



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

MARIA FLÁVIA BARBOSA DE MELO

**INFLUÊNCIA DA ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL NA ANÁLISE DA
MARÇA EM PACIENTES COM SEQUELA DE PÉ EQUINO**

Recife

2017

MARIA FLÁVIA BARBOSA DE MELO

**INFLUÊNCIA DA ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL NA ANÁLISE DA
MARCHA EM PACIENTES COM SEQUELA DE PÉ EQUINO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Pernambuco, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Área de Concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti
Rodrigues

Recife
2017

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

M528i Melo, Maria Flávia Barbosa de .
 Influência da eletroestimulação funcional na análise da marcha em
 pacientes com sequela de pé equino / Maria Flávia Barbosa de Melo. –
 2017.
 70 folhas, il., gráfs., tabs.

 Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2017.
 Inclui Referências.

 1. Engenharia Biomédica. 2. Órtese elétrica funcional. 3.
 Eletroestimulação. 4. Pé equino. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti.
 (Orientador). II. Título.

UFPE

610.28 CDD (22. ed.)

BCTG/2018-245

MARIA FLÁVIA BARBOSA DE MELO

**INFLUÊNCIA DA ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL NA ANÁLISE DA
MARCHA EM PACIENTES COM SEQUELA DE PÉ EQUINO**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues,
Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina - Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues, UFPE
Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina – Brasil

Prof. Dra. Cíntia Rodrigues de Vasconcelos, UFPE
Doutor pela Universidade Federal de Pernambuco- Recife, Brasil

Prof. Dra. Patrícia Silva Lessa, UFPE
Doutor pela Universidade Federal de Pernambuco- Recife, Brasil

Recife, 31 de agosto de 2017.

Dedico este trabalho as pessoas mais importantes da minha vida: meus amados filhos, os quais tenho muito orgulho, meu esposo, presente de Deus para mim e minha querida mãe, fonte de inspiração.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu Deus que me possibilitou chegar até aqui, mesmo com tantos obstáculos, eu sei que o meu Redentor vive.

Quero agradecer ao meu esposo, Ednaldo Júnior companheiro amável e fiel que Deus me presenteou, que por partilharmos da mesma profissão tivemos diversas discussões saudáveis até que este trabalho ficasse pronto, agradeço pela paciência com minha ausência em diversas ocasiões durante um grande tempo em que tive que ser profissional, esposa, mãe, estudante e dona de casa, e ainda pelo apoio incondicional para que esse sonho se realizasse.

Aos meus filhos, Dezinho e Tavinho que sempre me apoiaram e me incentivaram, mesmo quando não pude estar com eles por falta de tempo, pela paciência nos meus momentos de estresse pela sobrecarga física e emocional.

A minha querida mãe, Fátima Melo minha fonte inspiradora, mulher forte e batalhadora que sempre me ajudou a levantar quando eu estava caindo.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marco Benedetti, por acreditar nas minhas ideias e no meu projeto e por ter paciência em orientar uma profissional de uma área diferente da sua formação, meu muito obrigado.

A amiga e Dra. Cínthia Vasconcelos, que abriu as portas do seu coração e do laboratório para que eu pudesse executar esse trabalho da melhor maneira possível, e a Dra. Márcia Pedrosa que me recebeu de braços abertos, minha eterna gratidão.

Ao Dr. Tiago Bessa, colega de profissão e de mestrado e amigo pessoal, por confiar seu equipamento a mim e me mostrar novas possibilidades, quero que saiba que pode contar comigo e que estaremos juntos em novos projetos, minha gratidão e admiração.

As colegas de trabalho que me ajudaram a identificar e selecionar os voluntários dessa pesquisa.

Aos voluntários que se dispuseram em participar desse projeto, doando seu tempo e disposição para coleta.

A colega do grupo de pesquisa que se tornou muito importante para mim, Ana Vitória, pela grande ajuda na exploração dos softwares até então desconhecidos para nós, pelas horas que se dedicou para que esta pesquisa pudesse ser concluída, minha gratidão e reconhecimento.

Ao anjo que Deus me enviou no momento de muita necessidade, quando eu achei que não iria conseguir, Jusciaane Chacon, uma amiga que jamais vou esquecer, pessoa imprescindível para conclusão dessa pesquisa, pelo seu apoio gentil, pela disposição em ajudar, meu eterno reconhecimento e gratidão, apenas Deus poderá pagar por tudo que fizeste.

Ao Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica (GPEB) do qual faço parte, que me apoiaram direta ou indiretamente nesse projeto.

Ao Departamento de Fisioterapia da UFPE, por me receber e me acolher tão bem, em especial a Professora Daniela Araújo e as alunas Thaís e Gisele Melo.

A minha família, que sempre torceu para ver esse sonho concretizado.

Aos meus amigos, pelas boas vibrações e torcida na execução desse projeto.

Enfim, a todos que de alguma forma contribuíram para que eu pudesse chegar até aqui.

"Para uma tecnologia de sucesso, a realidade deve ter prioridade sobre as relações públicas, pois a Natureza não pode ser enganada."

(Richard Feynman)

RESUMO

A habilidade de andar ereto de forma rítmica e teoricamente sem esforço é uma das características determinantes do ser humano. Comparando com a locomoção bípede de outros animais, pode-se dizer que pela sua característica, a marcha humana é relativamente um tipo único de deambulação com funcionalidade e efetividade únicas. A interrupção da função normal determina limitações que exigem ação compensatória. O pé equino é caracterizado como uma sequela temporária ou permanente, geralmente, decorrente de lesão do sistema nervoso central. A eletroestimulação é uma técnica utilizada para esse tipo de lesão, onde são utilizados dispositivos chamados de órteses elétricas funcionais, esses dispositivos ocasionam um estímulo que chega ao sistema nervoso central e produz movimento ativo no paciente. Esse estudo buscou analisar o impacto do uso da eletroestimulação através do sistema *Walkaide*®, no movimento angular do tornozelo na fase de balanço da marcha de indivíduos com pé equino, para definição de parâmetros, visando a construção de um equipamento de eletroestimulação portátil, com tecnologia nacional e de baixo custo. A amostra foi composta por 7 voluntários, sendo 2 do sexo feminino e 5 do sexo masculino. A captação foi realizada com sistema *Qualisys*® com 6 câmeras em ambiente fechado e foi dividida em 4 etapas: estática, dinâmica, dinâmica usando o sistema *Walkaide*® e verificação dos parâmetros no osciloscópio. Os resultados encontrados foram que, quando comparados os pacientes isoladamente pela variação do arco de movimento no plano sagital, houve diferença estatisticamente significativa em 3 dos 7 pacientes (42,8% da amostra), e no plano em 6 dos 7 participantes (85,7% da amostra). Porém, quando comparadas as médias entre todos os pacientes, não houve diferença significativa, nem no plano frontal ($p < 0,952$) e no plano sagital, houve diferença significativa para o grupo que não usava o *Walkaide*® ($p < 0,016$). Com relação as características para definição de um novo equipamento, foram encontradas algumas variações em relação aos parâmetros ajustados pelo software do *Walkaide*® e os encontrados com um osciloscópio, bem como, outros ajustes que serão necessários para melhorar o *software* em relação ao *Walkaide*® para alcançar maior precisão na construção de um equipamento nacional. Conclui-se que, não foi encontrado impactos estatisticamente significativos nos grupos e variáveis estudadas, contudo, os pacientes que participaram do estudo, relataram uma melhora ao deambular com o *Walkaide*®, referiram ainda que o membro estava mais leve e que se sentiam mais confiante para andar.

Palavras-chave: Órtese elétrica funcional. Eletroestimulação. Pé equino.

ABSTRACT

The ability to walk upright in a rhythmic and theoretically effortless manner is one of the defining characteristics of the human being. Compared to the bipedal locomotion of other animals, it can be said that by its characteristic, the human march is relatively a unique type of walking with unique functionality and effectiveness. Stopping the normal function determines limitations that require compensatory action. The equine foot is characterized as a temporary or permanent sequel, usually due to lesions of the central nervous system. Electro stimulation is a technique used for this type of lesion, where devices called functional electrical orthotics are used, these devices cause a stimulus that reaches the central nervous system and produces active movement in the patient. This study sought to analyze the impact of the use of the stimulation through the Walkaide ® system, in the angular movement of the ankle in the balancing phase of the march of individuals with equine foot, for the definition of parameters, aiming at the construction of a equipment of Portable stimulation, with national and low-cost technology. The sample was composed POR7 volunteers, being 2 female and 5 male. The capture was carried out with Qualisys ® system with 6 cameras in a closed environment, where it was divided into 4 stages: static, dynamic, dynamic using the Walkaide ® system and verification of the parameters on the oscilloscope. In the first three stages, the volunteers walked on a path of, approximately 5 meters held 3 times, in the fourth step, Walkaide ® was connected to a data acquisition oscilloscope to check the variations of the adjusted parameters of Every volunteer. The results were the improvement in the dorsiflexion of the ankle in 3 of the 7 patients (42.8% of the sample), as well as in the compensatory movements in the angle of the sub-talar joint that occurs in the frontal plane where it encounters-semos statistical significance In 6 of the 7 participants (85.7% of the sample), among other findings, the study corroborates with other studies where the stimulation aids in the correction of the equine foot. There were variations in relation to the parameters set by the Walkaide ® software and those found with an oscilloscope. It is concluded that the functional electrical bracing was satisfactory in the improvement of the gait. However, it is necessary to improve the adjustment software in relation to that of Walkaide ®, to achieve greater precision in the construction of a national equipment.

Keywords: Functional electric orthosis. Electrostimulation. Equine foot.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Posição anatômica, os três planos de referência e as seis direções fundamentais.....	22
Figura 2: Movimentos sobre a articulação do quadril e articulação do joelho.	23
Figura 3: Movimentos do tornozelo, dos pés, do retropé e do antepé.....	24
Figura 4: Esquema representativo do ciclo de marcha com padrão normal.....	26
Figura 5: Centro de gravidade.....	27
Figura 6: Placa motora e junção neuromuscular	36
Figura 7: Contração muscular eletricamente eliciada.....	37
Figura 8: Unidade Motora.....	40
Figura 9: (A)-Eletrodos de superfície posicionados perto do nervo periférico. (B)- Mudanças da voltagem transmembrana em resposta a estímulo de amplitude gradualmente crescente.....	41
Figura 10 :visão interna da braçadeira e do local para colocação do Walkaide®	44
Figura 11: Conexão do Walkaide® ao Walklink para ajustes no paciente.	46
Figura 12: Visão do sistema Qualisys com modelo de captura no plano sagital.....	50
Figura 13: Visão do sistema Qualisys com modelo de captura no plano frontal.	50
Figura 14: Visão do modelo biomecânico no visual 3D no plano sagital.....	52
Figura 15: Visão do modelo biomecânico no visual 3D no plano frontal.	52

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Comparação dos ângulos do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital representado em vermelho com Walkaide® e em azul sem Walkaide® do voluntário	58
Gráfico 2: Comparação dos ângulos do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital representado em vermelho com Walkaide® e em azul sem Walkaide® do voluntário	58
Gráfico 3: Comparação dos ângulos do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital representado em vermelho com Walkaide® e em azul sem Walkaide® do voluntário	59
Gráfico 4: Comparação na angulação da articulação subtalar para abdução e adução no plano frontal representados em vermelho com Walkaide® e azul sem Walkaide® , do voluntário 2.....	60
Gráfico 5: Comparação na angulação da articulação subtalar para abdução e adução no plano frontal representados em vermelho com Walkaide® e azul sem Walkaide® do voluntário 6.....	60
Gráfico 6: Comparação na angulação da articulação subtalar para abdução e adução no plano frontal representados em vermelho com Walkaide® e azul sem Walkaide® do voluntário 7.....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Períodos e funções do ciclo da marcha.....	30
Tabela 2: Perfil dos voluntários	48
Tabela 3: Média ($\pm$ desvio padrão) das variáveis angulares no plano sagital com e sem o uso do Walkaide [®] e valor de p.....	54
Tabela 4: Média ($\pm$ desvio padrão) das variáveis angulares no plano frontal com e sem o uso do Walkaide [®] e valor de p.....	55
Tabela 5: Média ($\pm$ desvio padrão) e valor de p. da variação do ângulo do tornozelo no plano sagital e do ângulo da art. subtalar no plano frontal durante a marcha de cada paciente.....	56
Tabela 6: Média ($\pm$ desvio padrão) e valor de p. da variação angular nos planos sagital e frontal entre todos os pacientes.	57
Tabela 7: Valores da amplitude encontrada no Walkaide [®] e verificada no osciloscópio.....	62

LISTA DE ABREVIATURAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância em Saúde
AVE	Acidente Vascular Encefálico
DEFISIO	Departamento de Fisioterapia
ELA	Esclerose Lateral Amiotrófica
EMG	Eletromiografia
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i>
FF	<i>Fast Fatigable</i>
FR	<i>Fast Resistent</i>
FRS	Força de Reação ao Solo
LACAF	Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional
NMES	<i>Neuromuscular Electrical Stimulation</i>
OEF	Órtese Elétrica Funcional
OMS	Organização Mundial de Saúde
S	<i>Slow</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
TCE	Traumatismo Crânio Encefálico
3D	Três dimensões

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	MARCHA HUMANA	18
2.1	CINEMÁTICA BÁSICA DA MARCHA HUMANA NORMAL	21
2.2	CINÉTICA BÁSICA DA MARCHA HUMANA	28
2.3	MARCHA PATOLÓGICA	31
3	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	33
3.1	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL	34
3.2	FISIOLOGIA DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL	38
4	ÓRTESE ELÉTRICA FUNCIONAL	43
4.1	WALKAIDE®	44
5	OBJETIVOS:	47
5.1	OBJETIVO GERAL:	47
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	47
6	METODOLOGIA	48
7	RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
8	CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS	64
	REFERÊNCIAS	66

1 INTRODUÇÃO

Uma das características principais do ser humano é a capacidade de andar ereto. Cadenciado e sem esforço aparente, a ação de andar é um evento contínuo que consiste em substituir peso de um membro inferior para o outro, com o intuito de avançar o corpo para frente, como se decorressem contínuos desequilíbrios. Cada indivíduo exibe um modelo peculiar de marcha para se mover com o menor esforço possível, aparência satisfatória e estabilidade apropriada (RIBAS et al, 2007).

Segundo Rose e Gamble (1998), a marcha humana é uma forma de locomoção relativamente exclusiva, pois ela retrata eficiência e funcionalidade únicas.

Um padrão de marcha normal é adquirido ainda na infância, com a experiência, o sistema sensorio motor passa a se adaptar e estabelecer automaticamente, um repetitivo complexo de comandos do controle motor, para possibilitar o caminhar sem esforço consciente. O desempenho motor exibido nas diversas fases da vida, seja na infância, na fase adulta ou na terceira idade, de uma forma geral, é a consequência da interação de vários aspectos que integram os diferentes domínios do comportamento humano (RIBAS et al, 2007).

A habilidade reduzida de deambular é um dos problemas funcionais, frequentemente relatados em pacientes com hemiparesia. Sendo assim, uma das principais queixas apresentadas por eles está correlacionada a alterações do controle voluntário do membro, tônus postural, equilíbrio, integridade da propriocepção e do movimento (OVANDO, 2009).

O pé equino é caracterizado como uma sequela temporária ou permanente decorrente de diversos fatores como: acidente vascular encefálico (AVE), paralisia cerebral, lesão incompleta na coluna vertebral, neuropatia, diabetes ou algum tipo de traumatismo cerebral. Dessa forma não é determinado como com uma patologia em si. Geralmente, os pacientes que apresentam essa sequela possuem a incapacidade de levantar a parte frontal do pé, causando o arrastar dos dedos no chão durante a marcha. Para conseguirem se locomover tentando evitar o contato dos dedos com o solo, os pacientes acabam elevando o joelho e o quadril mais que o normal (RESENDE, 2014).

A Estimulação Elétrica Funcional (FES - *Functional Electrical Stimulation*) pode ser definida como uma ativação nervosa controlada, através de aplicação de uma corrente de baixa frequência, para promover uma resposta em determinados músculos inativos (BOHÓRQUEZ; SOUZA; PINO, 2013).

O nível de complexidade da FES pode variar desde sua utilização para favorecer a dorsiflexão durante a marcha ou para ativar vários músculos de modo a restaurar o equilíbrio e a marcha em pacientes com paraplegia (KITCHEN, 2003).

Para que haja uma contração músculo esquelética, é necessário haver uma série de acontecimentos elétricos e químicos que se denomina acoplamento excitação-contração (ROBINSON e MACKLER, 2001).

Dessa maneira o tecido muscular depende da inervação motora íntegra para realizar o movimento, além de mobilidade articular e transferência de carga apropriada ao sistema esquelético (ALVES, 2012).

As órteses elétricas funcionais são dispositivos que utiliza estimulação elétrica para promover movimento funcional. O perfil das correntes utilizadas nessas órteses ocasiona um estímulo que chega ao SNC e produz movimento no paciente (MENESES, 2008).

Órteses são dispositivos externamente sobrepostos ao corpo para suplantiar déficits decorrentes de doenças, lesões, defeitos congênitos ou processo de envelhecimento. A estimulação elétrica através de órteses como forma de tratamento, se desenvolveu por meio de pesquisas e do aprimoramento da tecnologia (GONÇALVES e FRANCISCO, 2011).

Diante do exposto, esse estudo buscou analisar o impacto do uso da eletroestimulação através do sistema *Walkaide*® no movimento angular do tornozelo na fase de balanço da marcha de indivíduos com pé equino, visando a construção de um equipamento de eletroestimulação portátil com tecnologia nacional e de baixo custo.

Este trabalho justifica-se pela necessidade de os pacientes com sequela em pé equino, tornarem-se mais independentes e retornarem ao convívio social e inclusive laboral. Pode-se também justificar esse projeto por ser algo inovador aqui no Brasil e passível de ser adquirido pela maior parte da população que necessitará, pelo fato do custo ser relativamente baixo em relação ao importado similar. Com

isso, espera-se que os benefícios alcançados com essa órtese elétrica funcional sejam nas esferas psicossocial, tecnológica e socioeconômica.

2 MARCHA HUMANA

O movimento do corpo, devido à sua complexidade, sempre compeliu grande interesse na busca de sua compreensão. Logo, esse desvelo se tornou instrumento de atenção de Aristóteles, Hipócrates, Vesalius, Galeno, Da Vinci, Galileu, entre outros, o qual realizaram contribuições importantes ao longo do tempo. Porém, a primeira tentativa bem-sucedida de registrar o movimento, mais estritamente a marcha, partiu de um fotógrafo americano, no final do século XIX, chamado de *Muybridge*. O mesmo criou a ilusão do movimento através de fotografias múltiplas e sequenciais (PEREIRA, 2012).

As primeiras colaborações para os estudos do padrão sequencial da ação muscular dos membros inferiores e também sobre as forças e pressões envolvidas na marcha passaram a ser observadas no primórdio do século XX. No entanto, apenas no século vigente que os estudos com informações qualitativas e quantitativas acerca da marcha avançaram, como a cinética, a cinemática, e a eletromiografia dinâmica (EMG) de superfície (PEREIRA, 2012).

Há quatro décadas, os pesquisadores *Chow e Jacobson* (1971), publicaram um dos mais significativos estudos sobre a marcha movida por músculos. Um modelo dinâmico formado por um único membro restrito ao plano sagital, movido por quatro músculos hipotéticos. Duas décadas depois, *Davy e Audu* (1987) e *Yamaguchi e Zajac* (1990) divulgam simulações da marcha, com avanços expressivos. Nesses últimos vinte anos, devido a criação de novos programas de modelagem e por aumento da velocidade dos computadores, tem-se observado um aumento tanto do número quanto da complexidade das simulações de marcha. Em razão desses avanços tecnