, músculos, ligamentos e articulações através da coluna dorsal da medula espinhal. As aferências subconscientes possuem um papel importante no controle voluntário da marcha, como ocorre com mudanças na velocidade, direção ou desvio de obstáculos (SHEFFLER, 2015).

Apesar de a existência desse mecanismo medular, o controle neural da marcha humana depende de ambos os mecanismos da coluna vertebral e supraespinal, assim, o comprometimento neurológico da marcha é resultado de uma interrupção em ambos os níveis (SHEFFLER, 2015). O nível e a extensão do dano neural interfere diretamente nas descargas elétricas excitatórias e inibitórias transmitidas aos neurônios motores da região medular, acometendo o tônus muscular, a produção de força e a sensibilidade, podendo causar dependência total na marcha, no caso de lesões maiores, por limitar ou interromper o envio de sinais entre os membros e o cérebro (KOPCZYNSKI, 2012).

Os axônios dos neurônios motores superiores controlam as transmissões do tronco encefálico e da medula espinhal que organizam os movimentos. Essas vias de neurônios motores superiores originam-se de muitos centros do tronco encefálico e de várias áreas do córtex frontal, sendo que os centros motores do tronco encefálico atuam principalmente na manutenção do controle postural. Por outro lado, as áreas motoras e pré-motoras do lobo frontal realizam o planejamento e o controle coordenado de movimentos voluntários. Neurônios motores superiores do córtex também controlam indiretamente o movimento através de vias que se projetam para centros de controle motor do tronco encefálico que, por sua vez, se projetam a circuitos no tronco encefálico e na medula, atuando na manutenção da postura corporal durante movimentos voluntários iniciados no córtex (PURVES, 2005; LUNDY-EKMAN, 2007).

3.2 ANÁLISE DE MARCHA

3.2.1 Sistemas de Análise de Marcha

Com a evolução tecnológica, vêm surgindo dispositivos capazes de obter medidas e parâmetros da marcha humana com maior precisão e efetividade, fornecendo aos

pesquisadores de biomecânica e profissionais clínicos uma alternativa às convencionais formas de se avaliar a marcha humana, nas quais eram utilizadas observação e critérios não-paramétricos de avaliação dos movimentos (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014).

Atualmente, as tecnologias utilizadas para análise de marcha são distribuídas em duas categorias de acordo com os tipos de sensores usados: sensores vestíveis (*Wearable Sensors*) e sensores não vestíveis (*Non-Wearable Sensors*) (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014).

3.2.2 Non-Wearable Sensors

Non-Wearable Sensors (NWS) fazem parte de um sistema que necessita de um laboratório controlado com infraestrutura especializado para garantir o funcionamento adequado dos sensores. Devido a isso, apresenta alguns aspectos negativos, como o custo elevado e a restrição de movimentos que podem ser avaliados devido à restrição do ambiente (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014; CUTTI ET AL., 2010).

Os NWS são subdivididos em dois grupos: o primeiro é composto por sensores baseados em processamento de imagens, os quais utilizam câmeras analógicas e digitais (MANCA ET AL., 2010; BOVI ET AL., 2011; DERAWI; ALI; CHEIKH, 2011; NGUYEN; MEUNIER, 2014), escaneamento a laser (CLARK ET AL., 2013; GIPSMAN ET AL., 2014) ou sensores infravermelhos (Xue et al., 2010). E o segundo é composto por sensores de solo, que fazem uso de plataformas de força que capturam a pressão sobre os sensores, e dos sensores de reação do solo que medem as forças de interação do pé com o solo durante a marcha (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014).

Existem vários sistemas comerciais de análise de marchas baseadas em NWS, sendo que os mais utilizados são (Figura 4):

- BTS GaitLab – Desenvolvido no Laboratório integrado da BTS (Bioengineering company, Itália), o sistema é capaz de adquirir parâmetros cinemáticos, cinéticos (força de reação do solo) e sinais mioelétricos, podendo realizar análise da marcha e de diversos movimentos de importância clínica (BTS S.P.A., 2017);

- Vicon – Sistema desenvolvido em Oxford, UK, com o principal objetivo de avaliar a marcha. Este sistema é composto por câmeras de infravermelho, padrões de calibração e software de análise de dados, e pode ser associado a plataformas de captura de forças de reação do solo (VICON, 2017).



Figura 3: Sistemas comerciais de análise de marcha.

Atualmente a técnica mais sofisticada e completa para análise cinemática do corpo humano é a que utiliza os sistemas baseados em processamento de imagens, destacando-se a estereofotogrametria, o qual faz uso de imagens ao mesmo tempo de diferentes câmeras de infravermelho, dispostas em diversos locais do ambiente, sendo que os parâmetros tridimensionais da marcha através da detecção de um conjunto de marcadores colocados no corpo do indivíduo (CESERACCIU; SAWACHA; COBELLI, 2014).

3.2.3 Wearable Sensors

Wearable Sensors (WS) são sensores portáteis, permitindo avaliar movimentos cotidianos mais complexos, em ambientes diversos, e também permitem a coleta de uma maior amostra de passos (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014; CUTTI ET AL., 2010). Devido à não restrição a um ambiente instrumentado, como nas técnicas anteriores, seu uso gera menos custos (TAO ET AL., 2012).

Diversos tipos de WS estão disponíveis comercialmente para estimar parâmetros cinemáticos e monitoramento de pacientes. Dentre estes, podem-se destacar os utilizados na análise de marcha, os quais são os acelerômetros (WILLEMSSEN; ALSTÉ; BOOM, 1990), giroscópios (LUINGE; VELTINK, 2005), magnetômetros (VARGAS et al., 2016; ALFONSO; FRIZERA; CÔCO, 2015) e goniômetros (CHAO, 1980; WHITTLE, 2007; AMADIO et al., 1999). Quando acelerômetros, giroscópios

triaxiais e magnetômetros são combinados, o sistema passa a ser conhecido como IMU (Unidade de Medida Inercial) ou MARG (Magnetic, Angular Rate, and Gravity – Magnético, Variação Angular e Gravidade) (XIAO et al., 2011).

Nesta Dissertação de Mestrado, os sensores Tech IMU CAN (Techanid, Espanha) foram utilizados para estimar a cinemática articular. Uma descrição mais detalhada do sistema será apresentada na próxima seção.

3.2.4 Sensores Inerciais

Anteriormente foi mencionado que um sensor inercial (IMU) é uma combinação de sensores multiaxiais, como acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, os quais proporcionam uma alta precisão da captura de dados (TONG; GRANAT, 1999; LUINGE; VELTINK, 2005).

Os acelerômetros MEMS (Sistemas Microelectromecânicos) são formados por sensores piezoelétricos, os quais detectam a força inercial gerada pela aceleração ou desaceleração da massa (ALBARBAR et al., 2008). Esses sensores medem a aceleração ocasionada pelo efeito da gravidade, também correspondente ao movimento do sensor. Já o magnetômetro fornece estabilidade no plano horizontal. Uma desvantagem do uso de sensores inerciais é sua sensibilidade a campos magnéticos próximos (ROETENBERG; BATEN; VELTINK, 2007).

3.2.5 Eletromiografia

Fisiologia da contração muscular

Cada neurônio motor inferior inerva fibras musculares de um único músculo, e todos os motoneurônios que inervam um único músculo formam aglomerados que possuem dois tipos de neurônios motores: motoneurônios gama, que regulam fibras musculares especializadas chamados de fusos musculares, os quais enviam informações ao encéfalo e medula sobre o comprimento e a tensão do músculo; e motoneurônio alfa, o qual inerva as fibras musculares extrafusais, que são as fibras musculares estriadas que realmente geram as forças necessárias para o movimento (PURVES, 2005).

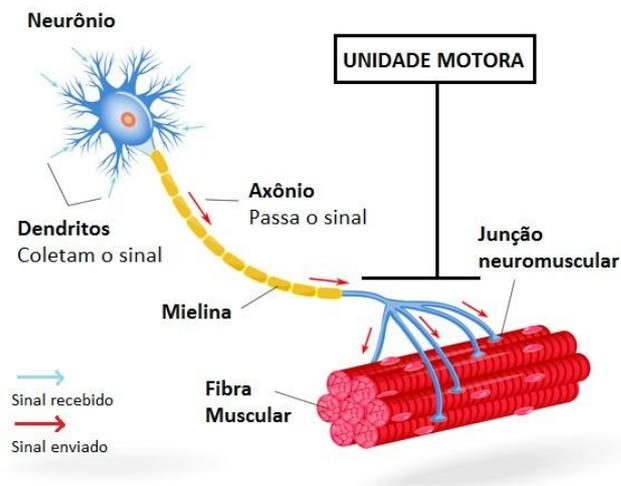


Figura 4: Unidade Motora.

A menor unidade funcional presente no processo de contração muscular é a unidade motora (Figura 5), sendo definida como o motoneurônio e as fibras musculares inervadas por ele. O potencial de ação gerado em um motoneurônio normalmente leva ao limiar de todas as fibras musculares que ele inerva (KONRAD, 2005), sendo que o número de unidades motoras ativas em determinado momento influencia na quantidade de força produzida por um músculo (PURVES, 2005).

A frequência de potenciais de ação produzidos por motoneurônios também influencia na regulação da força muscular. Com uma maior repetição dos sinais, as fibras musculares são ativadas pelo próximo potencial de ação antes de relaxar completamente, sendo que as forças geradas pelas sobreposições de contrações se somam. Em circunstâncias normais, os disparos não sincronizados dos diferentes neurônios motores inferiores mantêm um nível constante de contração das unidades motoras e, conseqüentemente, de estímulo ao músculo, compensando assim as alterações na tensão devido a contrações e relaxamentos de unidades motoras individuais. Tudo isso permite que o movimento subsequente seja realizado de forma harmoniosa (PURVES, 2005).

Fatos que antecedem a contração muscular

Durante o repouso, os ambientes interno e externo da célula muscular permanecem em equilíbrio, o qual é caracterizado por um potencial de repouso de aproximadamente - 80 a - 90 mV de carga intracelular em comparação com o ambiente extracelular (KONRAD, 2005). Após impulso nervoso gerado pelo sistema

nervoso central ou como resultado de um reflexo, há perturbação no potencial de repouso, a qual é propagada ao longo do nervo motor. Na região de contato entre o nervo motor e as fibras musculares ocorre a liberação de neurotransmissores, os quais modificam as características de difusão da membrana das fibras musculares, permitindo a entrada de íons Na^+ para dentro da célula muscular, tornando a região interna da membrana despolarizada. Se ocorrer um limiar de concentração interna de Na^+ , a despolarização da membrana faz com que um potencial de ação varie de -80 mV até +30 mV (MERLETTI, 2005). A alteração no potencial de ação é transmitido pela membrana da célula muscular, chegando às organelas presentes no interior da célula. Essa excitação, quando atinge o retículo sarcoplasmático, faz com que ocorra a liberação de íons de cálcio que se encontravam armazenados em seu interior. Os íons de cálcio provocam o acoplamento de filamentos celulares que ocasionam a contração. Embora existam excitações fracas nas células musculares a ponto de não resultarem em contração muscular, há uma alta correlação entre o mecanismo de excitação celular e contração muscular. O sinal mioelétrico é baseado nos ciclos de despolarização – repolarização que formam uma onda de despolarização ou dipolo elétrico que viaja ao longo da superfície de uma fibra muscular (KONRAD, 2005; MERLETTI, 2005).

Aquisição do sinal mioelétrico

Uma vez que uma unidade motora consiste em muitas fibras musculares, normalmente há uma soma dos potenciais de ação, formando um potencial de ação da unidade motora resultante (MUAP) (MERLETTI, 2005). Nos estudos cinesiológicos, o eletrodo detecta os potenciais de ação de todas as unidades motoras ativas no momento da observação, gerando um único sinal bipolar com sobreposição de vários MUAP. O sinal mioelétrico pode sofrer interferência de vários fatores externos no trajeto da membrana celular até os eletrodos, alterando sua forma e características. Eles podem ser divididos em (KONRAD, 2005):

- Características do tecido: a condutividade elétrica varia com o tipo de tecido, espessura, mudanças fisiológicas e temperatura.
- Comunicação fisiológica: os músculos vizinhos podem produzir uma quantidade significativo de sinal, o qual é detectada pelo eletrodo local. Normalmente, não interfere significativamente nos sinais, porém picos de

sinais cardíacos podem interferir nos sinais mioelétricos quando são grupos musculares muito próximos.

- Simetria entre o ventre muscular e localização do eletrodo: em estudos dinâmicos, pode ocorrer alteração da distância entre a origem do sinal e local de detecção. Este é um problema inerente a todos os estudos de movimentos dinâmicos, e também pode ser causado por pressão externa.
- Ruído externo: O ambiente pode produzir interferência, devido à presença de outros equipamentos elétricos ou aterramento inadequado.
- Eletrodo e amplificadores: a qualidade dos eletrodos e do amplificador utilizados para o estudo é importante para a minimização de interferência nos sinais coletados.

Análise eletromiográfica em estudos biomecânicos

A função da eletromiografia em estudos biomecânicos é a avaliação objetiva da ativação neuromuscular, porém a análise eletromiográfica não pode fornecer a força muscular diretamente, sendo importante a seleção adequada e/ou a combinação de métodos que possam fornecer os dados necessários para responder à pergunta central da pesquisa ou análise clínica (KONRAD, 2005; MERLETTI, 2005).

Devido ao seu caráter não invasivo, os eletrodos eletromiográficos de superfície (sEMG) são a principal escolha para análises cinesiológicas. Além do manuseio fácil e rápido desses eletrodos, os descartáveis possuem alguns aspectos importantes. Uma característica negativa é a limitação a músculos superficiais, sendo inviável a detecção de sinais de músculos mais profundos, devido à maior interferência tecidual (KONRAD, 2005).

3.3 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

O acidente vascular cerebral (AVC) é uma síndrome oriunda da falência de suprimento de oxigênio e nutrientes apropriados em regiões localizadas do encéfalo, causada pela interrupção de fornecimento sanguíneo ao cérebro, geralmente porque um vaso sanguíneo se rompe (AVC hemorrágico) ou é obstruído por um êmbolo ou um trombo (AVC isquêmico), causando danos ao tecido cerebral (WHO, 2014).

AVC isquêmico representa de 80% a 90% de todos os casos da síndrome, e resulta de embolismo ou trombos, levando a um bloqueio total ou parcial do fluxo sanguíneo para o encéfalo, ocasionando alterações do metabolismo celular, lesão e morte neural. Em contrapartida, o AVC hemorrágico, que representa 8% a 12% dos casos de AVC, é causado pela ruptura de vasos cerebrais, ou devido a traumas, que resultam em sangramento, aumento da pressão intracraniana, restrição do fluxo sanguíneo e lesão tecidual (O'SULLIVAN, 2010).

Após a interrupção do fluxo sanguíneo, a região central da lesão passa por danos celulares irreversíveis. A zona de transição ao redor dessa região é denominada área de penumbra, e nela as células entram em estado de inércia metabólica por um período de 3 a 4 horas. Após este período, se não houver intervenção médica, estas células neurais sofrem danos irreversíveis (O'SULLIVAN, 2010). Apesar do desenvolvimento de sistemas aprimorados para reconhecer os sintomas de AVC e prestar atendimento imediato, apenas uma minoria de pacientes agudos recebe terapia imediata adequada e, conseqüentemente, muitos permanecem com deficiências residuais. Assim, a necessidade de uma reabilitação efetiva do AVC continua sendo uma parte essencial do tratamento (WINSTEIN ET AL., 2016), sendo este inclusive o propósito deste trabalho.

3.3.1 Sinais e Sintomas do AVC

Os sinais e sintomas do AVC dependem da localização e do tamanho da lesão; um pequeno dano no córtex pode não produzir sintoma algum, enquanto que uma lesão do mesmo tamanho ou menor no tronco encefálico pode causar a morte. O edema secundário aos grandes infartos ou às grandes hemorragias pode causar a morte, independentemente da localização, pela compressão de estruturas vitais (KOPCZYNSKI, 2011). Os sintomas mais comuns são hemiparesia, ataxia, perda parcial ou completa da visão, afasia, disartria, deficiências sensoriais, deficiências de memória, problemas com o controle da bexiga e desmaio ou perda de consciência (WHO, 2014).

3.3.2 Fatores de risco e prevenção

Os fatores de risco do AVC podem ser divididos em duas categorias: não modificáveis e modificáveis. O primeiro grupo identifica uma predisposição, a qual

não apresenta obrigatoriedade de casualidade de AVC, podendo ser evitado com uma prevenção adequada e controle dos fatores de risco modificáveis. Além disso, embora a própria predisposição genética não seja modificável, estão disponíveis tratamentos para condições genéticas específicas (GOLDSTEIN et al., 2011). A seguir são especificados esses fatores, de acordo com as categorias a que pertencem.

Fatores de risco não modificáveis:

- Idade: os efeitos cumulativos do envelhecimento do sistema cardiovascular e a natureza progressiva dos fatores de risco de AVC durante um período prolongado aumentam substancialmente os riscos de AVC isquêmico e hemorragia intracerebral (ARIESEN et al., 2003; CARANDANG et al., 2006; STURGEON et al., 2007).
- Sexo: o AVC é mais prevalente nos homens do que nas mulheres (Pleis, 2006). Entretanto, fatores como o uso de contraceptivos orais e gravidez contribuem para o aumento do risco de acidente vascular cerebral em mulheres jovens (BAILLARGEON et al., 2005; JAMES et al., 2005).
- Raça/Etnia: os negros (KISSELA et al., 2004; KLEINDORFER et al., 2006) e alguns hispânicos/latinos americanos (MORGENSTERN et al., 2004; ZAHURANEC et al., 2006) têm maior incidência de AVC, e maiores taxas de mortalidade em relação aos brancos. Isto é especialmente notável em negros jovens e de meia idade, que têm um risco substancialmente maior de hemorragia subaracnóide e intracerebral que brancos da mesma idade (KISSELA et al., 2004; KLEINDORFER et al., 2006). As causas mais prováveis para a maior incidência e mortalidade do AVC em negros são uma maior prevalência de hipertensão, obesidade e diabetes (LIAO et al., 2009; GOLDSTEIN et al., 2011).
- Genética: o histórico familiar de AVC aumenta o risco em aproximadamente 30% (FLOSSMANN; SCHULZ; ROTHWELL, 2004). Esse aumento pode ser explicado através de uma variedade de mecanismos, incluindo hereditariedade genética de fatores de risco; herança de susceptibilidade aos efeitos de tais fatores de risco; compartilhamento familiar de fatores culturais /

ambientais e de estilo de vida; e interação entre fatores genéticos e ambientais (GOLDSTEIN et al., 2011).

Fatores de risco modificáveis:

- Hipertensão: o risco de AVC aumenta progressivamente com o aumento da pressão arterial (CHOBANIAN et al., 2003). O tratamento da hipertensão está entre as estratégias mais eficazes para prevenir o AVC isquêmico e hemorrágico (GOLDSTEIN et al., 2011).
- Consumo de Cigarro: o tabagismo aumenta o risco de AVC isquêmico e hemorragia subaracnóide (RODRIGUEZ et al., 2002). Seu mecanismo de ação envolve efeitos agudos relacionados ao risco de geração de trombos nas artérias ateroscleróticas e efeitos crônicos relacionados ao aumento da aterosclerose (BURNS, 2003), podendo também potencializar os efeitos de outros fatores de risco de AVC, incluindo a hipertensão e o uso de contraceptivos orais (ISCHAEMIC STROKE, 1996; HAEMORRHAGIC STROKE, 1996).
- Diabetes: as pessoas com diabetes têm uma susceptibilidade aumentada à aterosclerose e um aumento da prevalência de fatores de risco como hipertensão e aumento da circulação sanguínea de lipídios (GOLDSTEIN et al., 2011).
- Dislipidemias: devido à associação entre os níveis de colesterol e o risco de aterosclerose da artéria carótida, há uma inferência no aumento do risco de AVC, sendo encontrada essa associação em alguns estudos epidemiológicos (GOLDSTEIN et al., 2011).
- Estenose Assintomática da Carótida: a presença de uma lesão estenótica aterosclerótica na artéria carótida tem sido associada a um risco aumentado de AVC. Um ensaio realizado em Londres mostrou que a endarterectomia carotídea profilática em pacientes selecionados adequadamente com estenose carotídea reduz moderadamente o risco de AVC em comparação com pacientes tratados apenas com medicamento (HALLIDAY et al., 2004).
- Terapia de Reposição Hormonal: um risco aumentado de AVC está associado às formas padrão de terapia de reposição hormonal. Estudos prospectivos de formas alternativas de terapia hormonal foram realizados, embora os

resultados primários sejam uma medida intermediária de aterosclerose subclínica e não acidente vascular cerebral. O uso de terapia hormonal para outras indicações deve ser informado ao paciente pela estimativa de riscos (ROSSOUW et al., 2002; HERSH; STEFANICK; STAFFORD, 2004).

- Anticoncepcionais orais: a Organização Mundial da Saúde (OMS) relatou um risco geral levemente aumentado de AVC hemorrágico com o uso de anticoncepcionais orais (ISCHAEMIC STROKE, 1996), principalmente em mulheres de países em desenvolvimento, que fumam, têm hipertensão, diabetes, obesidade, hipercolesterolemia ou sofram mutações no gene da protombina (GILLUM; MAMIDIPUDI; JOHNSTON, 2000; SIRITHO et al., 2003; CHAN et al., 2004; BAILLARGEON et al., 2005).
- Dieta e nutrição: vários aspectos da dieta influenciam na patogênese da hipertensão arterial, que é o principal fator de risco modificável para AVC isquêmico. Uma recente publicação científica da *American Heart Association* concluiu que vários aspectos da dieta levam à elevação da pressão arterial (APPEL et al., 2006), especificamente, excesso de ingestão de sal, baixa ingestão de potássio, excesso de peso, alto consumo de álcool e padrões dietéticos inadequado (GOLDSTEIN et al., 2011).
- Sedentarismo: a inatividade física está associada a numerosos efeitos adversos para a saúde, incluindo um risco aumentado de morbimortalidade cardiovascular e AVC. A evidência de estudos observacionais é suficientemente forte para fazer recomendações para a atividade física de rotina como um meio para prevenir AVC: homens e mulheres fisicamente ativos geralmente têm uma redução de 25% a 30% no risco de AVC ou morte (U.S., 2008).

3.3.3 Alterações consequentes do AVC

A variar de acordo com a extensão da lesão e o local acometido, e a depender do tempo decorrido entre o início dos sintomas e o atendimento médico especializado, geralmente os pacientes pós-AVC apresentam algumas comorbidades em consequência da lesão. As deficiências motoras são as mais comuns, e ocorrem quando a lesão atinge as áreas motoras corticais e o trato corticospinal (SATHIAN et al., 2011). Além das disfunções motoras, detalhadas no Quadro 1, o paciente passa

a ter maior risco de adquirir comorbidades, como contratura da pele, contratura do tornozelo em flexão plantar, trombose venosa profunda, incontinência urinária e fecal, síndrome do ombro doloroso, dor de origem central, depressão e osteoporose (GOLDSTEIN et al., 2011). A extensão do dano influencia no prognóstico de resposta ao tratamento e recuperação das funções acometidas pela lesão (PINEIRO et al., 2000; STINEAR et al., 2007; LINDENBERG et al., 2010).

Quadro 1 - Principais disfunções motoras consequentes do AVC

Disfunções motoras	Características
Espasticidade	Resistência dependente da velocidade ao estiramento de um músculo. Pode ter características distônicas, incluindo atividade muscular involuntária e constrição dos membros (AHA).
Equilíbrio	É comum após o acidente vascular cerebral porque o acidente vascular cerebral pode afetar uma ou mais das redes sensoriais (sistemas visual, vestibular e somatossensorial) e motoras (Weerdesteyn V, 2008).
Mobilidade	Inclui perda ou dificuldade em transferências posturais e na locomoção, seu comprometimento está diretamente associado ao aumento no risco de quedas. (van de Port, 2007; Langhorne, 2009).
Hemiparesia	Afeta 65% das vítimas de AVC (Cauraugh, 2003). Na maioria dos casos, manifesta-se como perda parcial da motricidade do hemicorpo contralateral à lesão cerebral (Pak, 2008), podendo-se notar também redução de força no lado ipsilateral, diminuição na velocidade da marcha e alterações posturais (Kim, 2003; Mehta, 2012).

3.3.4 Marcha Hemiparética

A hemiparesia espástica é comum em pacientes no período agudo e subagudo pós-AVC. Observa-se padrões locomotores primitivos que podem afetar o controle motor, causando uma alteração do tempo normal e intensidade da contração muscular do hemicorpo parético. No membro superior do hemicorpo acometido, surge um padrão anatômico predominantemente flexor, enquanto que no membro inferior, ocorre um padrão predominantemente extensor (SHEFFLER; CHAE, 2015). A perda do controle motor interfere na capacidade de sustentação e contração muscular do membro inferior, fazendo com que o indivíduo realize uma marcha em circundução, também denominada marcha ceifante (MOREIRA ET AL., 2004). A marcha ceifante é caracterizada pelo aumento no ângulo de abdução do quadril durante a fase de balanço, devido à limitação na flexão do quadril e do joelho e dorsiflexão do tornozelo (SHEFFLER; CHAE, 2015).

Na marcha hemiparética também pode ser observada a alteração de parâmetros espaçotemporais, como velocidade, comprimento do passo e cadência, os quais geralmente são encontrados em valores reduzidos em relação a padrões normais da marcha. As diminuições na velocidade, na cadência e no comprimento da passada ocorrem com aumentos relativos na duração do ciclo da marcha e nos períodos de apoio do membro não-afetado e duplo apoio (GOLDIE; MATYAS; EVANS, 2001).

Cinemática da marcha hemiparética

Embora a velocidade da marcha seja geralmente diminuída na hemiparesia, um estudo mostrou que há uma maior variabilidade na cinemática da marcha em velocidades de caminhada mais lentas em pacientes pós-AVC (OKEN; YAVUZER, 2008). Apesar dessa variabilidade, há alterações cinemáticas padrões que podem ser observadas clinicamente (SHEFFLER; CHAE, 2015).

O posicionamento equinovariano do tornozelo é a postura patológica mais comum dos membros em hemiparesia (DUNCAN et al., 2005). O termo “desvio em equinovarus” descreve justamente a “queda do pé” associada à plantiflexão excessiva e à inversão do tornozelo. A deformidade equinovariana ocorre quando a espasticidade é predominante sobre a fraqueza do músculo dorsiflexor. Como resultado, o contato inicial na fase de apoio da marcha ocorre com o pé em uma

posição plantar-flexionada e invertida, antes do posicionamento adequado do pé ou em apoio plano (SHEFFLER; CHAE, 2015).

Em casos agudos, pode ocorrer a instabilidade dos membros devido à flexão do joelho no contato inicial, ocasionada pela descoordenação ou diminuição da ativação do *Quadriceps*. Na hemiparesia crônica, a extensão excessiva do joelho parético durante o apoio médio e final, chamada *genu recurvatum*, é comum. *Genu recurvatum* pode ser causado por espasticidade ou contratura em plantiflexão, espasticidade do quadríceps, fraqueza dos músculos *Isquiotibiais* e/ou fraqueza do *Quadríceps*. A progressão da tibia do membro acometido é prejudicada como resultado da extensão excessiva do joelho durante o apoio, gerando uma plantiflexão inadequada no apoio final (SHEFFLER; CHAE, 2015).

Ao nível da pelve, pode haver um desnível desta no lado não-acometido, devido à fraqueza dos abdutores do quadril (músculos *Mediocris gluteo* e *Minimum gluteo*) no lado parético. Já o quadril possui um retardo para iniciar a flexão do lado parético na fase de pré-balanço (DE QUERVAIN et al., 1996) e durante o contato inicial, possui a flexão do lado afetado diminuída (SHEFFLER; CHAE, 2015).

Cinética da marcha hemiparética

Medidas de força muscular têm sido estabelecidas como preditoras de performance na marcha. A geração de torque, principalmente dos músculos extensores dos joelhos, plantiflexores do tornozelo e flexores do quadril, tem sido usada para análise clínica e determinação de abordagem terapêutica ideal para a melhoria da marcha (SHEFFLER; CHAE, 2015). Deve-se atentar para a força de ambos os hemisférios no indivíduo pós-AVC, pois estudos sugerem deficiência motora e fraqueza no hemisfério não-parético, podendo ser justificada pelo fato de aproximadamente 10% das fibras motoras descendentes da medula espinal não cruzarem para o lado contralateral (MACHADO, 2002).

3.3.5 Recuperação pós-AVC

Neuroplasticidade

A neuroplasticidade pode ser definida como a capacidade do cérebro de mudar, remodelar e reorganizar para melhorar a capacidade de adaptação a novas

situações (DEMARIN; MOROVIĆ; BÉNÉ, 2014). Durante o desenvolvimento fetal, as alterações morfológicas cerebrais são predominantes, como neurogênese e migração de neurônios, enquanto que no cérebro adulto ocorre uma neuroplasticidade funcional, em que o cérebro se adapta continuamente a experiências ambientais e comportamentais, e às lesões (FAWCETT, 2009; DEMARIN; MOROVIĆ; BÉNÉ, 2014).

Alguns fatores influenciam as consequências a curto e longo prazo da lesão cerebral, devendo-se salientar condições como a natureza da lesão, idade e sexo, e as experiências da pessoa, sejam elas anteriores ou posteriores à lesão (HELD; PAY, 1999). Alguns dados comportamentais em seres humanos sugerem que na fase aguda (até três meses após a lesão) há maior neuroplasticidade, caracterizada por um aumento de proteínas promotoras do crescimento axonal nas áreas que cercam a lesão (CARMICHAEL et al., 2005; DANCAUSE et al., 2005). Durante este intervalo de tempo a reabilitação pode facilitar a recuperação da função, uma vez que os processos moleculares de autorreparação provavelmente se sobrepõem aos mecanismos induzidos pela reabilitação, permitindo uma substituição ativa da conectividade que foi danificada (LIVINGSTON-THOMAS et al., 2016). Portanto, quanto mais cedo os pacientes são admitidos na reabilitação, maiores são os ganhos funcionais (MANGANOTTI et al., 2002).

O maior desafio para a medicina de neuro reabilitação é como direcionar a neuroplasticidade dos circuitos neurais compensatórios para recuperar as funções perdidas causadas pela lesão neurológica (DEMARIN; MOROVIĆ; BÉNÉ, 2014), podendo-se destacar duas alternativas de aprendizado após uma lesão neural:

- Sistema de neurônio espelho: quando movimentos complexos são aprendidos, o cérebro faz o reconhecimento de movimentos básicos já memorizados e os ordena separadamente em um modelo. A mesma rede de neurônios será ativada toda vez que algo lembrar este movimento aprendido. A reabilitação neurológica deve se concentrar na repetição de movimentos básicos, para posteriormente serem associados a uma função mais complexa, devido à capacidade do córtex pré-motor e do lobo parietal identificarem áreas saudáveis relacionadas ao movimento (neurônios-espelho) que podem levar à execução desse objetivo final (DEMARIN; MOROVIĆ; BÉNÉ, 2014).

- Processamento neuronal de diferentes sinais: após a lesão cerebral, regiões do cérebro podem alterar sua função sem mudanças estruturais. Como por exemplo, o córtex visual em uma pessoa cega, se não está recebendo informações da via visual, pode processar a sensação de toque, possibilitando maior facilidade para aprender a leitura em Braille (DEMARIN; MOROVIĆ; BÉNÉ, 2014).

Reabilitação

Idealmente, a reabilitação é realizada por uma equipe multidisciplinar de profissionais de saúde com especialidade em neurologia (WINSTEIN, 2016). Os cuidados de saúde executados durante a hospitalização são direcionados principalmente à estabilização do paciente e em prevenção de complicações. Embora a reabilitação geralmente não seja prioridade no período hospitalar, a mobilização precoce após o AVC é recomendada em muitas diretrizes de prática clínica (WINSTEIN et al., 2016).

Os principais procedimentos após a alta hospitalar para a melhora da mobilidade são práticas específicas de atividades funcionais (LANGHORNE; COUPAR; POLLOCK, 2009; ADA; DEAN; LINDLEY, 2013), fundamentadas nas teorias da atuação da neuroplasticidade na reabilitação, previamente citadas. Os recursos terapêuticos utilizados na reabilitação pós-AVC geralmente utilizados na recuperação do paciente são descritos no Quadro 2.

Quadro 2 – Recursos terapêuticos utilizados na reabilitação pós-AVC.

Recurso terapêutico	Descrição
Treino aeróbico	Indicado para aumentar a resistência e a função cardiovascular (KHADILKAR, et al. 2006)
Treino de resistência	Exercício ativo contra uma resistência, com o objetivo de aumentar força e potência muscular (KHADILKAR, et al. 2006)
Exercícios passivos de amplitude de movimento	Mobilização fisiológica feita pelo terapeuta sem nenhum esforço do paciente

	(KHADILKAR, et al. 2006)
Facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP)	Movimentos com o uso de padrões, principalmente inibidores, de reflexos (KHADILKAR, et al. 2006)
Bobath	Técnica que usa postura e movimento para inibir a espasticidade e sinergias, ao mesmo tempo que facilita movimentos normais (PANEL et al., 2006)
Kinetron	Treinamento resistivo, geralmente isocinético, de extremidade inferior (KHADILKAR et al., 2006)
Treinamento orientado a tarefas	Repetição de componentes individuais de atividades de vida diária (KHADILKAR et al. 2006)
Biofeedback	Uso de EMG biofeedback, biofeedback de posicionamento rítmico, feedback visual e de áudio ou feedback de força (KHADILKAR et al., 2006; WOODFORD; PRICE, 2005).
Treino de marcha	Marcha em esteira, treinamento de distribuição de peso corporal, caminhada assistida, eletroestimulação funcional (FES), treinamento funcional de membros inferiores e treinamento auditivo rítmico (KHADILKAR et al., 2006)
Treinamento de equilíbrio	Qualquer intervenção que contribua para o aumento do equilíbrio (KHADILKAR et al., 2006)
Estimulação sensorial	Estimulação vestibular passiva, exercícios de aprendizagem perceptiva e estimulação em cadeira mecedora (KHADILKAR et al., 2006)
Terapia por conção induzida	Restrição do membro superior não-acometido por um imobilizador ou tala de mão para incentivar o uso do membro parético (KHADILKAR et al., 2006)

Subluxação do ombro	FES, posicionamento do ombro e uso de imobilizador (KHADILKAR et al., 2006)
Estimulação elétrica	FES, estimulação elétrica neuromuscular (NMES), treinamento de estimulação de feedback posicional, estimulação EMG-triggered e TENS (KHADILKAR et al., 2006)
Ultra-som	Modalidade eletrofísica usando ondas ultrassônicas para tratar uma área específica (KHADILKAR et al., 2006)
Acupuntura	Posicionamento em ponto anatômico específico com ou sem estimulação elétrica (KHADILKAR et al., 2006; SHIFLETT, 2007)
Órteses	Método efetivo de compensação de deficiências motoras, geralmente usado no membro inferior (DOGAN; MENGULLUOGLU; OZGIRGIN, 2011; TYSON; KENT, 2013; TYSON; KENT 2009a; THIJSSSEN et al., 2007).
Treinamento assistido por robótica e eletromecânica	A maioria destes dispositivos incorpora suporte ao peso corporal, acompanhado de esteiras ou pedais, promovendo a recuperação da marcha (AHA)
Realidade Virtual	Uso de tecnologia computadorizada para permitir que os pacientes se envolvam na prática de tarefas específicas dentro de um ambiente visual ou jogo de vídeo interativo (WINSTEIN et al., 2016)
Hidroterapia	Plano terapêutico, usando as propriedades da água, para melhorar a função em uma piscina específica e adequada (MEHRHOLZ; KUGLER; POH, 2011)

3.4 TECNOLOGIAS ASSISTIVAS

3.4.1 Conceitos e terminologia

“Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social” (BRASIL, 2009).

A Tecnologia Assistiva (TA) é uma especialidade que abrange várias áreas de conhecimento, sendo fruto da interação entre avanços tecnológicos e fundamentos preestabelecidos, com a finalidade de viabilizar a função humana (BRASIL, 2009). TA refere-se à pesquisa, produção e aplicação de equipamentos, recursos ou técnicas a fim de potencializar as habilidades funcionais das pessoas, e não possui como objetivo eliminar ou compensar a deficiência. A assistência da equipe interdisciplinar permite promover a ampliação ou obtenção de uma habilidade através de fatores ambientais que podem agir como barreiras ou facilitadores, oferecendo um equipamento mais funcional e adequado, o que resulta no aumento da participação social do indivíduo e na diminuição do risco de abandono dos equipamentos propostos (BRASIL, 2009; IOSHIMOTO; OTSU, 2012).

A TA tem papel substancial no processo de recuperação e promoção de independência do paciente, pois possibilita a independência na realização de funções previamente inviáveis (IOSHIMOTO; OTSU, 2012). O Quadro 3 apresenta as principais características das TAs.

Quadro 3 - Caracterização da Tecnologia Assistiva (IOSHIMOTO, 2012).

Caracterização quanto à função	Assistiva: auxilia o indivíduo a desempenhar uma atividade funcional
	Reabilitadora ou educacional: usada como parte de um plano de reabilitação ou educação, para desenvolver habilidades.
Caracterização quanto ao consumo de	Simple: não necessita de muitos gastos

recursos	financeiros ou é fácil de ser confeccionada
	Sofisticada: há maior dificuldade para ser confeccionada, ou tem alto custo.
Caracterização quanto à produção	Concreta: o objetivo em si (comercializado ou feito sob medida)
	Teórica: quando se refere à ação humana nesse processo (tomada de decisão, desenvolvimentos de estratégias e treinamento)
Caracterização quanto aos requisitos de uso	Equipamento: aparelho que provê benefícios a um indivíduo, independentemente do seu nível funcional, como óculos, órteses ou sistema de assento
	Instrumento: depende do desenvolvimento de habilidades específicas para sua utilização (p.ex., dirigir com sucesso uma cadeira de rodas motorizada)
Caracterização quanto à especificidade	Geral: aplicável em uma gama de atividades (p.ex., uma cadeira de rodas)
	Específica: aplicável em uma atividade específica (p.ex. alimentação)
Caracterização quanto à disponibilidade	Comercializada: produzida em série, ressaltando-se que às vezes é necessária a adaptação de produtos comercializados
	Individualizada: produzida sob medida

Para o sucesso na indicação da TA, é necessária uma avaliação minuciosa, relacionando demandas importantes para a redução no índice de abandono desses dispositivos. Além da avaliação comumente realizada por terapeutas e prescritores, é importante avaliar as variáveis da relação homem/tecnologia, dentre elas: desempenho humano (capacidade física e mental, preservação sensorial e

motivação), aplicabilidade do equipamento (funções, custo, disponibilidade e manutenção), tarefas funcionais (tipo, variações e características da tarefa), e propriedades ambientais (ambiente doméstico, trabalho e escola, recreação e transporte) (IOSHIMOTO; OTSU, 2012).

3.4.2 Dispositivos de auxílio à marcha

Doenças crônicas, como o AVC, podem causar um conjunto de limitações na marcha e, como resultado, estes pacientes geralmente apresentam um alto risco de quedas (WINSTEIN, 2016). Mais da metade dos pacientes com AVC necessitam de um dispositivo auxiliar da marcha (por exemplo muletas, andador, e cadeira de rodas), sendo a bengala a mais frequentemente escolhida (JUTAI, 2007). Esta escolha pode ocorrer sobretudo pelo fato da bengala proporcionar, em comparação aos outros dispositivos citados anteriormente, melhores resultados em relação à velocidade, comprimento de passo e funcionalidade na marcha (POLESE, 2012; TYSON, 2009a). Estes dispositivos auxiliares da marcha geralmente atuam aumentando a base de apoio em torno do centro de gravidade do paciente, reduzindo o esforço necessário para manter o equilíbrio ao caminhar (WINSTEIN, 2016).

O uso de órteses em membros inferiores é outro recurso auxiliar muito usado para redução das limitações da marcha decorrentes de um AVC. Estudos (TYSON, 2009b; TYSON, 2012) afirmam que o uso regular de órteses tem efeito positivo em parâmetros da marcha em pacientes pós-AVC, como velocidade, comprimento do passo e equilíbrio, com estabilização cinemática e cinética de tornozelo e joelho e consequente redução do gasto energético durante a marcha (TYSON, 2013).

Recentemente, robôs e dispositivos eletromecânicos de treinamento assistido vêm sendo muito utilizados com o propósito de promover a recuperação da marcha após o AVC (WINSTEIN, 2016). Revisões sistemáticas concluíram que pacientes pós-AVC que receberam treinamento de marcha assistido por dispositivos robóticos em combinação com fisioterapia obtiveram melhores resultados, comparando-se com o treinamento de marcha sem esses dispositivos, principalmente em casos agudos (HORNBY, 2008; MEHRHOLZ, 2013). Dessa maneira, tais dispositivos podem ser utilizados como um novo recurso além das técnicas de reabilitação padronizadas.

Exoesqueletos robóticos de extremidades inferiores são dispositivos também adotados no treinamento da marcha pós-AVC. Fazendo parte do grupo de órteses eletromecânicas, estes dispositivos atuam em paralelo ao corpo humano, auxiliando na execução dos movimentos das articulações dos membros inferiores (HERR, 2009; DÍAZ; GIL; SÁNCHEZ, 2011; ANAM; AL-JUMAILY, 2012; CHEN ET AL., 2013; KOZLOWSKI; BRYCE; DIJKERS, 2015), podendo oferecer modalidades de controle e execução de exercícios físicos; e/ou de dispositivo auxiliar da marcha (KOZLOWSKI; BRYCE; DIJKERS, 2015). Essa interação entre os dispositivos robóticos e usuários também envolve a aquisição e processamento de sinais biológicos através de sensores, permitindo a adaptação e otimização das funcionalidades do robô (PONS, 2008).

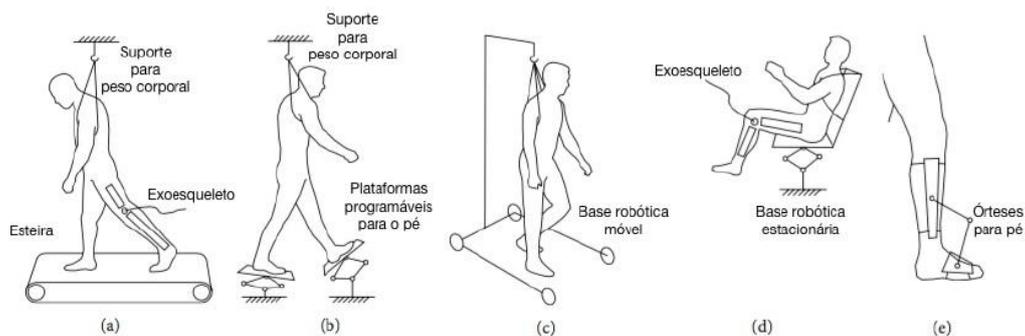


Figura 5: Classificação de dispositivos robóticos de reabilitação para membros inferiores. a) Treino de marcha em esteira; b) Treino com uso de placas (pedais) nos pés; c) Suporte de peso corporal para marcha no solo; d) Treino estacionário da marcha; e) Órteses ativas de membros inferiores (Díaz, Gil e Sánchez, 2011).

Os dispositivos robóticos de reabilitação para membros inferiores podem ser classificados conforme mostrado na Fig. 5. Dos exoesqueletos robóticos para a reabilitação e auxílio à marcha, podem-se destacar os seguintes dispositivos, que também são apresentados na Fig. 6:

- Ekso, Ekso Bionics, Richmond, CA – Exoesqueleto bilateral comercial com controle de quadril e tornozelos;
- Indego, Parker-Hannifin – Exoesqueleto bilateral comercial com controle de quadril e joelhos;

- ReWalk, Marlborough, MA – Exoesqueleto bilateral comercial com controle de quadril e joelhos;
- Lokomat, Hocoma AG, Volketswil, Suíça – Sistema de marcha estacionária comercial, composto por exoesqueleto bilateral com controle de quadril e joelhos, esteira e suporte do peso corporal.
- Bionic Leg, AlterG , Fremont, CA – Exoesqueleto bilateral comercial com controle de joelhos.
- Knee-ankle-foot orthosis (KAFO), Michigan, USA – Exoesqueleto pneumático unilateral com controle de joelho e tornozelo (SAWICKI; FERRIS, 2009).
- Compliant Stance Control Orthosis (CSCO), New Haven, CT, USA – Exoesqueleto unilateral com controle de joelho (SHAMAEI; NAPOLITANO; DOLLAR, 2014).
- COWALK-M, Seoul, Korea – Exoesqueleto unilateral com controle de joelho (KIM; KIM; CHOI, 2015).

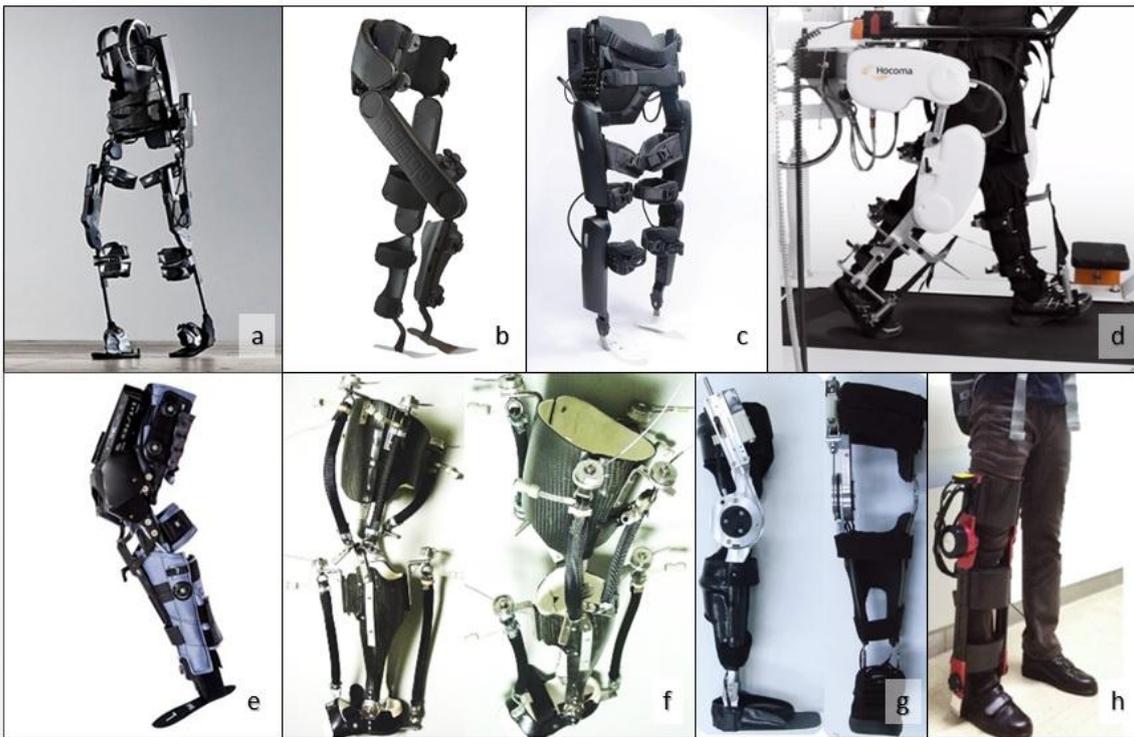


Figura 6: Exoesqueletos robóticos para a reabilitação e auxílio para marcha. a) Ekso, Ekso Bionics, Richmond, CA; b) Indego, Parker-Hannifin; c) ReWalk, Marlborough, MA; d) Lokomat, Hocoma AG, Volketswil, Suíça; e) Bionic Leg, AlterG , Fremont, CA; f) KAFO, Michigan, USA; g) CSCO, New Haven, CT, USA; h) COWALK-M, Seoul, Korea.

A maioria dos dispositivos robóticos unilaterais ainda não foi examinada em ensaios controlados, nem comparada com a terapia de exercícios convencionais em pacientes pós-AVC (WINSTEIN, 2016). A reabilitação robótica consiste em uma terapia promissora como complemento à reabilitação convencional da marcha, mas são necessários mais estudos para elucidar o tipo ideal de dispositivo, os protocolos de treinamento e a seleção do paciente para alcançar os resultados favoráveis (WINSTEIN, 2016).

4 METODOLOGIA

Esta Pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (parecer n. 2.264.127, CAAE 64801316.5.0000.5542), seguindo as normas da Lei 196/96. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi lido e assinado pelos voluntários ao aceitarem participar da pesquisa.

4.1 MATERIAIS

4.1.1 sEMG

A coleta dos sinais de sEMG dos músculos do tronco e das pernas foi realizada usando o equipamento BrainNET BNT 36 (Fig. 7). A preparação envolveu definição da musculatura bilateralmente, abrasão da pele e limpeza com álcool 70%. Foram utilizados pares de eletrodos (Ag/AgCl adesivos, com distância inter-eletrodo de 20 mm) em configuração bipolar, e fixação do eletrodo de referência em um local livre de fibras musculares (localizado no maléolo lateral) (HERMENS ET. AL, 1999).



Figura 7: Brainnet e sensores de EMGs, responsáveis pela aquisição de sinais mioelétricos (sEMG).

Os sinais de sEMG foram coletados usando o software proprietário do equipamento, com frequência de amostragem de 600 Hz (máxima disponível pelo equipamento). Como a energia dominante do sinal sEMG está localizada entre 50 e 100 Hz (DE LUCA ET AL., 2010), a frequência de amostragem do equipamento foi considerada aceitável para os propósitos deste trabalho.

4.1.2 Sensores Inerciais

O sistema de captura de movimento utilizado neste trabalho é o Tech MCS (Technaid, Espanha) (Fig. 8), o qual é flexível e de fácil manuseio na avaliação da marcha em ambientes externos. Os sensores inerciais Tech-IMU (Inertial Measurement Unit) v 3.0 foram utilizados para obter dados de orientação dos segmentos corporais, previamente avaliados em (VARGAS ET AL., 2016). Cada IMU integra três tipos de sensores: um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro, todos com três graus de liberdade. Os sinais de sensores inerciais foram coletados usando o software Tech MCS Studio em formato quatérnio (frequência de amostragem de 50 Hz, suficiente para a análise de marcha (YANG; KONG, 2009).



Figura 8: Tech MCS (Technaid, Espanha), com destaque para o Tech IMU, sensor responsável pela captura dos dados de orientação dos segmentos corporais.

Exoesqueleto ALLOR

Nesta pesquisa foi utilizada uma órtese ativa (exoesqueleto) em desenvolvimento na UFES (VILLA-PARRA ET AL., 2015), denominada Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehabilitation (ALLOR). Para a sua construção, foi utilizada uma articulação comercial ativa EXO-H1R (Technaid, Espanha) disponível para desenvolvimento de estudos na área (BAYON ET AL., 2016; FIGUEIREDO; MORENO; SANTOS, 2017).

O exoesqueleto ALLOR é uma articulação rotacional com grau de liberdade na flexão/extensão de joelho, não realizando movimentos no plano transversal e coronal. Possui limitação mecânica em 0 e 90°, restringindo os seus movimentos de extensão e flexão da perna como medida de segurança. É possível medir o ângulo (graus) e torque (Nm) dos segmentos da articulação do joelho, devido à presença de um potenciômetro de precisão e de sensores de força, respectivamente. O ALLOR foi adaptado para a perna esquerda, com duas articulações em sua estrutura: uma passiva no quadril, e uma ativa no joelho. Esta última conta com motor que garante o torque necessário para que a articulação possa auxiliar o movimento da perna, tanto na posição sentada quanto em marcha. Nesta pesquisa, o ALLOR foi utilizado na marcha, atuando em conjunto com andador com rodas nos quatro apoios, de forma a fornecer maior estabilidade e segurança aos participantes.

Após a realização de testes preliminares utilizando o ALLOR, foi observada a necessidade de um mecanismo que fornecesse uma maior sustentação, além da fixação na cintura já existente. Assim, foi desenvolvida uma mochila para maior sustentação e alinhamento, permitindo a redistribuição do peso sobre todo o corpo (Fig. 9). A mochila desenvolvida também permite que sejam coletados os sinais de sEMG sem interferência, devido a aberturas existentes na região posterior do tronco para a colocação de eletrodos e transição de fios condutores de sinais entre sensores e equipamento de aquisição de dados.

As medições de força, torque, posição, velocidade e aceleração do exoesqueleto fornecem toda a informação necessária para realizar o controle do mesmo. Nesta pesquisa foi utilizada como principal informação para controle a identificação das fases da marcha através de sensores de força, distribuídos em uma palmilha (Fig. 9), nas regiões correspondentes ao hálux, 1º metatarso, 5º metatarso e calcâneo. Como medida de segurança, existe um botão de parada de emergência que, imediatamente após ser acionado, interrompe a corrente do motor.

O ALLOR totaliza um peso de 3,4 Kg, incluindo 0,8 Kg da mochila de sustentação, e permite ajustes a pessoas com altura de 1,5 a 1,85 m e peso de 50 a 95 Kg, sendo adaptável a diferentes dimensões antropométricas.

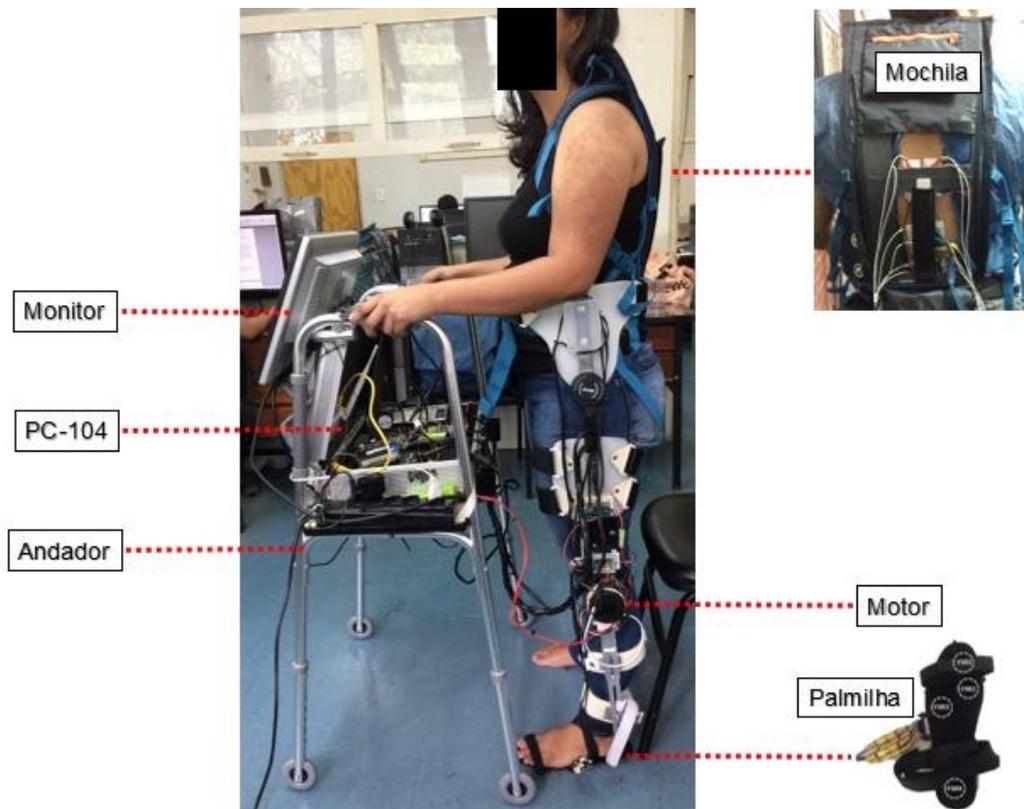


Figura 9: Descrição dos componentes do ALLOR - Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehabilitation atuando em conjunto com andador de quatro rodas. Destacam-se detalhes de mochila, palmilha e motor.

4.2 PROCEDIMENTOS

4.2.2 Teste Piloto

Amostra

Inicialmente foi realizado um estudo piloto, no qual se pretendia avaliar o protocolo para a coleta dos dados dos sensores sEMG e angulares. Foi selecionado um indivíduo saudável, do sexo feminino, com 21 anos, altura de 1,65 m, e pesando 54,5 kg.

Protocolo

O participante foi submetido à avaliação da marcha, coletando sinais de sEMG e parâmetros cinemáticos por meio de sensores inerciais (IMU). Estes testes foram realizados em ambiente próprio, com segurança e privacidade para o voluntário, o qual encontrava-se com roupas confortáveis e usando calçado tipicamente utilizado em atividades diárias.

Os testes de marcha ocorreram em uma esteira com velocidade constante de 1,9 km/h (0,53 m/s), tal como feito por (ANDERS et al., 2007; DICKSTEIN, 2008), durante o período de 1 minuto. Os testes foram repetidos 2 vezes, com repouso de 2 minutos entre cada repetição, sendo a primeira repetição apenas para aquecimento. Apenas os dados da segunda repetição foram coletados. Durante o teste, o voluntário foi orientado a manter os membros superiores apoiados na esteira.

A velocidade e a restrição de movimentos dos membros superiores foram selecionadas para melhor se assemelhar à marcha de pacientes pós-AVC, os quais, geralmente nas fases iniciais de reabilitação, possuem redução da velocidade da marcha e necessitam do uso de dispositivos auxiliares para a locomoção.

O participante testou três diferentes tipos de controladores do ALLOR, avaliando conforto durante caminhada, de forma a fornecer informações para melhora dos controladores desenvolvidos e permitindo a escolha de um controlador ideal para os testes com o equipamento.

Posicionamento dos sensores

As medições de sEMG foram feitas bilateralmente no músculo *Erector spinae* (ES) nos níveis T7, T12 e L4, músculo *Rectus femoris* (RF) e músculo *Semitendinosus* (ST) (Fig. 10) (CECCATO, et al. 2009; DE SEZE, et al. 2008).

Sete sensores inerciais foram posicionados na coluna e nos membros inferiores dos voluntários (Fig. 10). Os sensores da coluna foram colocados no processo espinhoso da vértebra T6 (região torácica) e no processo espinhoso da vértebra S2 (região sacral). Dois sensores foram posicionados, lateralmente, aproximadamente 5 cm acima da patela bilateralmente; dois sensores localizados aproximadamente 5 cm acima do maléolo lateral bilateralmente, e um sensor localizado 3 cm acima da

articulação metatarsofalangeal do pé direito, na região dorsal intermediária entre 3^o e 4^o metatarsos (Fig. 10).

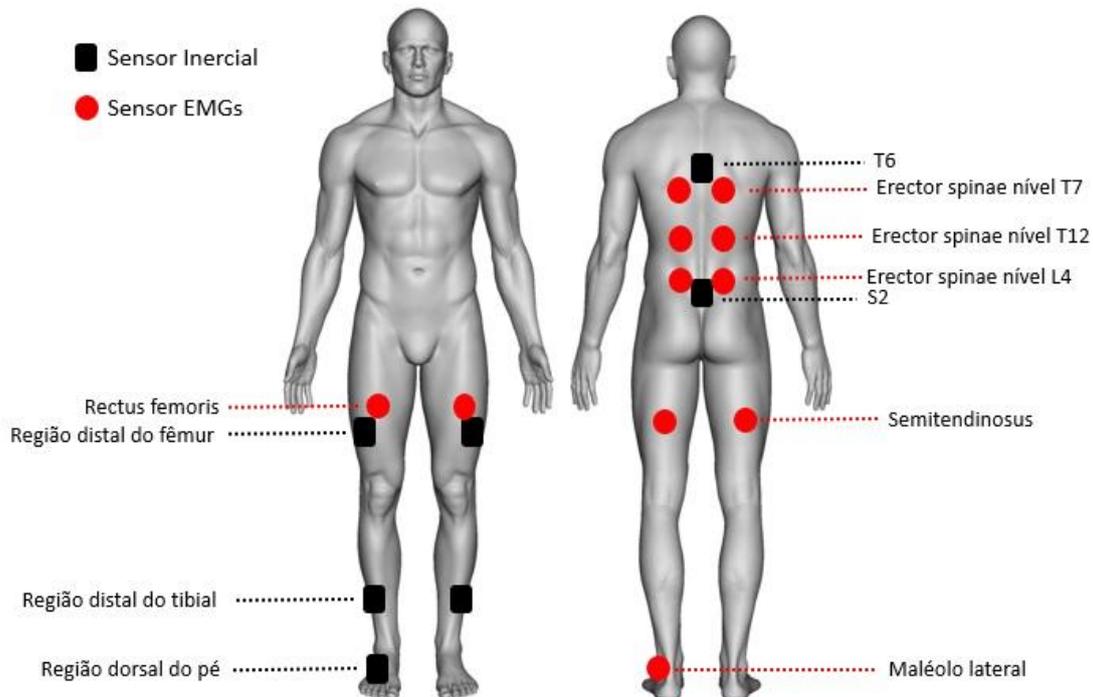


Figura 10: Localização dos sensores IMU e dos eletrodos de EMGs. Medições bilaterais do músculo erector spinae (ES) nos níveis T7, T12 e L4, rectus femoris (RF) e semitendinosus (ST).

4.2.3 Avaliação biomecânica da marcha com exoesqueleto ALLOR

Amostra

Foram selecionados 11 sujeitos saudáveis, com idade entre média de $27,81 \pm 3,48$ anos, sendo excluídos aqueles que apresentassem disfunção motora que pudesse interferir nos padrões da marcha.

Procedimentos

Foi realizada uma etapa prévia de avaliação da máxima contração voluntária (MCV) por meio do Teste Manual de Força (KONRAD, 2006) e, posteriormente, a marcha foi avaliada em duas situações distintas (natural e com exoesqueleto), coletando-se sinais de sEMG e sensores inerciais. Durante a caminhada com exoesqueleto, foram coletados sinais da palmilha com sensores de força, fornecendo informações sobre

as fases da marcha, com o objetivo de controlá-lo adaptando-se às fases detectadas. O objetivo foi avaliar o efeito biomecânico do uso do exoesqueleto como dispositivo auxiliar da deambulação.

(1) Teste Manual de Força (Fig. 11): foi testada a força muscular de extensão de tronco, e flexão e extensão de joelhos dos participantes. Para o teste de extensão de tronco e flexão de joelho, o sujeito se posicionou em decúbito ventral com os eletrodos de sEMG fixados nas regiões do ES nos níveis de T7, T12 e L4 e na região do ventre muscular do músculo ST, ambos bilateralmente. Para examinar a força muscular de extensão de joelhos, o sujeito se posicionou sentado, com braços cruzados em frente ao corpo, e com eletrodos localizados no ventre do músculo RF (KONRAD, 2006). O teste envolveu a realização dos movimentos contra resistência manual imposta pelo fisioterapeuta, o qual deu estímulo verbal para execução de força máxima mantida por 5 segundos, com três repetições de cada teste, com intervalo de 5 segundos entre cada repetição. Os picos de ativação muscular foram avaliados por meio de sEMG e utilizados na normalização dos dados coletados nos testes de marcha.

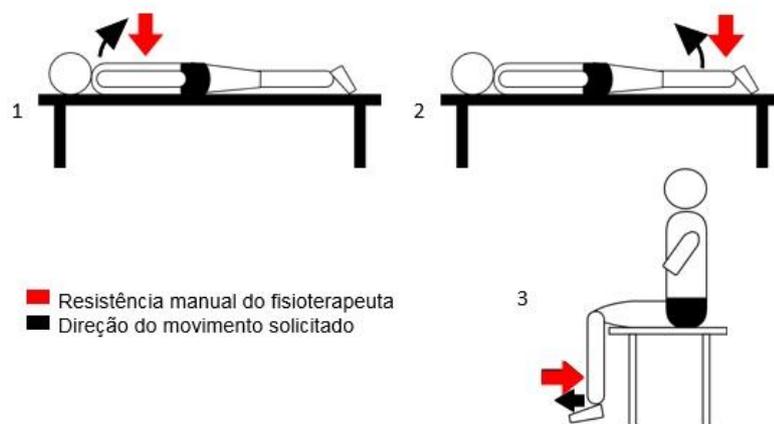


Figura 11: Máxima Contração Voluntária (MCV) realizada previamente aos testes de caminhada, para normalização dos dados EMGs coletados posteriormente. As setas em vermelho indicam a resistência imposta pelo fisioterapeuta contra o movimento solicitado ao sujeito (setas pretas). (1) MCV do músculo erector spinae, com o sujeito em decúbito ventral; (2) MCV do músculo semitendinosus; (3) MCV do músculo rectus femoris, com sujeito sentado.

(2) Marcha livre sobre o solo: nesta rotina foi realizada a marcha livre em uma distância de 10 metros com sinalização visual no início e no fim do trajeto. Foram

realizadas 3 repetições para se extrair uma maior quantidade de ciclos da marcha. Durante o teste, o voluntário foi estimulado a manter uma caminhada lenta, utilizando andador de quatro rodas e simulando condições encontradas em pacientes pós-AVC.

(3) Marcha com exoesqueleto: os sujeitos caminharam com auxílio do exoesqueleto ALLOR em uma distância de 10 metros, sendo realizadas 3 repetições. Foi utilizado o controle de admitância com a modulação da impedância para auxílio da marcha, o qual era função da velocidade da marcha (VILLA-PARRA et al., 2017). Neste controle, quando a fase de apoio é identificada, o exoesqueleto impede a movimentação do joelho, fornecendo um suporte e prevenindo a queda do usuário. Ao ser identificado o contato final do pé através dos sensores de força da palmilha, o exoesqueleto permite a movimentação articular do joelho, o qual é guiado por uma trajetória imposta previamente. Ambos os testes de marcha são exemplificados na Fig. 12.

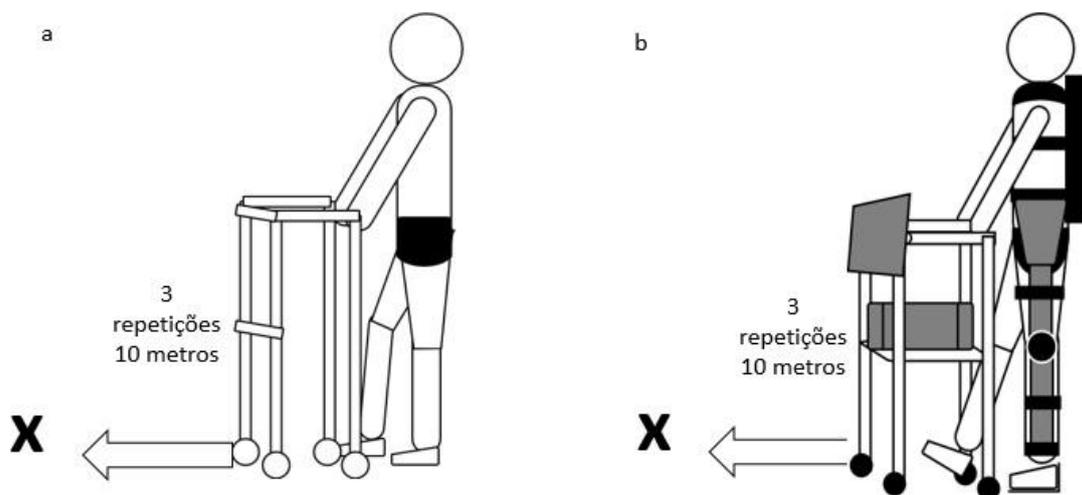


Figura 12: Protocolo de testes de marcha. (a) Foram realizadas três repetições de marcha sobre o solo, em uma distância de 10 metros, usado-se andador comum de quatro rodas e sensores para captação de sinais inerciais e EMGs; (b) O teste foi repetido mais três vezes com a utilização do ALLOR, captando-se sinais inercias e musculares.

Posicionamento dos Sensores

A coleta dos sinais de EMGs dos músculos do tronco e dos membros inferiores foi realizada utilizando o equipamento BrainNET BNT 36. Os parâmetros foram aferidos

bilateralmente nos músculos ES (nos níveis T7, T12 e L4), RF e ST, com fixação do eletrodo de referência e no maléolo lateral esquerdo.

Sete sensores inerciais foram distribuídos na coluna e nos membros inferiores dos voluntários (Fig. 13). Os sensores da coluna foram colocados no processo espinhoso da vértebra T9 (região torácica) (YU, 2015) e no processo espinhoso da vértebra S2 (região sacral). Dois sensores foram posicionados lateralmente na coxa, aproximadamente 5 cm acima da patela bilateralmente; dois sensores localizados aproximadamente 5 cm acima do maléolo lateral bilateralmente, e um localizado 3 cm acima da articulação metatarsalangeal do pé esquerdo, na região dorsal intermediária entre 3^o e 4^o metatarsos (Fig. 13).

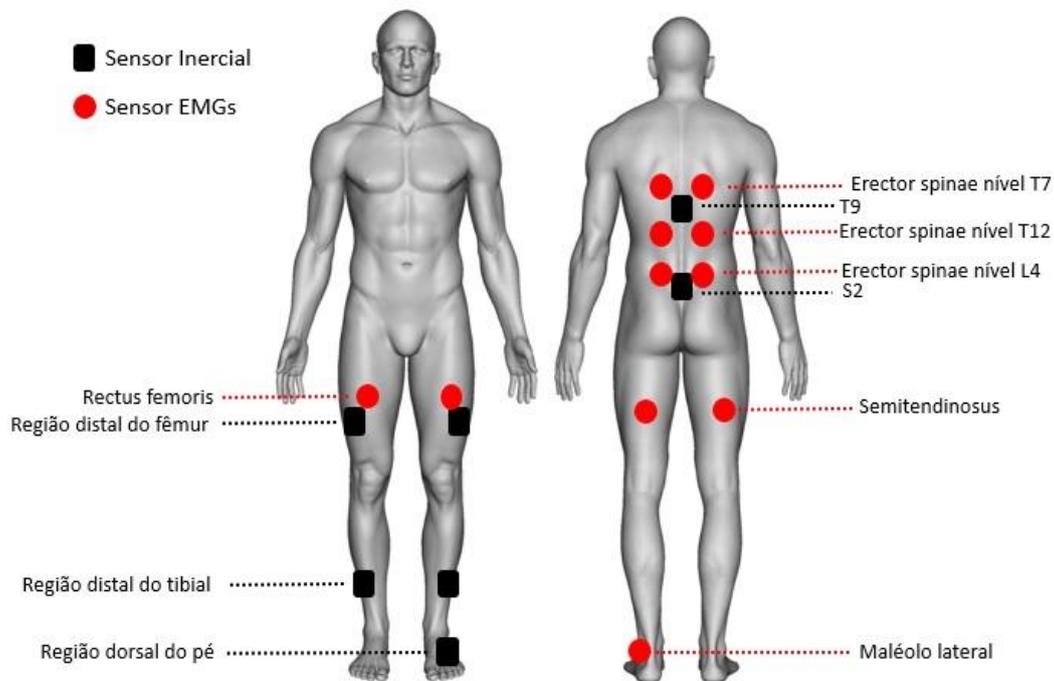


Figura 13: Posicionamento dos sensores inerciais e EMGs nos sujeitos saudáveis. Foram feitas duas alterações em relação à colocação dos sensores no teste piloto. Neste protocolo os dados de coleta inerciais do tronco foram alterados para o nível T9 e passou-se a coletar dados inerciais do pé esquerdo, relacionados ao uso do ALLOR.

4.2.4 Avaliação biomecânica da marcha com o exoesqueleto ALLOR em sujeitos com AVC crônico

Participantes

Foram selecionados 3 pacientes do setor de Neurologia do Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES) que possuíam déficits de mobilidade devido ao AVC, com paresia em hemicorpo esquerdo. Os pacientes selecionados tinham idade média de $55 \pm 2,64$ anos e histórico de lesão de 9 meses a 1 ano e 9 meses (AVC crônico).

Foram excluídos pacientes com algum tipo de cardiopatia ou doença respiratória que interferisse no protocolo; com doença neurológica adicional ou ortopédica que dificultasse ambulação; com acentuada alteração do equilíbrio, de acordo com a Escala de Equilíbrio de Berg (MAEDA; KATO; SHIMADA, 2009) (ANEXO 1); e que apresentassem alterações cognitivas detectáveis por meio do Mini-Exame do Estado Mental – MEEM (ANEXO 2), pontuado de acordo com a escolaridade.

Procedimentos

O posicionamento dos sensores sEMG e inerciais foi replicado exatamente como o utilizado nos testes realizados com os voluntários saudáveis. Esses testes foram realizados em ambiente próprio, com segurança e privacidade para o voluntário. Na sequência são descritos cada fase e procedimentos realizados:

(1) Teste Manual de Força: foi testada a força muscular da extensão de tronco, e flexão e extensão de joelhos dos pacientes. O teste envolveu a realização dos movimentos contra resistência manual (KONRAD, 2006) imposta pelo fisioterapeuta, o qual deu estímulo verbal para execução de força máxima mantida por 5 segundos, com três repetições cada teste. Os picos de ativação muscular foram avaliados por meio de sEMG e utilizados na normalização dos dados coletados nos testes de marcha. Para o teste de extensão de tronco e flexão de joelho, os voluntários se posicionaram em decúbito ventral com eletrodos de EMG fixados nas regiões do ES nos níveis de T7, T12 e L4 e na região do ventre muscular do ST, ambos bilateralmente; para examinar a força muscular de extensão de joelhos, os sujeitos

se posicionaram sentados, com braços cruzados em frente ao corpo, e eletrodos localizados no ventre do músculo RF (KONRAD, 2006).

(2) Marcha livre sobre o solo: foi realizada uma marcha livre em uma distância de 10 metros, com sinalização visual no início e no fim do trajeto. Durante o teste, o voluntário foi estimulado a manter uma caminhada em velocidade normal e utilizou andador de quatro apoios com rodas, promovendo maior estabilidade e segurança ao deambular.

(3) Marcha com exoesqueleto: Os pacientes caminharam com auxílio do exoesqueleto ALLOR em uma distância de 10 metros, em duas repetições, sendo a primeira apenas para adaptação ao robô, sem a coleta dos dados. Foi empregado o controle de admitância com a modulação da impedância para auxílio da marcha, o mesmo usado nos testes realizados com sujeitos saudáveis. Como na marcha livre sobre o solo, os voluntários utilizaram um andador como dispositivo auxiliar.

Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0)

Para avaliar o exoesqueleto quanto à satisfação com o uso da Tecnologia Assistiva, foi utilizado o instrumento QUEST 2.0 (CARVALHO; GOIS JÚNIOR; SÁ, 2014) (ANEXO 3). O QUEST 2.0 (Avaliação da Satisfação do Usuário com a Tecnologia Assistiva de Quebec) proporciona uma análise quantitativa, validada no Brasil e confiável, que possibilita melhora na eficiência das TA através de uma participação direta do grupo-alvo na avaliação e do seu uso contínuo. O questionário abrange 8 questões relacionadas ao grau de satisfação com a TA e 4 questões relacionadas ao grau de satisfação com os serviços prestados, pontuando de 1 a 5, sendo 1 correspondente a insatisfeito e 5 correspondente a totalmente satisfeito. Ao final é feita uma média da soma da pontuação total pelo número de questões respondidas. Além disso, o questionário lista esses 12 itens de satisfação, solicitando ao usuário que escolha os três itens considerados mais importantes. Foram eliminadas as perguntas relacionadas a serviço, visto que trata-se de um protótipo não comercial em fase experimental.

4.3 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Teste Piloto

O processamento e análise dos dados foram realizados no MATLAB. Os sinais de sEMG foram filtrados para eliminar os artefatos da rede elétrica utilizando filtros Notch com frequência de rejeição de 60 Hz. Além disso, foi realizada uma filtragem passa-bandas com frequências de corte inferior e superior em 20 Hz e 100 Hz, respectivamente, tal como feito em (DE LUCA ET AL., 2010). Depois da etapa de filtragem, os sinais foram retificados e suavizados utilizando um filtro passa-baixas (filtro de média móvel de ordem 3) para estimar a ativação muscular. Adicionalmente, os sinais resultantes foram normalizados tanto em amplitude (usando o valor máximo de ativação de cada sinal) como no tempo (porcentagem do ciclo da marcha).

Os parâmetros cinemáticos das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram estimados usando o procedimento sensor-ao-corpo e o método de cálculo dos ângulos articulares (plano sagital) proposto previamente em (VARGAS et al., 2016). A cinemática do tronco foi avaliada calculando os ângulos no plano sagital, frontal e transversal usando o sensor localizado no tronco em relação ao sensor na pelve. A velocidade angular do sensor inercial localizado no pé direito foi processada para determinar dois eventos da marcha: contato inicial e apoio final, de acordo com (SABATINI et al., 2005). Com isso, foi possível extrair os ciclos de marcha definidos por dois contatos iniciais consecutivos do pé direito e calcular a cadência do voluntário. A sincronização dos sinais articulares em relação ao tempo também foram normalizados em porcentagem do ciclo de marcha. Adicionalmente, foram selecionados parâmetros cinemáticos discretos (Tabela 1), descritos como pontos de interesse nas curvas dos ângulos das articulações previamente mencionadas por (BENEDETTI et al., 1998). Estas variáveis permitem a realização de avaliação paramétrica, a qual se apresenta como um método prático e confiável para análise de dados da marcha. Além disso, a ferramenta é útil para avaliação da confiabilidade dos dados (BENEDETTI et al., 1998).

Avaliação biomecânica da marcha com ALLOR

Foram adicionadas mudanças no processamento e análise dos dados dos testes relacionados à análise comparativa entre marcha livre e utilizando o exoesqueleto tanto em sujeitos saudáveis quanto em sujeitos com deficiência motora, com a finalidade de aperfeiçoar o protocolo metodológico usado. Tais alterações são descritas a seguir.

Para processamento e análise eletromiográfica, foi realizada uma filtragem passa-bandas de corte inferior em 6 Hz e superior em 25 Hz, com filtro Butterworth de 2ª ordem. Depois da etapa de filtragem, os sinais foram retificados e suavizados utilizando um filtro *Root Mean Square* (RMS) com janela de tempo de 50 a 100 ms para estimar a ativação muscular. A normalização da amplitude foi calculada pela divisão da amplitude média pela MCV correspondente a cada músculo estudado, usando o valor de % MCV (KONRAD, 2006). A normalização no tempo (porcentagem do ciclo de marcha) foi feita com os eventos de contato iniciais calculadas com os sensores inerciais, já que ambos os dispositivos estavam sincronizados. A análise estatística foi realizada usando o teste não paramétrico Wilcoxon, considerando um nível de significância de $p < 0,05$, e realizando-se a comparação da amplitude média dos picos de ativação muscular durante a marcha livre e com exoesqueleto.

Os parâmetros cinemáticos das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram estimados usando o procedimento sensor-ao-corpo e o método de cálculo dos ângulos articulares (plano sagital), assim como no teste piloto, mas acrescentando-se os planos coronal e transversal para avaliação de tronco. Os sinais temporais das articulações também foram normalizados em porcentagem do ciclo de marcha. A análise dos padrões de cada articulação foi realizada no MATLAB. Foi utilizado o Coeficiente de correlação de Pearson (r) para analisar a semelhança entre os padrões angulares com exoesqueleto e de marcha livre, considerando-se aceitáveis os dados de correlação moderada a muito forte ($r > 0,5$). Também foi utilizado o Coeficiente de Correlação de Concordância (pc), fornecendo informação de reprodutibilidade de variação angular entre os testes realizados, sendo considerado moderada a alta a partir de $pc > 0,80$. Os valores de Acurácia (Cb) foram considerados aceitáveis se $Cb > 70\%$.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados das três metodologias propostas: (1) Um teste piloto em que se analisa a biomecânica de um voluntário através de dados obtidos com sensores inercias e de sEMG; (2) A análise do efeito biomecânico da implementação do exoesqueleto robótico ALLOR no auxílio à marcha em sujeitos saudáveis; (3) Uma aplicação do protocolo melhorado a partir do experimentos em pessoas saudáveis em uma população específica, com sequelas de AVC.

5.1 TESTE PILOTO

Tabela 2. Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos discretos dos movimentos do tronco, quadril, joelho e tornozelo do sujeito avaliado no teste piloto durante os ciclos da marcha.

Velocidade: 0,53 ± 0,2 m/s												
Cadência: 68,60 ± 1,5 passos/min												
TRONCO			QUADRIL			JOELHO			TORNOZELO			
Mov.	Média	± SD	Mov.	Média	± SD	Mov.	Média	± SD	Mo.	Média	± SD	
FT	4,12°	1,78°	FQA	16,93°	1,83°	FJA	5,58°	1,64°	PFA	-	18,78°	5,07°
ET	-3,26°	2,19°										
FLET	3,42°	1,07°	EQA	-4,45°	1,34°	EJA	2,55°	2,25°	DFA	2,71°	1,57°	
FLDT	-1,79°	0,82°										
RET	0,70°	1,74°	FQB	24,38°	2,42°	FJB	50,18°	2,21°	PFB	-	42,75°	7,26°
RDT	-1,52°	1,76°										

FT: Máxima flexão do tronco; ET: Máxima extensão do tronco; FLET: Máxima flexão lateral esquerda do tronco; FLDT: Máxima flexão lateral direita do tronco; RET: Máxima rotação à esquerda do tronco; RDT: Máxima rotação à direita do tronco; FQA: Máxima flexão do quadril na fase de apoio; EQA: Máxima extensão do quadril na fase de apoio; FQB: Máxima flexão do quadril na fase de balanço; FJA: Máxima flexão do joelho na fase de apoio; EJA: Máxima extensão do joelho na fase de apoio; FJB: Máxima flexão do joelho na fase de balanço; PFA: Máxima plantiflexão do tornozelo na fase de apoio; DFA: Máxima dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio; PFB: Máxima plantiflexão do tornozelo na fase de balanço.

A Fig. 14 apresenta a média e o desvio padrão dos deslocamentos angulares do tronco (nos planos sagital, frontal e transversal) e, como um caso representativo, os ângulos do membro inferior direito, sendo que o lado contralateral apresentou padrão e valores similares. O ângulo do joelho estimado usando os sensores inerciais apresentou uma alta reprodutibilidade ($p_c > 0,96$), acurácia ($C_b > 0,97$) e precisão ($r > 0,97$). Estes resultados mostram uma excelente concordância entre as

medidas obtidas pelos sensores inerciais e o eletrogoniômetro. Além disso, apresentam-se os sinais de sEMG representando a atividade muscular bilateral do ES (nos níveis T7, T12 e L4), RF e ST. A Tabela 1 mostra os parâmetros cinemáticos discretos em concordância com o trabalho apresentado por (BENEDETTI et al., 1998). A seguir apresentam-se mais detalhes dos resultados obtidos e a comparação com trabalhos na literatura.

5.1.1 Cinemática

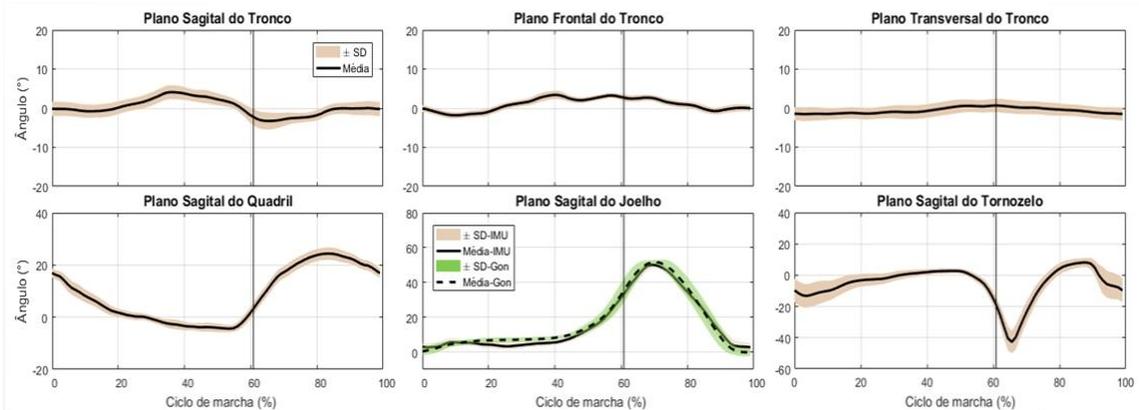


Figura 14: Cinemática das articulações em percentagem do ciclo de marcha (de contato inicial a contato inicial) do sujeito avaliado no teste piloto. A média (cor preta) e o desvio padrão (\pm SD, faixa sombreada de cor laranja) de cada sinal angular foram calculados usando trinta ciclos de marcha. A linha (cor preta) vertical corresponde ao instante da retirada do pé direito.

Para a análise cinemática, são apresentados os três planos de movimento.

Plano Sagital do Tronco: Pode-se observar (Fig. 14) que, no contato inicial do calcanhar, o tronco está próximo da posição neutra. De 0% a 10% do ciclo da marcha, período de apoio duplo, ocorre uma pequena extensão do tronco. Em seguida, o tronco começa a se inclinar anteriormente durante o período de apoio simples, atingindo o valor máximo de 4,12 graus de flexão de tronco durante a fase de apoio médio (40% do ciclo da marcha). Durante as fases inicial e média da oscilação (60% a 80% da marcha), o tronco se inclina posteriormente com extensão máxima de 3,26 graus. Portanto, observa-se uma amplitude total de aproximadamente 7,4 graus. Este valor e o padrão do sinal estão em concordância com o apresentado por (LEARDINI et al., 2013), onde a amplitude total do tronco no plano sagital foi de aproximadamente 8 graus.

Plano Frontal do Tronco: Durante a descarga de peso no membro inferior em apoio simples, a pelve declina no lado da oscilação, devido à adução, influenciando no movimento oblíquo do tronco (NEUMANN, 2011). É observável que o sujeito analisado neste trabalho realiza menor flexão lateral durante o apoio médio do quadril direito, atingindo o máximo de 1,79 graus de flexão à direita. Durante a oscilação direita, a crista ilíaca direita cai progressivamente como consequência da adução do quadril esquerdo sobre o fêmur, na fase de apoio, fazendo com que o tronco atinja a angulação máxima de 3,42 graus de flexão à esquerda. Observa-se uma amplitude total de aproximadamente 5 graus. O padrão do ângulo do tronco no plano frontal está em concordância com o apresentado em (LEARDINI et al., 2013), embora a amplitude total obtida neste trabalho tenha sido menor, possivelmente devido à baixa velocidade adotada e ao apoio na esteira.

Plano Transversal do Tronco: Observa-se rotação do tronco progressivamente durante as fases de apoio médio e final (40% a 60% do ciclo da marcha), chegando a alcançar a angulação máxima de rotação de 0,70 graus à esquerda e 1,51 graus à direita, retornando à posição neutra durante a fase de oscilação. Segundo Neumann (2011), durante todo o ciclo da marcha, a pelve gira 3 a 4 graus em cada direção, ocorrendo maior rotação com o aumento da velocidade, a fim de aumentar o comprimento do passo. Como foi utilizada neste trabalho uma velocidade abaixo da média para pessoas saudáveis, o movimento transversal do tronco pode ter sido reduzido a fim de se manter a cadência exigida.

Plano Sagital do Joelho: Durante os 15% iniciais do ciclo da marcha, o joelho é fletido 15 a 10 graus. Após a flexão, estende-se até quase atingir a amplitude total, próximo do apoio médio do pé (40% do ciclo da marcha). A flexão máxima do joelho, de aproximadamente 60 graus, é atingida aproximadamente no início da fase de oscilação média (73% da marcha) (NEUMANN, 2011). Neste trabalho foram encontrados os valores de 5,58 graus de média da máxima flexão do joelho na fase do apoio (FJA), média da máxima extensão do joelho na fase de apoio (EJA) de 2,55 graus, e 50,18 graus para a média da máxima flexão do joelho na fase de balanço (FJB).

Plano Sagital do Tornozelo: O contato do calcanhar ocorre em uma leve posição de flexão plantar. Os dados encontrados neste trabalho apontam para uma média da

angulação máxima de flexão plantar do tornozelo nesta fase (PFA) de 18,78 graus, dentro do intervalo encontrado por Benedetti e colegas (1998). Segundo Neumann (2011), após o apoio total do pé, ocorre até 10 graus de dorsiflexão no tornozelo ao fim da fase de apoio (40% do ciclo da marcha), e o tornozelo começa a realizar a flexão plantar, alcançando um máximo de 15 a 20 graus. Neste trabalho a máxima dorsiflexão na fase de apoio (DFA) foi de 2,71 graus, e a máxima flexão plantar na fase de balanço (PFB) foi de 42,75 graus.

5.1.2 Análise dos sinais sEMG

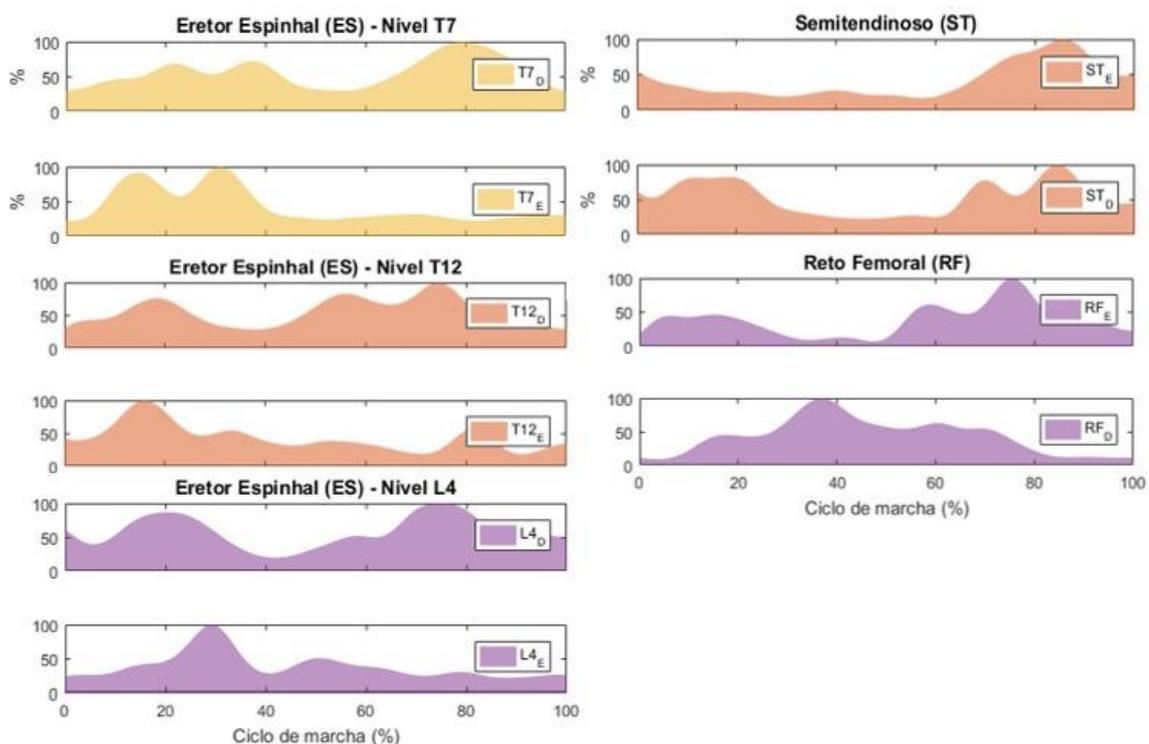


Figura 15: Atividade muscular das articulações em porcentagem do ciclo de marcha (de contato inicial a contato inicial) do sujeito avaliado no teste piloto. No tronco foi analisado o músculo Erector Spinae (ES) nos níveis das vértebras T7, T12 e L4, e no nos membros inferiores, os músculos Rectus Femoris e Semitendinosus.

Erector Spinae: O ES no nível da região lombar média (L4), segundo Neumann (2006), mostram dois períodos de atividade. O primeiro período é um pouco antes do contato do calcanhar com o solo até cerca de 20% do ciclo da marcha. O segundo período é a partir de 45% a 70% do ciclo da marcha, que corresponde à saída do calcanhar do solo. Foi observada a ativação constante dos músculos lombares (Fig. 15), com maior pico de ativação, de acordo com o autor supracitado, na região lombar direita, porém, simultaneamente na fase de apoio simples (30% do ciclo da marcha) também há picos de ativação da região lombar esquerda.

O músculo ES na região torácica se contrai na fase de apoio no lado contralateral, para auxiliar a perna na prevenção à queda do tronco para frente, devido à flexão do quadril (CLARKSON, 2012). Porém, pôde-se observar contração constante em ambos os níveis bilateralmente e simultânea, com picos próximos às fases de apoio e de balanço.

A ativação constante dos músculos do tronco pode ser resultado da restrição dos movimentos dos membros superiores, os quais, ao se movimentarem, reduzem a rotação do tronco, e conseqüentemente, sincronizam a ativação muscular na região (CALLAGHAN et al., 1999).

Rectus Femoris: O músculo reto femoral participa dos movimentos de flexão do quadril e extensão do joelho durante a marcha, tornando-se mais evidente sua ativação até metade do ciclo, quando há maior atividade simultânea das duas articulações (NEUMANN, 2011). Pôde-se observar neste trabalho (Fig. 15) um pico de ativação no membro esquerdo durante a fase de balanço do membro contralateral, durante a flexão de joelho. No membro direito, o pico de ativação muscular ocorreu na fase de apoio final, em que ocorre desaceleração da extensão do quadril.

Semitendinosus: Antes do contato do calcanhar com o solo, o músculo ST desacelera a extensão do joelho e, durante os 10% iniciais da fase de apoio, este músculo auxilia na extensão do quadril e fornece estabilidade ao joelho através da co-ativação (NEUMANN, 2011). Neste trabalho foram encontrados dois momentos de ativação do músculo semitendinoso (Fig. 15), que estão de acordo com o autor supracitado.

5.2 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA COM O EXOESQUELETO ROBÓTICO EM SUJEITOS SAUDÁVEIS

Esta etapa da pesquisa teve como objetivo principal avaliar a interação biomecânica de sujeitos saudáveis com o exoesqueleto, identificando-se padrões de compensação geralmente adotados e analisando o quanto o dispositivo interfere na marcha destes indivíduos. O equilíbrio dinâmico durante a marcha envolve uma complexa integração sensoriomotora e é influenciado pela idade, patologias, superfícies instáveis e outros fatores (MARTINO, 2015). Para a manutenção do equilíbrio durante estas interferências, estratégias compensatórias são adotadas, podendo-se citar a redução da velocidade da marcha (DINGWELL et al., 2000), redução do comprimento de passo, aumento da base de apoio (MCANDREW et al., 2012), declive do centro de massa (MCANDREW et al. 2012), e aumento do tempo em duplo apoio (CHAMBERLIN et al., 2005). Tais estratégias auxiliam na realização das tarefas diárias e execução de exercícios em curto prazo, porém, podem ocasionar lesões musculoesqueléticas a longo prazo, apresentando sintomas como dores e redução da mobilidade articular (LEVIN; KLEIM; WOLF, 2009).

5.2.1 Cinemática

Nas Fig. 16 e 17 pode-se observar os valores referentes a Coeficiente de Correlação de Concordância (pc), Correlação (r) e Acurácia (Cb). Pode-se notar que foram encontrados resultados de pc altos apenas na comparação dos padrões angulares da marcha livre em relação à marcha com exoesqueleto em flexão de quadril esquerdo nos usuários U1 (pc = 0,90) e U3 (pc = 0,93), e de flexão de quadril direito no usuário U3 (pc = 0,93). Valores moderados de pc foram detectados nos sujeitos U1 (movimentos de flexão de quadril direito e joelho esquerdo), U2 (movimentos de flexão bilateral de quadril e flexão de joelho direito), U3 (flexão de quadril esquerdo e de joelho esquerdo) e U10 (flexão bilateral de quadril). Pôde-se notar que não houve correlação moderada a alta, em nenhum participante, nos padrões articulares de tronco. Apesar dos baixos valores encontrados no Coeficiente de Correlação de Concordância e de Acurácia, a análise de Correlação possui maior relevância neste trabalho, pois através dela pode-se observar a reprodução do padrão articular, mesmo com menor variação angular, resultado esperado devido à maior estabilidade postural com o uso do exoesqueleto.

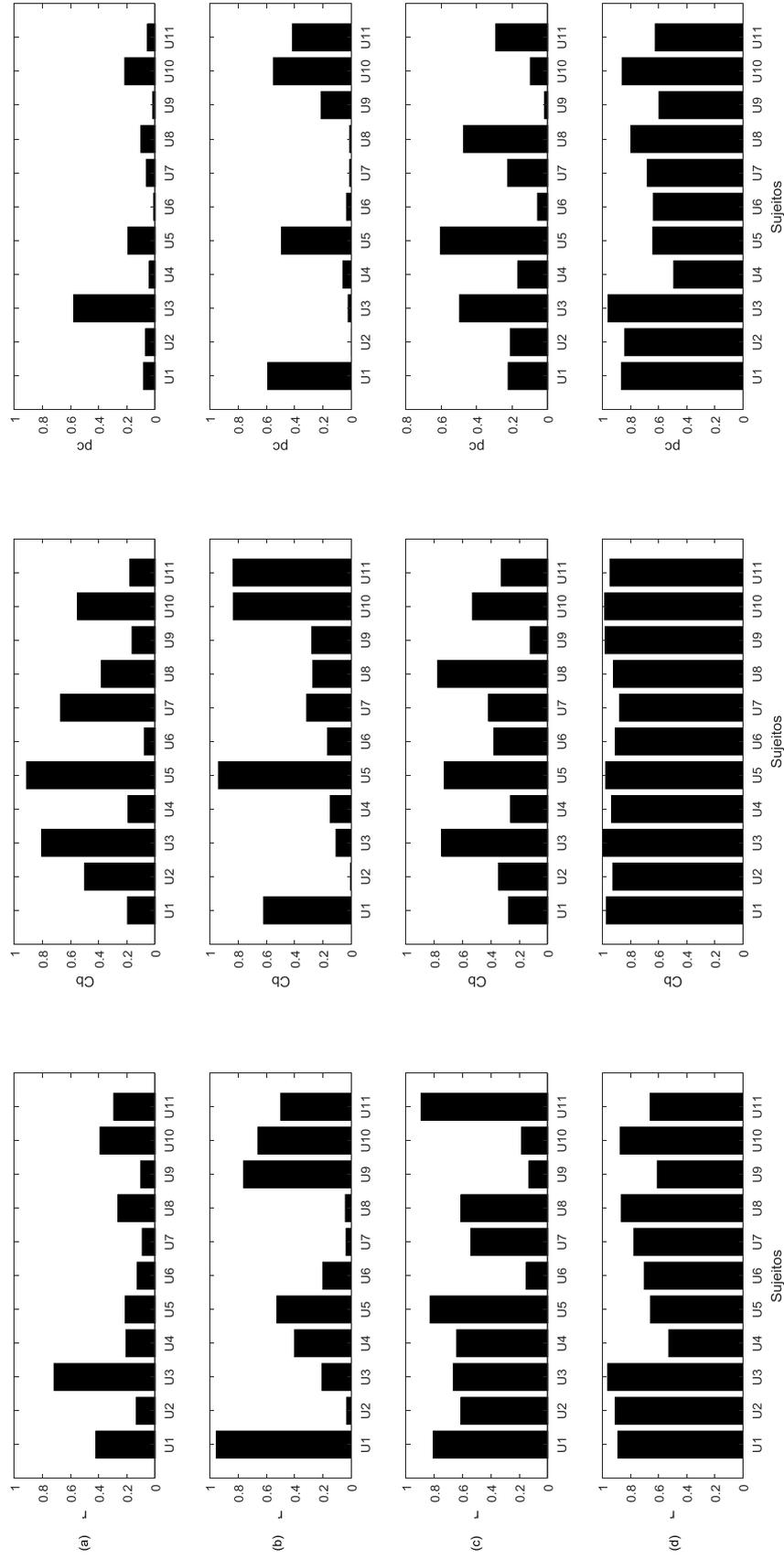


Figura 16: Resultados encontrados na análise de Coeficiente de Correlação de Pearson (r), Coeficiente de Concordância (pc) e Acurácia (Cb) comparando-se a marcha livre com a marcha com exoesqueleto ALLOR nos sujeitos descritos como U1 a U11. (a) Flexão de tronco; (b) Rotação de tronco; (c) Lateralização de tronco; (d) Flexão de quadril direito.

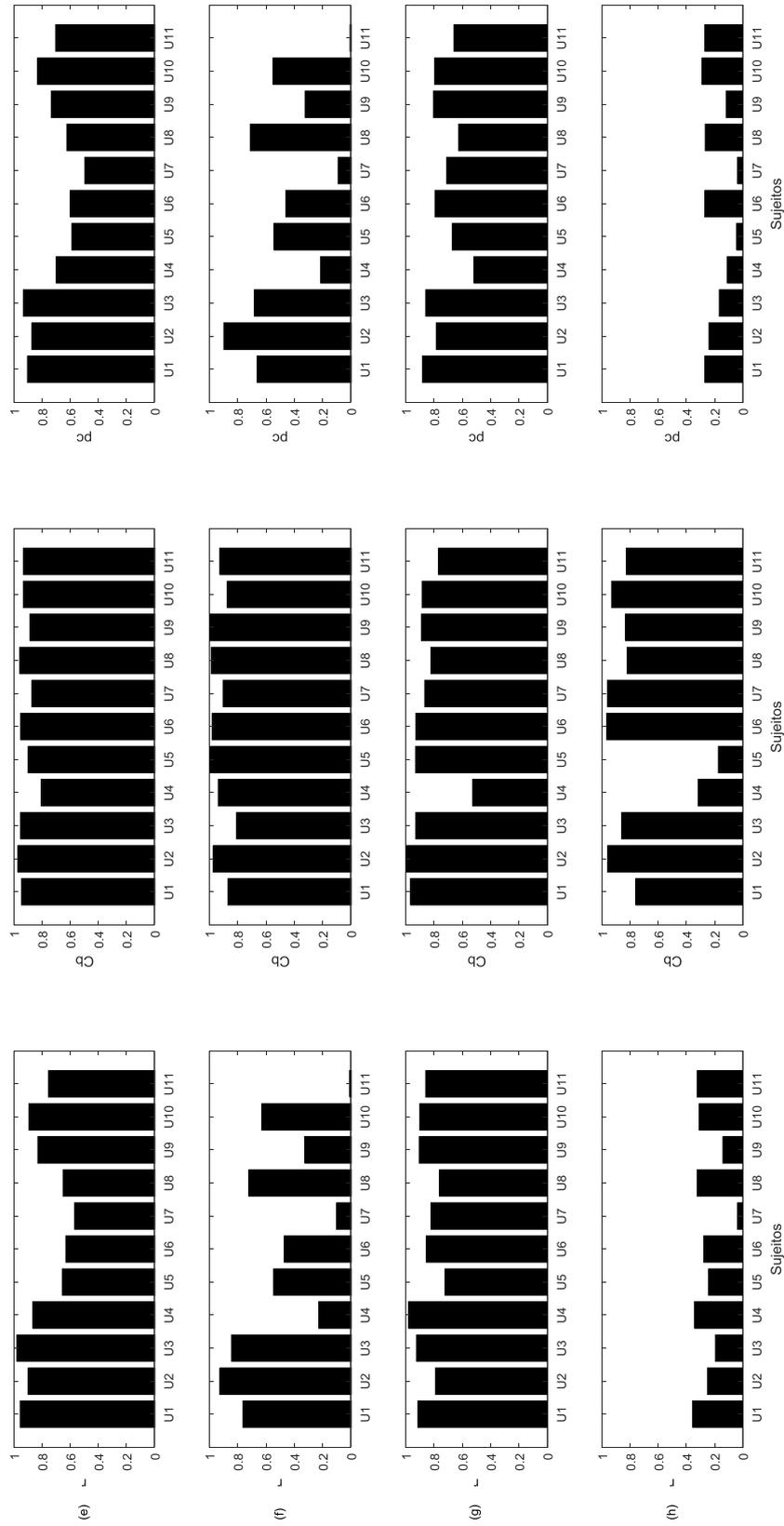


Figura 17: Resultados encontrados na análise de Coeficiente de Correlação de Pearson (r), Coeficiente de Correlação de Concordância (pc) e Acurácia (Cb) comparando-se a marcha livre com a marcha com exoesqueleto ALLOR nos sujeitos descritos como U1 a U11. (e) Flexão de quadril esquerdo; (f) Flexão de joelho direito; (g) Flexão de joelho esquerdo; (h) Planti/dorsiflexão de tornozelo.

A análise de acurácia na comparação com e sem o uso de exoesqueleto apresentou resultados satisfatórios nos ângulos de flexão bilateral de quadril e flexão de joelho direito em todos os usuários, porém, nos demais movimentos articulares não foi detectada uma acurácia superior a 70%, podendo-se justificar pela ausência de um período adaptativo ao exoesqueleto (GIGGINS; PERSSON; CAULFIELD, 2013), limitação a qual é eliminada nos testes seguintes realizados em pacientes pós-AVC. Os ângulos de flexão de joelho esquerdo produziram resultados abaixo de 70% apenas em um usuário (U4) e de planti/dorsiflexão de tornozelo, em apenas dois usuários (U5 e U4), evidenciando uma melhor adaptação do membro inferior ao exoesqueleto.

Na análise dos padrões os ângulos articulares referentes à lateralização de tronco, flexão de quadril bilateral, e flexão/extensão de joelho esquerdo apresentaram moderada a muito forte correlação ($r > 0,5$) na maior parte dos participantes, destacando-se os padrões articulares de flexão de quadril bilateral e de joelho esquerdo, os quais apresentaram correlação aceitável em todos os voluntários. Dos sujeitos avaliados, cinco apresentaram alterações importantes nos valores angulares de flexão de joelho direito, obtendo um padrão compensatório de antecipação no início da flexão de joelho durante a fase de apoio médio, ocasionando uma redução da fase de apoio sobre o membro inferior esquerdo, e redução da flexão de joelho durante o contato inicial, a qual tem finalidade de reduzir o impacto durante o apoio no solo, sendo justificada pela redução das forças de reação do solo ao se utilizar um dispositivo auxiliar da marcha (PETERS, ET AL., 2018; CLARK, ET AL., 2004).

Pôde-se notar, também, que em todos os sujeitos o valor de r para planti/dorsiflexão do tornozelo esquerdo foi abaixo do limite considerado aceitável, notando-se a antecipação da dorsiflexão na fase de apoio em todos os sujeitos, e reduzindo a fase de apoio sobre o membro inferior esquerdo, padrão adotado como estratégia compensatória (CHAMBERLIN, et al. 2005).

Em quatro dos onze sujeitos avaliados, foi notada uma padronização do movimento do tornozelo no contato inicial, que geralmente ocorre com o pé em leve plantiflexão, passando a ocorrer em posição neutra ou em pequena dorsiflexão, observável na Fig. 18. Em um estudo prévio (MUN, 2017), realizado com a utilização de equipamento robótico de resistência durante a caminhada, foi evidenciado um

padrão do tornozelo semelhante aos resultados aqui encontrados, sendo tal movimento intensificado com o aumento da resistência imposta pelo equipamento, podendo-se supor que houve uma resistência do exoesqueleto robótico aos sujeitos durante a marcha no presente estudo.

Dentre as alterações nos movimentos do tronco, pode-se destacar que dez sujeitos

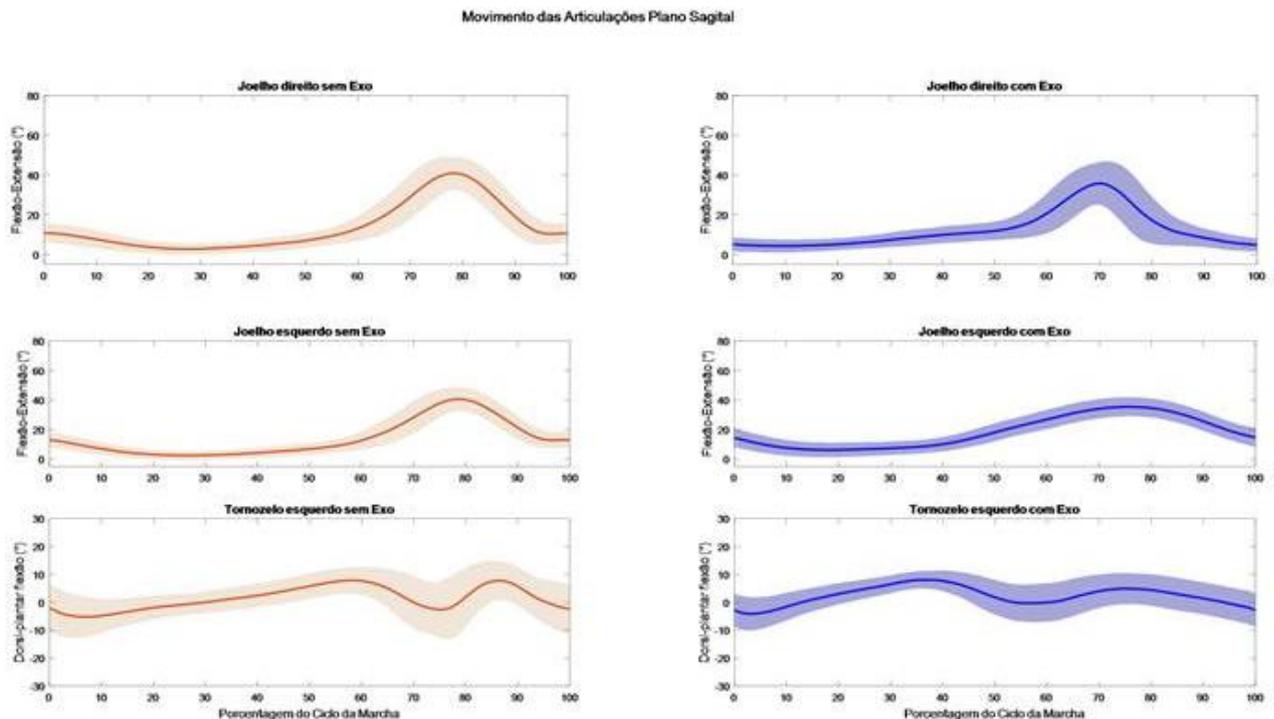


Figura 18: Média e desvio padrão das análises cinemáticas comparativas dos padrões angulares dos joelhos e do tornozelo esquerdo, obtidos como resultado dos testes realizados nos sujeitos saudáveis.

apresentaram redução da variação angular na flexão deste segmento, e três também apresentaram valores de rotação de tronco reduzida. A redução dos movimentos de tronco também foi encontrada em estudos prévios (MARTINO, 2015), sendo justificada pela estabilidade postural fornecida pelo uso do exoesqueleto. Além desta variação, três destes sujeitos apresentaram padrão flexor durante toda a caminhada, e dois mantiveram padrão de rotação à esquerda. Tais achados podem ser explicados devido ao mecanismo de compensação, previamente esclarecido. Apenas três sujeitos obtiveram alterações angulares significativas nos movimentos de lateralização, todos com redução da variação angular durante a caminhada com dispositivo.

5.2.2 Análise dos sinais sEMG

Os usuários adotaram uma grande variação de parâmetros como estratégias para execução da marcha, sendo encontrada diferença significativa na comparação dos picos de ativação sEMG em todos usuários, exceto os sujeitos U8 (Fig. 19 e 20) e U11. Isto difere do estudo de (LEE, 2017), em que foi detectada diferença significativa nos músculos RF e medial gastrocnemius, apresentando um padrão estabelecido na marcha com dispositivo robótico atuante no quadril nos 30 sujeitos idosos avaliados. Para afirmações mais conclusivas, são necessários mais testes e com um número maior de voluntários.

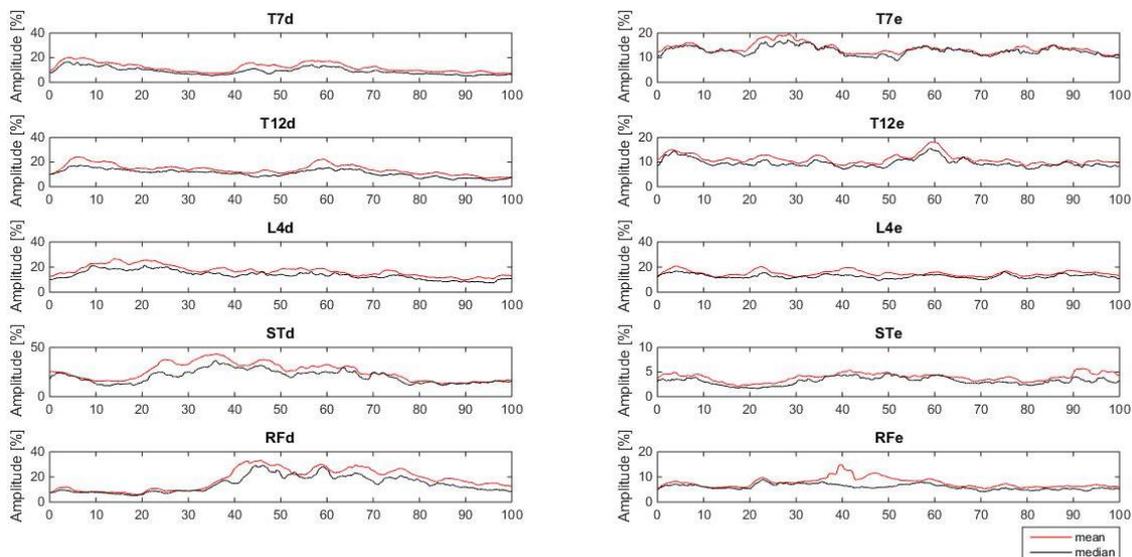


Figura 19: Análise eletromiográfica do sujeito U8 na marcha sem exoesqueleto, dos músculos ES (nos níveis T7, T12 e L4), RF e ST bilateralmente.

Este estudo apresentou algumas limitações que precisam ser destacadas para o melhoramento de metodologias futuras: O uso do equipamento de coleta de sinais sEMG não foi previamente testado acompanhado de o motor do exoesqueleto, identificando-se o nível de interferência nos dados coletados; Tampouco houve controle de velocidade, a qual influencia no recrutamento muscular e tem efeito consequente na coleta de dados sEMG. Adicionalmente, nos testes com pessoas saudáveis, os voluntários não tiveram um período de adaptação ao dispositivo auxiliar da marcha, gerando uma grande variação nos dados adquiridos, devido à individualidade de cada sujeito nesta fase adaptativa.

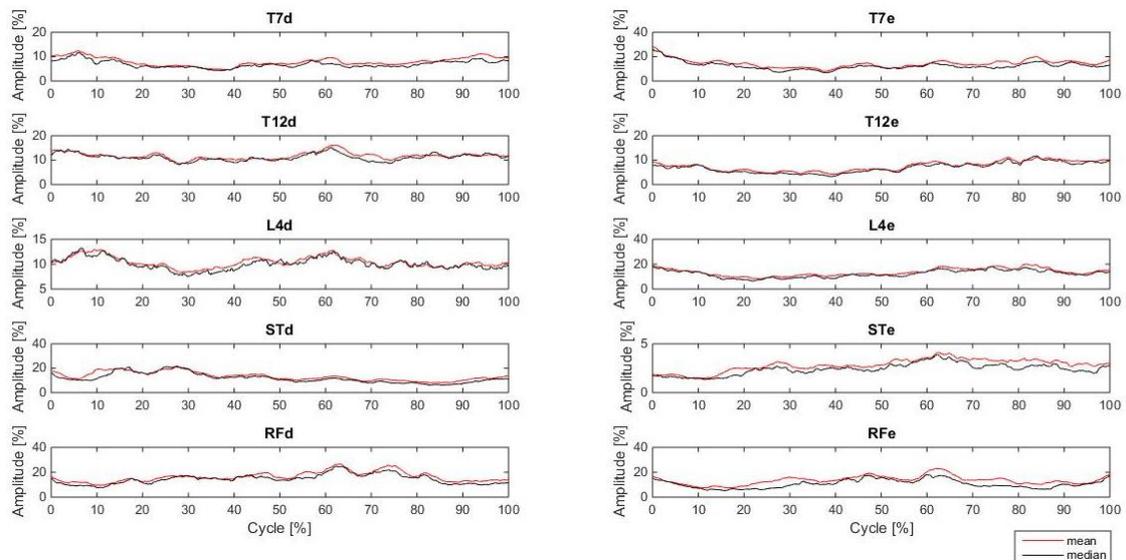


Figura 20: Análise eletromiográfica do sujeito U8 na marcha com exoesqueleto, dos músculos ES (nos níveis das vértebras T7, T12 e L4), Rectus femoris e Semiteninosus bilateralmente.

5.3 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA COM O EXOESQUELETO ALLOR EM SUJEITOS COM AVC CRÔNICO

Foram encontrados dados mais satisfatórios em relação aos testes realizados em pessoas saudáveis, na análise comparativa entre as duas modalidades de caminhada com sujeitos com hemiparesia. Pode-se justificar esta melhora nos dados devido à redução na repetição dos testes, passando de três repetições em cada modalidade para uma caminhada livre e duas caminhadas com exoesqueleto, reduzindo o risco de fadiga. A ausência da coleta de dados na primeira repetição com exoesqueleto também permitiu ao paciente se adaptar ao exoesqueleto sem interferir nos dados considerados para análise. Dos três pacientes avaliados, um foi excluído devido à incompatibilidade da taxa amostral entre sensores inerciais e sensores sEMG.

5.3.1 Cinemática

Na Fig. 21 pode-se observar os valores referentes a pc , r e C_b dos sujeitos com AVC crônico, podendo-se notar que os resultados referentes ao pc apresentaram menores valores estatísticos. No usuário P1 foi detectada alta correlação no padrão angular de flexão de joelho direito ($pc = 0,93$) e moderada correlação em flexão de quadril direito ($pc = 0,87$), e no usuário P2 foi detectada moderada correlação no padrão angular ($p > 0,80$) de flexão de quadril, bilateralmente.

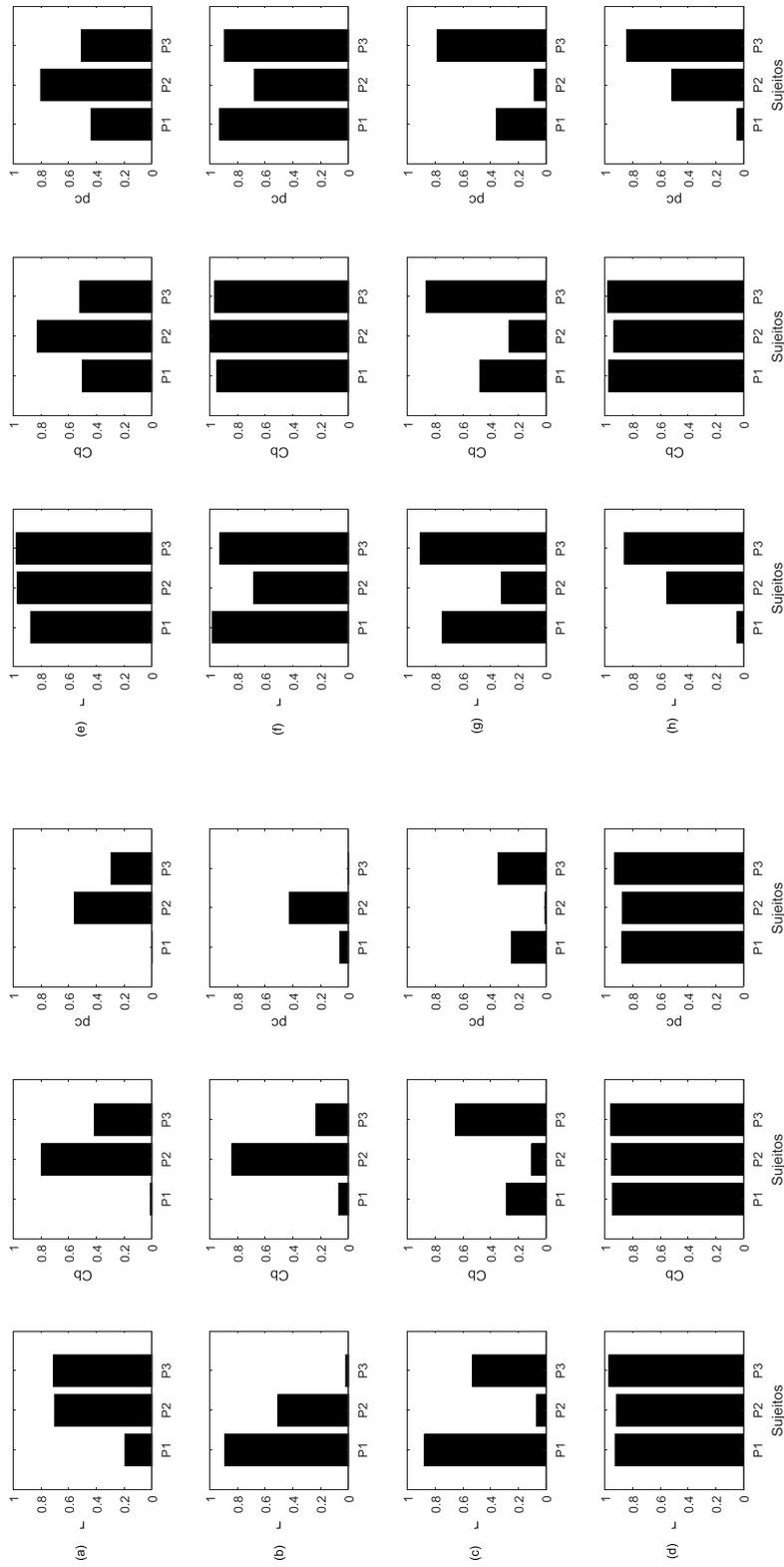


Figura 21: Resultados encontrados na análise de Coeficiente de Correlação de Pearson (r). Coeficiente de Correlação de Concordância (pc) e Acurácia (Cb) comparando-se a marcha livre com a marcha com exoesqueleto ALLOR nos sujeitos descritos como P1 a P3.

A análise de r apresentou resultados satisfatórios na maioria dos movimentos articulares de ambos os sujeitos, sendo considerados inaceitáveis os valores de flexão de tronco e planti/dorsiflexão de tornozelo esquerdo do sujeito P1 e os valores dos ângulos de lateralização de tronco e flexão/extensão do joelho esquerdo do sujeito P2. Foi observada na marcha com exoesqueleto do sujeito P1 a redução do padrão flexor de tronco adotado na marcha livre, evidenciando uma melhora no equilíbrio postural deste sujeito. Além disso, sujeito P2 obteve uma alteração positiva na flexão do joelho esquerdo, o qual apresentou aumento no padrão angular, e redução da lateralização à esquerda, encontrada na marcha livre e neutralizada na marcha com o exoesqueleto, indicando melhora na mobilidade articular do membro inferior esquerdo acometido pela seqüela do AVC e estabilizando o centro de massa deste sujeito. Porém, o sujeito P1 apresentou um padrão compensatório de tornozelo, também notado previamente na análise com sujeitos saudáveis, em que há a antecipação da dorsiflexão em balanço e redução da fase de apoio do membro esquerdo.

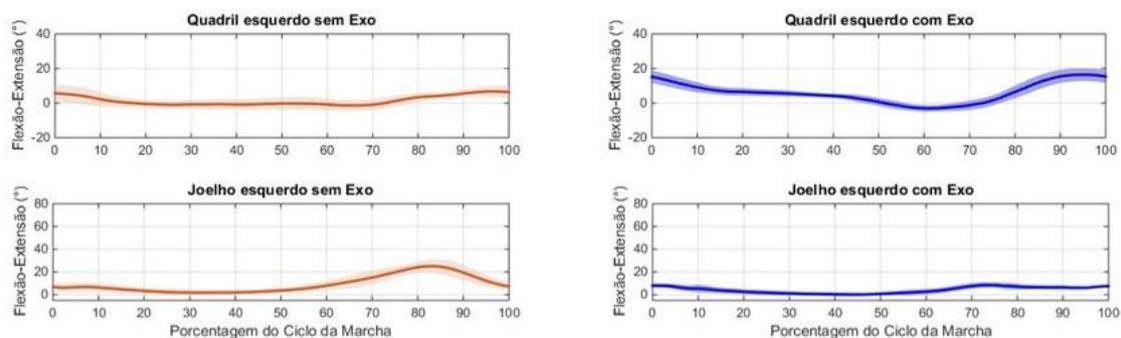


Figura 22: Alterações detectadas nos padrões angulares de movimentos de flexão de quadril e de joelho esquerdos do sujeito P1.

Os valores encontrados de acurácia foram mais desfavoráveis no voluntário P1, o qual teve apenas os ângulos de flexão de quadril, flexão de joelho direito e planti/dorsiflexão com acurácia > 70%, sendo identificados na análise dos padrões angulares evidenciados na Fig. 22. Também houve uma grande redução da flexão de joelho esquerdo durante a fase de balanço utilizando-se o exoesqueleto, provavelmente devido à fraqueza muscular de hemicorpo esquerdo no sujeito, a qual também é evidenciada na análise eletromiográfica (ver próxima subseção); e um aumento da flexão de quadril como movimento compensatório à redução da flexão

de joelho, evitando-se o contato do pé esquerdo com o solo na fase de balanço deste membro. Já o voluntário P2 apresentou acurácia < 70% apenas nos ângulos referentes aos movimentos de lateralização de tronco e flexão/extensão de joelho esquerdo (Fig. 23), sob a hipótese de aumento dos movimentos do tronco como estratégia compensatória para manutenção do equilíbrio dinâmico.

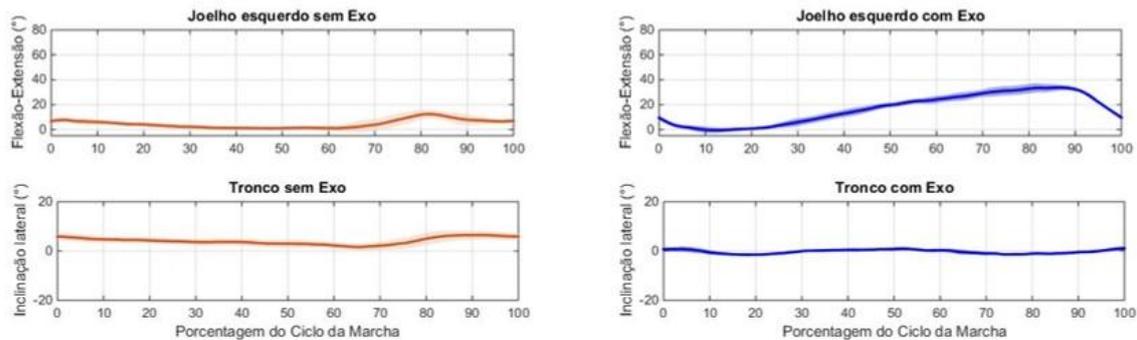


Figura 23: Alterações detectadas nos padrões angulares de movimentos de flexão de joelho esquerdo e lateralização de tronco do sujeito P2.

5.3.2 Análise dos sinais sEMG

O sujeito P1 apresentou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) na análise comparativa entre as duas modalidades de caminhada, condizente com a presença de grande variação angular previamente discutida (Figs. 24 e 25). Não houve padrão na variação do pico de ativação muscular neste sujeito nos níveis mais altos do tronco (T7 e T12), porém pôde-se notar um aumento da ativação muscular do ES no nível L4 bilateralmente. Em relação aos membros inferiores, foi observado um aumento do nível de ativação muscular de STs e de RF direito, porém sem variação no pico de ativação muscular de RF esquerdo, o qual apresentou um valor muito baixo de contração muscular (provavelmente como sequela da hemiparesia à esquerda) (BURKE, 1988), e antecipação do pico de ativação muscular com exoesqueleto, condizente com a análise cinemática que evidencia um menor tempo de apoio sobre o membro inferior esquerdo. O aumento da ativação muscular de membros inferiores, também encontrado em (HIDLER, 2005) foi justificado por este autor pela limitação dos movimentos de abdução e rotação do quadril, fazendo com que o sujeito exercesse maior atividade muscular em RF e *gastrocnemius*, evitando o contato do pé no solo durante a fase de balanço deste membro.

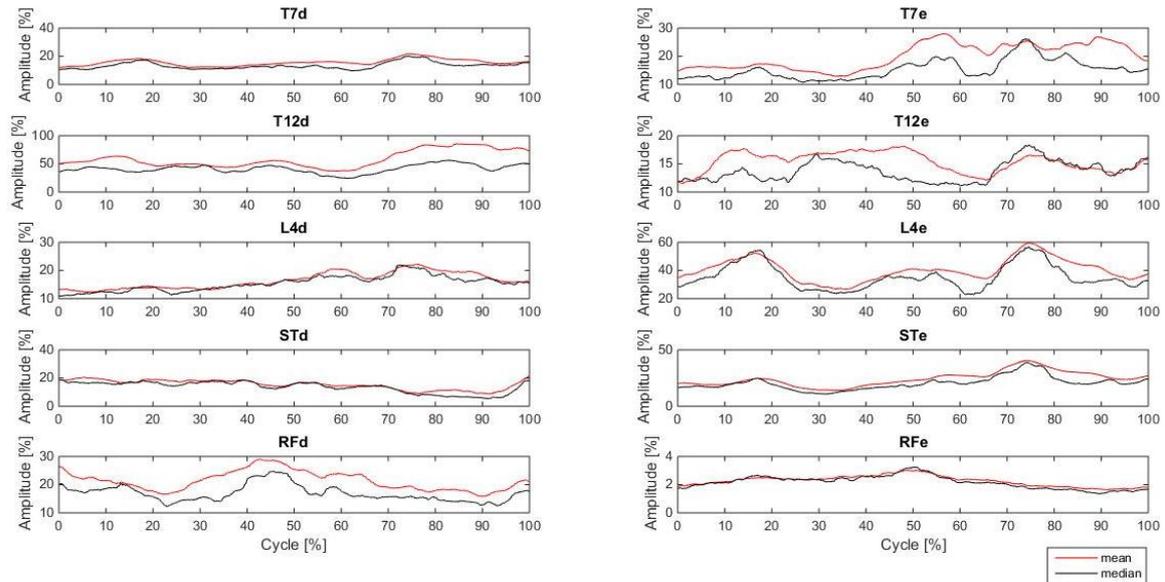


Figura 24: Análise dos sinais sEMG do sujeito P1 sem o uso do exoesqueleto ALLOR.

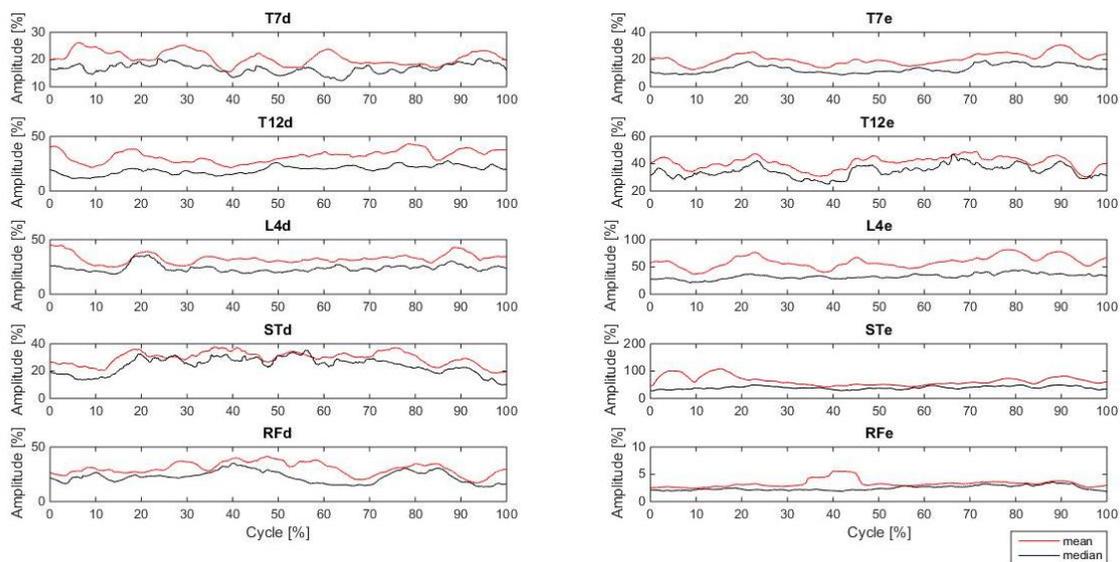


Figura 25: Análise dos sinais sEMG do sujeito P1 com o uso de exoesqueleto ALLOR.

Já em relação ao voluntário P2 (Figs. 26 e 27), o presente estudo não detectou diferença significativa ($p < 0,05$) na análise comparativa entre a marcha livre e com exoesqueleto, evidenciando melhor adaptação ao dispositivo robótico auxiliar. Assim como demonstrado pela análise cinemática de tronco, este sujeito obteve uma redução na contração muscular e consequente movimento de tronco, variação provável decorrente do aumento da estabilidade corporal com o uso do equipamento (MARTINO, 2015).

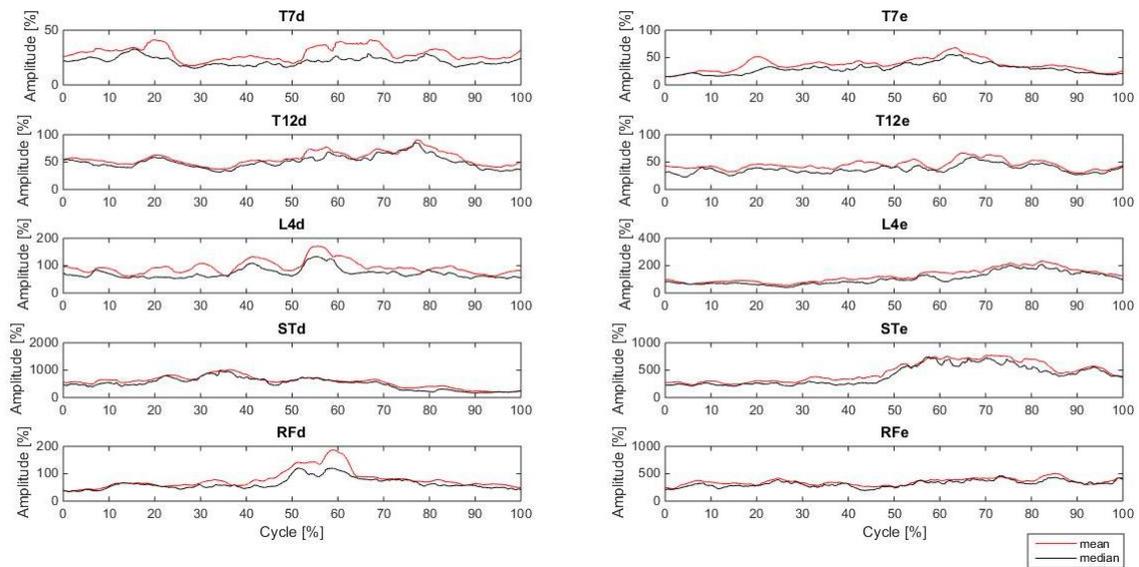


Figura 26: Análise dos sinais sEMG do sujeito P2 sem o uso do exoesqueleto ALLOR.

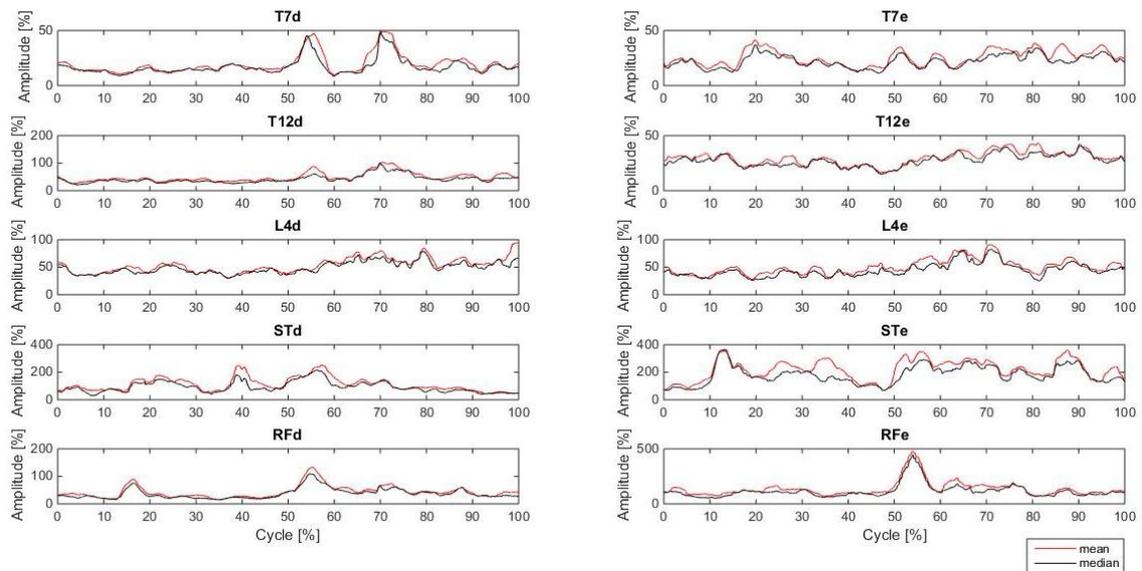


Figura 27: Análise dos sinais sEMG do sujeito P2 com o uso do exoesqueleto ALLOR.

O baixo número amostral é uma limitação a se destacar, não podendo-se concluir um padrão de resposta muscular ou cinemática de pacientes com este tipo de limitação ao uso do equipamento disponibilizado. Porém os resultados prévios obtidos são importantes para o melhoramento do equipamento e para a criação de protocolos experimentais específicos para o AVC e outras disfunções neurológicas.

5.3.3 QUEST 2.0

A análise de satisfação do usuário, realizada nos voluntários com deficiência motora consequente de AVC, apresentou os seguintes resultados (média \pm desvio padrão) em uma pontuação de 0 a 5: dimensão 3,50(\pm 0,50), peso 3,50(\pm 0,50), ajustes 5,00(0,00), segurança 5,00(0,00), durabilidade 5,00(0,00), facilidade 5,00(0,00), conforto 4,50(\pm 0,50), eficácia 3,50(\pm 0,50).

Foram identificados, com menor pontuação, os quesitos relacionados à dimensão, peso e eficácia, enquanto os itens de avaliação de ajustes, segurança, durabilidade, facilidade e conforto apresentaram valores superiores a 4,50 na pontuação média. Por se tratar de um protótipo, esperava-se obter valor baixo na análise de conforto, o qual, positivamente, apresentou uma boa pontuação. O conforto está diretamente relacionado à interação do usuário com o exoesqueleto, evidenciando uma boa adaptação ao controlador imposto como auxiliar da marcha.

Para melhorias em relação à dimensão e peso, são necessários ajustes estruturais, como a utilização de outros materiais na composição do exoesqueleto.

Já em relação à eficácia, há a necessidade de avaliações do exoesqueleto a longo prazo e com um maior número de sujeitos para resultados mais conclusivos. Há a proposta da implementação de controladores para outras atividades funcionais, como sentar e levantar, utilizando-se o ALLOR, havendo a necessidade de testes em pessoas saudáveis e com disfunções motoras.

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este capítulo resume a conclusão principal e contribuições deste trabalho e também descreve os trabalhos futuros que podem dar continuidade ao estudo aqui apresentadas, o qual está relacionado ao desenvolvimento do exoesqueleto ALLOR para assistência e atividades de reabilitação.

6.1 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

A principal motivação deste trabalho foi proporcionar o desenvolvimento de TAs que permitam maior mobilidade e independência a pessoas com deficiência motora. O objetivo principal foi avaliar a interação biomecânica dos sujeitos com o exoesqueleto desenvolvido pela UFES. Para concluir este objetivo, o estudo foi dividido em três etapas, as quais são apresentadas no Capítulo 3, de metodologia.

Para o desenvolvimento de um protocolo de testes para avaliar os parâmetros da marcha através do uso de sensores inerciais e mioelétricos de superfície, foi realizado o teste piloto, em que foram testados os instrumentos de análise biomecânica e analisadas as limitações do protocolo proposto.

A avaliação, com uso dos sensores vestíveis, do efeito do uso do exoesqueleto robótico nos parâmetros da marcha humana em pessoas saudáveis e com disfunção neuromotora decorrente do AVC, foi realizada, notando-se, ainda, algumas limitações no uso dos sensores sEMG. Foi detectada uma grande variação angular e de ativação muscular, em sujeitos saudáveis, ao ser inserido o uso do exoesqueleto ALLOR no auxílio à marcha. Porém, os resultados referentes à análise da interação de pessoas com hemiparesia à esquerda decorrente de AVC foram satisfatórios, evidenciando uma boa efetividade do exoesqueleto no auxílio à marcha de pessoas com deficiência neuromotora. Há a necessidade da implementação do protocolo experimental em um maior número de sujeitos com AVC ou outras complicações neuromotoras.

Os resultados decorrentes da avaliação de usabilidade do exoesqueleto em pacientes com disfunção neuromotora decorrente do AVC, através da aplicação do questionário de usabilidade, sugerem ampla satisfação com conforto, segurança e ajustes. Porém há a necessidade de melhoramentos no quesito eficácia, a qual deve

ser melhor investigada em trabalhos futuros com um maior número de sujeitos e utilização do exoesqueleto a longo prazo. Para melhor avaliação nos tópicos dimensão e peso, são necessários ajustes estruturais, como a utilização de outros materiais na composição do equipamento.

A partir da experiência obtida e dos resultados deste trabalho, pode-se sugerir a implementação do exoesqueleto ALLOR em protocolos mais robustos de avaliação da eficácia do dispositivo no auxílio à marcha e também no processo de reabilitação motora, em que há o acompanhamento do efeito do uso deste equipamento a longo prazo em AVC e outras complicações motoras.

REFERÊNCIAS

ADA, L.; DEAN, C. M.; LINDLEY, R. Randomized trial of treadmill training to improve walking in community-dwelling people after stroke: the AMBULATE trial. **Int J Stroke**, v. 8, n. 6, p. 436-44, Aug 2013. ISSN 1747-4930. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1747-4949.2012.00934.x> >.

ALBARBAR, A. et al. Suitability of MEMS Accelerometers for Condition Monitoring: An experimental study. **Sensors**, v. 8, n. 2, p. 784-799, 2008-02-06 2008. Disponível em: < <http://www.mdpi.com/1424-8220/8/2/784> >.

ALFONSO, M. R.; FRIZERA, A.; COCO, K. F. Magnetic, Angular Rate and Gravity Sensor System Fusion for Orientation Estimation. **Stud Health Technol Inform**, v. 217, p. 261-6, 2015. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

AMADIO, A. C. et al. Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição (PDF Download Available). **Rev Bras Fis**, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999. Disponível em: < https://www.researchgate.net/publication/228553692_Introducao_a_biomecanica_para_analise_do_movimento_humano_descricao_e_aplicacao_dos_metodos_de_medicao >.

AMIRALIAN, M. L. et al. The concept of disability. **Rev. Saúde Pública**, v. 34, n. 1, p. 97-103, 02/2000 2000. Disponível em: < <http://www.scielo.br/pdf/rsp/v34n1/1388.pdf> >.

ANAM, K.; AL-JUMAILY, A. A. Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art. **Procedia Engineering**, v. 41, p. 988-994, 2012/01/01/ 2012. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705812026732> >.

ANDERS, C. et al. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 17, n. 2, p. 245-52, Apr 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.01.002> >.

APPEL, L. J. et al. Dietary approaches to prevent and treat hypertension: a scientific statement from the American Heart Association. **Hypertension**, v. 47, n. 2, p. 296-308, Feb 2006. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/01.hyp.0000202568.01167.b6> >.

ARIESEN, M. J. et al. Risk factors for intracerebral hemorrhage in the general population: a systematic review. **Stroke**, v. 34, n. 8, p. 2060-5, Aug 2003. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/01.str.0000080678.09344.8d> >.

BAILLARGEON, J. P. et al. Association between the current use of low-dose oral contraceptives and cardiovascular arterial disease: a meta-analysis. **J Clin Endocrinol Metab**, v. 90, n. 7, p. 3863-70, Jul 2005a. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1210/jc.2004-1958> >.

_____. Association between the current use of low-dose oral contraceptives and cardiovascular arterial disease: a meta-analysis. **J Clin Endocrinol Metab**, v. 90, n. 7, p. 3863-70, Jul 2005b. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1210/jc.2004-1958> >.

BAYON, C. et al. **Robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy**. Robotics and Automation (ICRA). IEEE: IEEE International Conference 3736-3741 p. 2016.

BENEDETTI, M. G. et al. Data management in gait analysis for clinical applications. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 13, n. 3, p. 204-215, Apr 1998. ISSN 0268-0033. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

BO, Y. et al. Determining inertial measurement unit placement for estimating human trunk sway while standing, walking and running. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2015, 2016/01/07, Aug. p.4651-4.

BOVI, G. et al. A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. **Gait Posture**, v. 33, n. 1, p. 6-13, Jan 2011. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.009> >.

BRASIL. **Decreto nº 6.949, de 25 de agosto de 2009. Promulga a Convenção Internacional sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência e seu Protocolo Facultativo, assinados em Nova York, em 30 de março de 2007**

_____. **Tecnologia Assistiva**. SEDH, S. E. D. D. H. Brasília 2009

BTS, B. **BTS GAITLAB**. Disponível em: < <http://www.btsbioengineering.com/products/bts-gaitlab/> >. Acesso em: 10 de janeiro de 2018.

BURKE, D. Spasticity as an adaptation to pyramidal tract injury. **Adv Neurol**, v. 47, p. 401-23, 1988. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

BURNS, D. M. Epidemiology of smoking-induced cardiovascular disease. **Prog Cardiovasc Dis**, v. 46, n. 1, p. 11-29, Jul-Aug 2003. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CALLAGHAN, J. P.; PATLA, A. E.; MCGILL, S. M. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 3, p. 203-16, Mar 1999. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CARANDANG, R. et al. Trends in incidence, lifetime risk, severity, and 30-day mortality of stroke over the past 50 years. **Jama**, v. 296, n. 24, p. 2939-46, Dec 27 2006. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1001/jama.296.24.2939> >.

CARMICHAEL, S. T. et al. Growth-associated gene expression after stroke: evidence for a growth-promoting region in peri-infarct cortex. **Exp Neurol**, v. 193, n. 2, p. 291-311, Jun 2005.

CARVALHO, K. E. C. D.; GOIS JÚNIOR, M. B.; SÁ, K. N. Tradução e validação do Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0) para

o idioma português do Brasil. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 54, n. 4, p. 260-267, 08/2014 2014. Disponível em: < <http://www.scielo.br/pdf/rbr/v54n4/0482-5004-rbr-54-04-0260.pdf> >.

CAURAUGH, J. H.; KIM, S. B. Chronic stroke motor recovery: duration of active neuromuscular stimulation. **J Neurol Sci**, v. 215, n. 1-2, p. 13-9, Nov 15 2003. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CECCATO, J. C. et al. Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans. **PLoS One**, v. 4, n. 12, 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0008193> >.

CESERACCIU, E.; SAWACHA, Z.; COBELLI, C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept. **PLoS One**, v. 9, n. 3, p. e87640, 2014. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0087640> >.

CHAMBERLIN, M. E. et al. Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 60, n. 9, p. 1163-7, Sep 2005. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CHAN, W. S. et al. Risk of stroke in women exposed to low-dose oral contraceptives: a critical evaluation of the evidence. **Arch Intern Med**, v. 164, n. 7, p. 741-7, Apr 12 2004. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1001/archinte.164.7.741> >.

CHAO, E. Y. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. **J Biomech**, v. 13, n. 12, p. 989-1006, 1980. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CHEN, B. et al. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. **Journal of Orthopaedic Translation**, v. 5, p. 26-37, 2016/04/01/2016. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214031X15000716> >.

CHOBANIAN, A. V. et al. The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure: the JNC 7 report. **Jama**, v. 289, n. 19, p. 2560-72, May 21 2003. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1001/jama.289.19.2560> >.

CLARK, B. C. et al. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, n. 9, p. 1555-60, Sep 2004. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

CLARK, R. A. et al. Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. **Gait Posture**, v. 38, n. 4, p. 1064-6, Sep 2013.

CLARKSON; M., H. **Musculoskeletal Assessment: Joint Motion and Muscle Testing**. 3. 2012.

CRONIN, N. J. et al. Spatial variability of muscle activity during human walking: the

effects of different EMG normalization approaches. **Neuroscience**, v. 300, p. 19-28, Aug 6 2015. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2015.05.003> >.

CUTTI, A. G. et al. 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. **Med Biol Eng Comput**, v. 48, n. 1, p. 17-25, Jan 2010. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-009-0545-x> >.

DANCAUSE, N. et al. Extensive cortical rewiring after brain injury. **J Neurosci**, v. 25, n. 44, p. 10167-79, Nov 2 2005. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1523/jneurosci.3256-05.2005> >.

DE LUCA, C. J. et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **J Biomech**, v. 43, n. 8, p. 1573-9, May 28 2010. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027> >.

DE QUERVAIN, I. A. et al. Gait pattern in the early recovery period after stroke. **J Bone Joint Surg Am**, v. 78, n. 10, p. 1506-14, Oct 1996. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

DE SEZE, M. P.; CAZALETS, J. R. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. **Surg Radiol Anat**, v. 30, n. 2, p. 137-43, Mar 2008. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/s00276-007-0289-y> >.

DEMARIN, V.; MOROVIĆ, S.; BÉNÉ, R. Neuroplasticity. **PERIODICUM BIOLOGORUM** v. 116, n. 2, p. 209–211, 2014 ISSN 0031-5362

DERAWI, M. O.; ALI, H.; CHEIKH, F. A. **Gait Recognition using Time-of-Flight Sensor**. **BIOSIG**. Darmstadt, Germany: 187–194 p. 2011.

DICKSTEIN, R. Rehabilitation of gait speed after stroke: a critical review of intervention approaches. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 22, n. 6, p. 649-60, Nov-Dec 2008. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1177/1545968308022006020110.1177/1545968308315997> >.

DINGWELL, J. B. et al. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. **J Biomech**, v. 33, n. 10, p. 1269-77, Oct 2000.

DOGAN, A.; MENGULLUOGLU, M.; OZGIRGIN, N. Evaluation of the effect of ankle-foot orthosis use on balance and mobility in hemiparetic stroke patients. **Disabil Rehabil**, v. 33, n. 15-16, p. 1433-9, 2011.

DUNCAN, P. W. et al. Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: A Clinical Practice Guideline. **Stroke**, p. e100-e143, 2005-09-01 2005. Disponível em: < <http://stroke.ahajournals.org/content/36/9/e100> >.

DÍAZ, I.; GIL, J. J.; SÁNCHEZ, E. Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. **Journal of Robotics**, v. 2011, p. 1-11, 2011.

FAWCETT, J. Molecular control of brain plasticity and repair. **Prog Brain Res**, v. 175, p. 501-9, 2009. Disponível em: < [http://dx.doi.org/10.1016/s0079-6123\(09\)17534-9](http://dx.doi.org/10.1016/s0079-6123(09)17534-9) >.

FIGUEIREDO, J.; MORENO, J. C.; SANTOS, C. P. Assistive locomotion strategies for active lower limb devices. ENBENG 2017 - 5th Portuguese Meeting on Bioengineering, Proceedings 2017.

FLOSSMANN, E.; SCHULZ, U. G.; ROTHWELL, P. M. Systematic review of methods and results of studies of the genetic epidemiology of ischemic stroke. **Stroke**, v. 35, n. 1, p. 212-27, Jan 2004. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/01.str.0000107187.84390.aa> >.

FORSTER, A.; YOUNG, J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. **BMJ**, v. 311, n. 6997, p. 83-6, Jul 8 1995. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

FOX, C. M.; ALBERT, R. N. Mecanismos do envelhecimento. In: MANOLE, E. (Ed.). **Cohen, Helen. Neurociência para fisioterapeutas**. 2ª edição. Barueri, SP, 1999.

GIGGINS, O. M.; PERSSON, U. M.; CAULFIELD, B. Biofeedback in rehabilitation. **J Neuroeng Rehabil**, v. 10, p. 60, Jun 18 2013. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-10-60> >.

GILLUM, L. A.; MAMIDIPUDI, S. K.; JOHNSTON, S. C. Ischemic stroke risk with oral contraceptives: A meta-analysis. **Jama**, v. 284, n. 1, p. 72-8, Jul 5 2000. ISSN 0098-7484 (Print)0098-7484. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

GIPSMAN, A. et al. Evaluating the Reproducibility of Motion Analysis Scanning of the Spine during Walking (PDF Download Available). **Advances in Medicine**, v. 9, 2014. Disponível em: < https://www.researchgate.net/publication/264932087_Evaluating_the_Reproducibility_of_Motion_Analysis_Scanning_of_the_Spine_during_Walking >.

GOLDIE, P. A.; MATYAS, T. A.; EVANS, O. M. Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 8, p. 1057-65, Aug 2001. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2001.25085> >.

GOLDSTEIN, L. B. et al. Guidelines for the primary prevention of stroke: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. **Stroke**, v. 42, n. 2, p. 517-84, Feb 2011. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/STR.0b013e3181fcb238> >.

GOUWANDA, D.; SENANAYAKE, S. M. N. A. **Emerging Trends of Body-Mounted Sensors in Sports and Human Gait Analysis**. 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering. HEIDELBERG., S. B. Berlin, Heidelberg 2008.

HACP, H. A. O. C. P. **Guidance on good practice in hydrotherapy** 2015.

Haemorrhagic stroke, overall stroke risk, and combined oral contraceptives: results of an international, multicentre, case-control study. WHO Collaborative Study of Cardiovascular Disease and Steroid Hormone Contraception. **Lancet**, v. 348, n. 9026, p. 505-10, Aug 24 1996. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

HALLIDAY, A. et al. Prevention of disabling and fatal strokes by successful carotid endarterectomy in patients without recent neurological symptoms: randomised controlled trial. **Lancet**, v. 363, n. 9420, p. 1491-502, May 8 2004. Disponível em: < [http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736\(04\)16146-1](http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736(04)16146-1) >.

HELD, J. M.; PAY, T. Recuperação da Função Após Lesão Cerebral. In: MANOLE (Ed.). **Neurociência para fisioterapeutas**. 2. Barueri, SP, 1999. cap. 21,

HERMENS, H. J. et al. **European recommendations for surface electromyography**.: *Roessingh research and development*. 8: 13-54 p. 1999

HERR, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. **J Neuroeng Rehabil**, v. 6, p. 21, Jun 18 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-6-21> >.

HERRAN, A. M. D. L.; ZAPIRAIN, B. G.; ZORRILLA, A. M. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. **Sensors** v. 14, n. 2, p. 3362–3394, 2014. ISSN 14248220

HERSH, A. L.; STEFANICK, M. L.; STAFFORD, R. S. National use of postmenopausal hormone therapy: annual trends and response to recent evidence. **Jama**, v. 291, n. 1, p. 47-53, Jan 7 2004. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1001/jama.291.1.47> >.

HIDLER, J. et al. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 23, n. 1, p. 5-13, Jan 2009. ISSN 1545-9683 (Print)1545-9683. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1177/1545968308326632> >.

IBGE, I. B. D. G. E. E. **Em 2015, esperança de vida ao nascer era de 75,5 anos**. SOCIAIS, E. 2016.

IOSHIMOTO, M. T. A.; OTSU, A. E. Tecnologia Assistiva. In: MANOLE (Ed.). **Fisioterapia em Neurologia**. Renata Dejtjar Waksman Olga Guilhermina Dias Farah Barueri, SP: Marcos Cammarosao Kipczynski, 2012 cap. 1, p.151-166. (Coleção manuais de especialização Albert Einstein).

Ischaemic stroke and combined oral contraceptives: results of an international, multicentre, case-control study. WHO Collaborative Study of Cardiovascular Disease and Steroid Hormone Contraception. **Lancet**, v. 348, n. 9026, p. 498-505, Aug 24 1996.

JAMES, A. H. et al. Incidence and risk factors for stroke in pregnancy and the

puerperium. **Obstet Gynecol**, v. 106, n. 3, p. 509-16, Sep 2005. ISSN 0029-7844 (Print)0029-7844. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/01.AOG.0000172428.78411.b0> >.

JUTAI, J. et al. Mobility assistive device utilization in a prospective study of patients with first-ever stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n. 10, p. 1268-75, Oct 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.06.773> >.

KHADILKAR, A. et al. Ottawa panel evidence-based clinical practice guidelines for post-stroke rehabilitation. **Top Stroke Rehabil**, v. 13, n. 2, p. 1-269, Spring 2006a. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1310/3tkx-7xec-2dtg-xqkh> >.

_____. Ottawa panel evidence-based clinical practice guidelines for post-stroke rehabilitation. **Top Stroke Rehabil**, v. 13, n. 2, p. 1-269, Spring 2006b. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1310/3tkx-7xec-2dtg-xqkh> >.

KIM, C. M.; ENG, J. J. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. **Phys Ther**, v. 83, n. 1, p. 49-57,

KIM, J.; KIM, S.-J.; CHOI, J. **Real-time gait phase detection and estimation of gait speed and ground slope for a robotic knee orthosis - IEEE Conference Publication. ICOOR, Rehabilitation Robotics**. Singapore: IEEE 2015.

KIM, S. J.; KREBS, H. I. Effects of implicit visual feedback distortion on human gait. **Exp Brain Res**, v. 218, n. 3, p. 495-502, May 2012. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-012-3044-5> >.

KISSELA, B. et al. Stroke in a biracial population: the excess burden of stroke among blacks. **Stroke**, v. 35, n. 2, p. 426-31, Feb 2004. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/01.str.0000110982.74967.39> >.

KLEINDORFER, D. et al. The unchanging incidence and case-fatality of stroke in the 1990s: a population-based study. **Stroke**, v. 37, n. 10, p. 2473-8, Oct 2006. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/01.str.0000242766.65550.92> >.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography** 60 p. 2005.

KOPCZYNSKI, M. C. Neurofisiologia: Introdução e Neurofisiologia Segmentar In: MANOLE (Ed.). **Fisioterapia em Neurologia**. Renata Dejtjar Waksman, Olga Guilhermina Dias Farah. Barueri, SP, 2012. cap. 1, (Coleção manuais de especialização Albert Einstein).

KOZLOWSKI, A. J.; BRYCE, T. N.; DIJKERS, M. P. Time and Effort Required by Persons with Spinal Cord Injury to Learn to Use a Powered Exoskeleton for Assisted Walking. **Top Spinal Cord Inj Rehabil**, v. 21, n. 2, p. 110-21, Spring 2015. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1310/sci2102-110> >.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a

systematic review. **Lancet Neurol**, v. 8, n. 8, p. 741-54, Aug 2009. Disponível em: < [http://dx.doi.org/10.1016/s1474-4422\(09\)70150-4](http://dx.doi.org/10.1016/s1474-4422(09)70150-4) >.

LEARDINI, A. et al. Effect of trunk sagittal attitude on shoulder, thorax and pelvis three-dimensional kinematics in able-bodied subjects during gait. **PLoS One**, v. 8, n. 10, p. e77168, 2013. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0077168> >.

_____. Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis. **J Neuroeng Rehabil**, v. 11, p. 136, Sep 11 2014. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-11-136> >.

LEE, H. J. et al. A Wearable Hip Assist Robot Can Improve Gait Function and Cardiopulmonary Metabolic Efficiency in Elderly Adults. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v. 25, n. 9, p. 1549-1557, Sep 2017. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1109/tnsre.2017.2664801> >.

LEE, Y. S. et al. Assessment of walking, running, and jumping movement features by using the inertial measurement unit. **Gait Posture**, v. 41, n. 4, p. 877-81, May 2015. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.007> >.

LEVIN, M. F.; KLEIM, J. A.; WOLF, S. L. What do motor "recovery" and "compensation" mean in patients following stroke? **Neurorehabil Neural Repair**, v. 23, n. 4, p. 313-9, May 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1177/1545968308328727> >.

LIAO, Y. et al. Factors explaining excess stroke prevalence in the US Stroke Belt. **Stroke**, v. 40, n. 10, p. 3336-41, Oct 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/strokeaha.109.561688> >.

LINDENBERG, R. et al. Structural integrity of corticospinal motor fibers predicts motor impairment in chronic stroke. **Neurology**, v. 74, n. 4, p. 280-7, Jan 26 2010. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181ccc6d9> >.

LIVINGSTON-THOMAS, J. et al. Exercise and Environmental Enrichment as Enablers of Task-Specific Neuroplasticity and Stroke Recovery. **Neurotherapeutics**, v. 13, n. 2, p. 395-402, 2016. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/s13311-016-0423-9> >.

LOGAN, P. A. et al. Rehabilitation aimed at improving outdoor mobility for people after stroke: a multicentre randomised controlled study (the Getting out of the House Study). **Health Technol Assess**, v. 18, n. 29, p. vii-viii, 1-113, May 2014.

LUINGE, H. J.; VELTINK, P. H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers | SpringerLink. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 43, n. 2, p. 273-282, april 2005. Disponível em: < <https://link.springer.com/article/10.1007/BF02345966> >.

LUINGE, H. J.; VELTINK, P. H.; BATEN, C. T. M. Ambulatory measurement of arm orientation. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 1, p. 78-85, 2007/01/01 2007.

Disponível em: < <http://www.jbiomech.com/article/S0021929005005282/pdf> >.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: Fundamentos para a reabilitação**. 3ª edição. Rio de Janeiro, RJ: 2007.

MACHADO, A. B. M. **Neuroanatomia funcional**. 2. Rio de Janeiro: 2002. 292.

MAEDA, N.; KATO, J.; SHIMADA, T. Predicting the probability for fall incidence in stroke patients using the Berg Balance Scale. **J Int Med Res**, v. 37, n. 3, p. 697-704, May-Jun 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1177/147323000903700313> >.

MANCA, M. et al. Repeatability of a new protocol for gait analysis in adult subjects. **Gait Posture**, v. 32, n. 2, p. 282-4, Jun 2010. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.011> >.

MANGANOTTI, P. et al. Motor disinhibition in affected and unaffected hemisphere in the early period of recovery after stroke. **Clin Neurophysiol**, v. 113, n. 6, p. 936-43, Jun 2002. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

MARTINO, G. et al. Neuromuscular adjustments of gait associated with unstable conditions. **J Neurophysiol**, v. 114, n. 5, p. 2867-82, Nov 2015. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1152/jn.00029.2015> >.

MCANDREW YOUNG, P. M.; DINGWELL, J. B. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. **Gait Posture**, v. 36, n. 2, p. 219-24, Jun 2012. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.020> >.

MEHRHOLZ, J. et al. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. **Cochrane Database Syst Rev**, n. 7, p. Cd006185, Jul 25 2013. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1002/14651858.CD006185.pub3> >.

MEHRHOLZ, J.; KUGLER, J.; POHL, M. Water-based exercises for improving activities of daily living after stroke. **Cochrane Database Syst Rev**, n. 1, p. Cd008186, Jan 19 2011.

MEHTA, S. et al. Resistance training for gait speed and total distance walked during the chronic stage of stroke: a meta-analysis. **Top Stroke Rehabil**, v. 19, n. 6, p. 471-8, Nov-Dec 2012. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1310/tsr1906-471> >.

MERLETTI, R.; PARKER, P. **Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. New York, NY: IEEE, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2005. ISBN 9780471678380; 9780471675808.

MOREIRA, D.; GODOY, J. R.; JÚNIOR, W. S. **Anatomia e Cinesiologia Clínica do Aparelho Locomotor**. Brasília: 2004.

MORGENSTERN, L. B. et al. Excess stroke in Mexican Americans compared with non-Hispanic Whites: the Brain Attack Surveillance in Corpus Christi Project. **Am J Epidemiol**, v. 160, n. 4, p. 376-83, Aug 15 2004. Disponível em: <

<http://dx.doi.org/10.1093/aje/kwh225> >.

MUN, K. R. et al. Resistance training using a novel robotic walker for over-ground gait rehabilitation: a preliminary study on healthy subjects. **Med Biol Eng Comput**, v. 55, n. 10, p. 1873-1881, Oct 2017. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-017-1634-x> >.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação**. 2ª edição. Rio de Janeiro, RJ: 2011.

NGUYEN, H. A.; MEUNIER, J. **Gait Analysis from Video: Camcorders vs. Kinect | SpringerLink**. ICIAR, Image Analysis and Recognition: SpringerLink: 66-73 p. 2014.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 5. Barueri, SP: Manole, 2010.

OKEN, O.; YAVUZER, G. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. **Eur J Phys Rehabil Med**, v. 44, n. 2, p. 127-32, Jun 2008. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

PAK, S.; PATTEN, C. Strengthening to promote functional recovery poststroke: an evidence-based review. **Top Stroke Rehabil**, v. 15, n. 3, p. 177-99, May-Jun 2008. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1310/tsr1503-177> >.

PATTERSON, M. R. et al. **Validation of temporal gait metrics from three IMU locations to the gold standard force plate - IEEE Conference Publication**. EMBC, Engineering in Medicine and Biology Society. Orlando, FL, USA: IEEE 2016.

PETERS, D. M. et al. Constraints on Stance-Phase Force Production during Overground Walking in Persons with Chronic Incomplete Spinal Cord Injury. **J Neurotrauma**, v. 35, n. 3, p. 467-477, Feb 1 2018. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1089/neu.2017.5146> >.

PHYSIO-PEDIA. **Gait Cycle**.

PINEIRO, R. et al. Relating MRI changes to motor deficit after ischemic stroke by segmentation of functional motor pathways. **Stroke**, v. 31, n. 3, p. 672-9, Mar 2000.

PLEIS, J. R.; LETHBRIDGE-CEJKU, M. Summary health statistics for U.S. adults: National Health Interview Survey, 2006. **Vital Health Stat 10**, n. 235, p. 1-153, Dec 2007.

PONS, J. L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. Chichester, UK: 2008. Disponível em: < <http://doi.wiley.com/10.1002/9780470987667> >.

POUWELS, S. et al. Risk of hip/femur fracture after stroke: a population-based case-control study. **Stroke**, v. 40, n. 10, p. 3281-5, Oct 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/strokeaha.109.554055> >.

PURVES; DALE. **Neurociências**. 2. Porto Alegre: 2005.

RANTANEN, T. et al. The effect of an outdoor activities' intervention delivered by older volunteers on the quality of life of older people with severe mobility limitations: a randomized controlled trial. **Aging Clin Exp Res**, v. 27, n. 2, p. 161-9, Apr 2015. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/s40520-014-0254-7> >.

RODRIGUEZ, B. L. et al. Risk of hospitalized stroke in men enrolled in the Honolulu Heart Program and the Framingham Study: A comparison of incidence and risk factor effects. **Stroke**, v. 33, n. 1, p. 230-6, Jan 2002.

ROETENBERG, D.; BATEN, C. T. M.; VELTINK, P. H. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 15, n. 1, p. 469-471, 2007. Disponível em: < <https://ris.utwente.nl/ws/files/6525493/Roetenberg07estimating.pdf> >.

ROSSOUW, J. E. et al. Risks and benefits of estrogen plus progestin in healthy postmenopausal women: principal results From the Women's Health Initiative randomized controlled trial. **Jama**, v. 288, n. 3, p. 321-33, Jul 17 2002.

SABATINI, A. M. et al. Assessment of walking features from foot inertial sensing. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 52, n. 3, p. 486-94, Mar 2005. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1109/tbme.2004.840727> >.

SACCO, R. L. et al. Stroke incidence among white, black, and Hispanic residents of an urban community: the Northern Manhattan Stroke Study. **Am J Epidemiol**, v. 147, n. 3, p. 259-68, Feb 1 1998.

SATHIAN, K. et al. Neurological principles and rehabilitation of action disorders: common clinical deficits. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 25, n. 5 Suppl, p. 21s-32s, Jun 2011. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1177/1545968311410941> >.

SAWICKI, G. S.; FERRIS, D. P. A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 23, 2009-06-23 2009. ISSN 1743-0003. Disponível em: < <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-6-23> >.

SHAMAEI, K.; NAPOLITANO, P. C.; DOLLAR, A. M. Design and functional evaluation of a quasi-passive compliant stance control knee-ankle-foot orthosis. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v. 22, n. 2, p. 258-68, Mar 2014. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1109/tnsre.2014.2305664> >.

SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. Hemiparetic Gait. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, v. 26, n. 4, p. 611-623, november 2015. Disponível em: < [http://www.pmr.theclinics.com/article/S1047-9651\(15\)00053-4/abstract](http://www.pmr.theclinics.com/article/S1047-9651(15)00053-4/abstract) >.

SHIFLETT, S. C. Does acupuncture work for stroke rehabilitation: what do recent clinical trials really show? **Top Stroke Rehabil**, v. 14, n. 4, p. 40-58, Jul-Aug 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1310/tsr1404-40> >.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle da

mobilidade normal. In: MANOLE (Ed.). **Controle Motor: Teoria e aplicações práticas**. 2ª Edição. Barueri, SP, 2003. cap. Capítulo 12 – Controle da mobilidade normal, (Seção III – A função da mobilidade).

SIRITHO, S. et al. Risk of ischemic stroke among users of the oral contraceptive pill: The Melbourne Risk Factor Study (MERFS) Group. **Stroke**, v. 34, n. 7, p. 1575-80, Jul 2003. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/01.str.0000077925.16041.6b> >.

STINEAR, C. M. et al. Functional potential in chronic stroke patients depends on corticospinal tract integrity. **Brain**, v. 130, n. Pt 1, p. 170-80, Jan 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1093/brain/awl333> >.

STURGEON, J. D. et al. Risk factors for intracerebral hemorrhage in a pooled prospective study. **Stroke**, v. 38, n. 10, p. 2718-25, Oct 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1161/strokeaha.107.487090> >.

SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis part III - Kinetics and energy assessment. **Gait and Posture**, v. 21, n. 4, p. 447–461, 2005. ISSN Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15886135> >.

TAO, W. et al. Gait analysis using wearable sensors. **Sensors (Basel)**, v. 12, n. 2, p. 2255-83, 2012. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.3390/s120202255> >.

THIJSSSEN, D. H. et al. Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n. 2, p. 181-6, Feb 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2006.11.014> >.

TONG, K.; GRANAT, M. H. A practical gait analysis system using gyroscopes. **Med Eng Phys**, v. 21, n. 2, p. 87-94, Mar 1999.

TYSON, S. F.; KENT, R. M. Orthotic devices after stroke and other non-progressive brain lesions. **Cochrane Database Syst Rev**, n. 1, p. Cd003694, Jan 21 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1002/14651858.CD003694.pub2> >.

_____. Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: a systematic review and pooled meta-analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 94, n. 7, p. 1377-85, Jul 2013. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2012.12.025> >.

TYSON, S. F.; ROGERSON, L. Assistive walking devices in nonambulant patients undergoing rehabilitation after stroke: the effects on functional mobility, walking impairments, and patients' opinion. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 3, p. 475-9, Mar 2009. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2008.09.563> >.

TYSON, S. F.; SADEGHI-DEMNEH, E.; NESTER, C. J. A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. **Clin Rehabil**, v. 27, n. 10, p. 879-91, Oct 2013. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1177/0269215513486497> >.

U.S. **2008 Physical Activity Guidelines for Americans**. OF, D. e SERVICES, H. A. H. WASHINGTON, D.C.

2008.

VAN DE PORT, I. G. et al. Effects of exercise training programs on walking competency after stroke: a systematic review. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 11, p. 935-51, Nov 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/PHM.0b013e31802ee464> >.

VARGAS-VALENCIA, L. S. et al. An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. **Sensors (Basel)**, v. 16, n. 12, 2016. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.3390/s16122090> >.

VICON. <p class="MsoNormal" style="margin-bottom:0cm;margin-bottom:.0001pt;text-align:justify;line-height:normal;mso-layout-grid-align:none;text-autospace:none"> Motion Capture for Biomechanics and Sports Science. Disponível em: < <https://www.vicon.com/motion-capture/biomechanics-and-sport> >. Acesso em: 10 de janeiro.

VILLA-PARRA, A.C. et al. Design of active orthoses for a robotic gait rehabilitation system. **Frontiers of Mechanical Engineering**, v. 3, p. 242-254, 2015.

VILLA-PARRA, A. C. et al. Knee Impedance Modulation to Control an Active Orthosis Using Insole Sensors. **Sensors (Basel)**, v. 17, n. 12, Nov 28 2017. ISSN 1424-8220. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.3390/s17122751> >.

WANG, Q. et al. **Gait trajectory planning and simulation for the powered gait orthosis - IEEE Conference Publication.** ROBIO 2007, Robotics and Biomimetics. Sanya, China: IEEE 2007.

WEERDESTEYN, V. et al. Falls in individuals with stroke. **J Rehabil Res Dev**, v. 45, n. 8, p. 1195-213, 2008. ISSN 0748-7711.

WHITTLE, M. W. Chapter 4 - Methods of gait analysis. In: (Ed.). **Gait Analysis: An Introduction** 4th: Elsevier, 2007. cap. 4, p.137–175

WHO, W. H. O. **Global Status Report on Noncommunicable Diseases** 2014.

WILLEMSSEN, A. T. M.; ALSTE, J. A. V.; BOOM, H. B. K. Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. **Journal of biomechanics**, v. 23, n. 8, p. 859-863, 1990. Disponível em: < <https://ris.utwente.nl/ws/files/6435361/Willemsen90real.pdf> >.

WINSTEIN, C. J. et al. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery. **American Health Association and American Stroke Association Guideline**, p. 98-169, 2016-05-04 2016. Disponível em: < <http://stroke.ahajournals.org/content/early/2016/05/04/STR.0000000000000098> >.

WIST, S.; CLIVAZ, J.; SATTELMAYER, M. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 59, n. 2, p. 114-124, 2016/04/01/ 2016. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S187706571600035X> >.

WITTEWER, J. E.; WEBSTER, K. E.; HILL, K. Rhythmic auditory cueing to improve walking in patients with neurological conditions other than Parkinson's disease--what is the evidence? **Disabil Rehabil**, v. 35, n. 2, p. 164-76, Jan 2013. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2012.690495> >.

WOODFORD, H.; PRICE, C. EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. **Cochrane Database Syst Rev**, n. 2, p. Cd004585, Apr 18 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1002/14651858.CD004585.pub2> >.

XUE, Z. et al. Infrared gait recognition based on wavelet transform and support vector machine. **Pattern Recognition**, v. 43, n. 8, p. 2904-2910, 08/01/2010 2010. Disponível em: < <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1786814.1787145> >.

YANG, S.; KONG; L. **Research on characteristic extraction of human gait.** ICBBE 2009 - 3rd International Conference on IEEE. IEEE: Bioinformatics and Biomedical Engineering: 1-4 p. 2009.

ZAHURANEC, D. B. et al. Differences in intracerebral hemorrhage between Mexican Americans and non-Hispanic whites. **Neurology**, v. 66, n. 1, p. 30-4, Jan 10 2006. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1212/01.wnl.0000191402.41914.d2> >.

APÊNDICE 1 PUBLICAÇÕES

Este trabalho contribuiu para o conhecimento científico através do desenvolvimento de protocolo para análise, com uso de sensores vestíveis, de pessoas com deficiência motora decorrente de AVC utilizando exoesqueleto de membro inferior esquerdo. Resultados prévios deste estudo, e contribuições ao desenvolvimento do exoesqueleto, foram publicados nos seguintes artigos:

Artigos de Revista

Ana Cecilia Villa Parra, Denis Delisle Rodriguez, Jessica Souza Lima, Anselmo Frizzera Neto and Teodiano Bastos. Knee Impedance Modulation to Control an Active Orthosis Using Insole Sensors. *Sensors* 17.12 (2017): 2751.

Anais de Congressos

Jessica Paola Souza Lima, Laura Suzana Vargas-Valencia, John Villarejo, Anselmo Frizzera-Neto, Teodiano Freire Bastos-Filho. Análise de Movimento de Tronco e Membros Inferiores Durante a Marcha Usando Sensores IMU e sEMG. XIII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente. Porto Alegre, 2017.

Jessica Paola Souza Lima, Thomaz Rodrigues Botelho, Matheus A. Gava, Anselmo Frizzera-Neto, Teodiano Freire Bastos-Filho. Detecção da Intenção de Movimento Baseada em EMGs para o Controle de um Exoesqueleto Robótico de Joelho. V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. Uberlândia, 2017.

Ana Cecilia Villa Parra, Mario Jimenez, Jessica Souza Lima, Thomaz Botelho, Anselmo Frizzera Neto, Teodiano Bastos. Robotic System to Improve Volitional Control of Movement During Gait. In: II Congreso Tecnología y Turismo para todas las Personas. Málaga, 2017, v.1. p.1-7.

ANEXO 1

Escala de Equilíbrio de Berg

INSTRUÇÕES GERAIS

- Demonstre cada tarefa e/ou instrua o sujeito da maneira em que está escrito abaixo. Quando reportar a pontuação, registre a categoria da resposta de menor pontuação relacionada a cada item.
- Na maioria dos itens pede-se ao sujeito manter uma dada posição por um tempo determinado. Progressivamente mais pontos são subtraídos caso o tempo ou a distância não sejam atingidos, caso o sujeito necessite de supervisão para a execução da tarefa, ou se o sujeito apóia-se num suporte externo ou recebe ajuda do examinador.
- É importante que se torne claro aos sujeitos que estes devem manter seus equilíbrios enquanto tentam executar a tarefa. A escolha de qual perna permanecerá como apoio e o alcance dos movimentos fica a cargo dos sujeitos. Julgamentos inadequados irão influenciar negativamente na performance e na pontuação.
- Os equipamentos necessários são um cronômetro (ou relógio comum com ponteiro dos segundos) e uma régua ou outro medidor de distância com fundos de escala de 5, 12,5 e 25cm. As cadeiras utilizadas durante os testes devem ser de altura razoável. Um degrau ou um banco (da altura de um degrau) pode ser utilizado para o item #12.

1. SENTADO PARA EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.

() 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente

() 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos

() 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas

() 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar

() 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

2. EM PÉ SEM APOIO

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.

() 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos

() 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão

() 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte

() 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte

() 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência

- Se o sujeito é capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, marque pontuação máxima na situação sentado sem suporte. Siga diretamente para o item #4.

3. SENTADO SEM SUPORTE PARA AS COSTAS MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO

- INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.
- () 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão
- () 2 capaz de sentar durante 30 segundos
- () 1 capaz de sentar durante 10 segundos
- () 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

4. EM PÉ PARA SENTADO

- INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.
- () 4 senta com segurança com o mínimo uso das mão
- () 3 controla descida utilizando as mãos
- () 2 apóia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida
- () 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada
- () 0 necessita de ajuda para sentar

5. TRANSFERÊNCIAS

- INSTRUÇÕES: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços (ou uma cama)
- () 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos
- () 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente
- () 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão
- () 1 necessidade de assistência de uma pessoa
- () 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos
- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão

- () 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos
- () 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé
- () 0 necessidade de ajuda para evitar queda

7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se segurar
- () 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto
- () 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos
- () 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS EXTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco.)
- () 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)
- () 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)
- () 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)
- () 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão
- () 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Pegar um sapato/chinelo localizado a frente de seus pés
- () 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança
- () 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão
- () 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente

- () 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta
- () 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO

- INSTRUÇÕES: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.
- () 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada
 - () 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso
 - () 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio
 - () 1 necessita de supervisão ao virar
 - () 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

11. VIRAR EM 360 GRAUS

- INSTRUÇÕES: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa. Fazer o mesmo na outra direção
- () 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
 - () 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos
 - () 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente
 - () 1 necessita de supervisão ou orientação verbal
 - () 0 necessita de assistência enquanto vira

12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEGRAU OU BANCO, PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO

- INSTRUÇÕES: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.
- () 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos
 - () 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos
 - () 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão
 - () 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência
 - () 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE

- INSTRUÇÕES: (DEMONSTRAR PARA O SUJEITO - Colocar um pé diretamente em frente do outro. Se você perceber que não pode colocar o pé diretamente na frente, tente dar um passo largo o suficiente para que o calcanhar de seu pé permaneça a frente do dedo de seu outro pé. (Para obter 3 pontos, o comprimento do passo poderá exceder o comprimento do outro pé e a largura da base de apoio pode se aproximar da posição normal de passo do sujeito).

- () 4 capaz de posicionar o pé independentemente e manter por 30 segundos
- () 3 capaz de posicionar o pé para frente do outro independentemente e manter por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos
- () 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA

- INSTRUÇÕES: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar
- () 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos
- () 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos
- () 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais
- () 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente
- () 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

() PONTUAÇÃO TOTAL (máximo = 56)

ANEXO 2

MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

Avaliador:		Data:
Escolaridade*	() Analfabeto (20 pontos)	() 1-4 anos de estudo (25 pontos)
() 5-8 anos de estudo (26,5 pontos)	() 9 -11 anos de estudo (28 pontos)	() >11 anos de estudo (29 pontos)

*Pontos de corte para idosos – MEEM Brucki et al. (2003)

ORIENTAÇÃO TEMPORAL ESPACIAL (TOTAL: _____)

- Dia _____ da _____ semana
(0)(1)
- Dia _____ do
mês _____ (0)(1)
- Mês _____ (0)(1)
- Ano _____ (0)(1)
- Hora aproximada _____ (0)(1)
- Local _____ Específico _____ (Aposento _____ ou
setor) _____ (0)(1)
- Instituição _____ (residência, _____ casa _____ ou
clínica) _____ (0)(1)
- Bairro _____ ou _____ Rua
próxima _____ (0)(1)
- Cidade _____ (0)(1)
- Estado _____ (0)(1)

REGISTROS (TOTAL: _____)

- Mencione 3 palavras, levando 1 segundo para cada uma. Peça ao paciente para repetir as 3 palavras que você mencionou. Estabeleça um ponto para cada resposta correta.

CARRO,**VASO,****TIJOLO**_____
(0)(1)(2)(3)

- Repita as palavras e certifique-se de que o paciente aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

ATENÇÃO E CÁLCULO (TOTAL:____)

- Quanto é? **100 - 7 (93) // 93 - 7 (86) // 86 - 7 (79) // 79 - 7 (72) // 72 - 7 (65).**
- Ou soletrar a palavra **M-U-N-D-O** de trás para frente.
- Estabeleça um ponto para cada resposta correta _____ (0)(1)(2)(3)(4)(5)

EVOCAÇÃO (TOTAL:____)

- Pergunte o nome das 3 palavras aprendidas na questão 2. 1 ponto para cada resposta correta

_____ (0)(1)(2)(3)

LINGUAGEM (TOTAL:____)

- Aponte para um relógio e uma caneta e pergunte os nomes dos objetos _____ (0)(1)(2)
- Faça o paciente repetir “**nem aqui, nem ali, nem lá**” _____ (0)(1)
- Comando: “**Pegue o papel com a mão direita. Dobre ao meio. Coloque na mesa.**” (0)(1)(2)(3)
- Ler e obedecer ao seguinte comando: **FECHE OS OLHOS** _____ (0)(1)
- Escrever uma frase abaixo (com sujeito e sentido)

_____ (0)(1)

- Copie o desenho no verso da folha (cinco lados e uma interseção) _____ (0)(1)

TOTAL:

ANEXO 3

Avaliação da satisfação do usuário com a Tecnologia Assistiva de Quebec B-Quest (2.0)

Recurso tecnológico: _____ Data da avaliação: _____

O objetivo do questionário QUEST é avaliar o grau de satisfação com seu recurso de tecnologia assistiva e os serviços relacionados que você usou. O questionário consiste de 8 itens de satisfação.

- Para cada um dos 8 itens, avalie sua satisfação com o recurso de tecnologia assistiva e os serviços relacionados que experimentou, usando a seguinte escala de 1 a 5:

1	2	3	4	5
Insatisfeito	Pouco satisfeito	Mais ou menos satisfeito	Bastante satisfeito	Totalmente satisfeito

- Não deixe nenhuma pergunta sem resposta.
- Em caso de algum item com o qual você não tenha ficado “totalmente satisfeito”, comente na seção **comentários**.

Obrigado por completar o questionário QUEST.

1	2	3	4	5
Insatisfeito	Pouco satisfeito	Mais ou menos satisfeito	Bastante satisfeito	Totalmente satisfeito
RECURSO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA				
Qual é o seu grau de satisfação com:				
1. as dimensões (tamanho, altura, comprimento, largura) do seu recurso de tecnologia assistiva? Comentários:				1_2_3_4_5
2. o peso do seu recurso de tecnologia assistiva? Comentários:				1_2_3_4_5
3. a facilidade de ajustar (fixar, afivelar) as partes do seu recurso de tecnologia assistiva? Comentários:				1_2_3_4_5
4. a estabilidade e a segurança do seu recurso de tecnologia assistiva?				1_2_3_4_5

Comentários:	
5. a durabilidade (força e resistência ao desgaste) do seu recurso de tecnologia assistiva? Comentários:	1_2_3_4_5
6. a facilidade de uso do seu recurso de tecnologia assistiva? Comentários:	1_2_3_4_5
7. o conforto do seu recurso de tecnologia assistiva? Comentários:	1_2_3_4_5
8. a eficácia do seu recurso de tecnologia assistiva (o quanto seu recurso atende às suas necessidades)? Comentários:	1_2_3_4_5

- A seguir, consta uma lista com os mesmos 8 itens de satisfação. ESCOLHA OS 3 ITENS que você considera os mais importantes. Assinale um X nas 3 opções de sua escolha.

- 1) Dimensões
- 2) Peso
- 3) Ajustes
- 4) Segurança
- 5) Durabilidade
- 6) Facilidade de uso
- 7) Conforto
- 8) Eficácia

B – QUEST

Folha de pontuação

Esta página destina-se à pontuação de suas respostas.

ÁREA PARA RESPOSTA DO AVALIADOR:

• Número de respostas inválidas _____

• Total QUEST _____

Nos itens de 1 a 8, acrescente a pontuação das respostas válidas e divida esta soma pelo número de itens válidos.

• Os três itens mais importantes de satisfação: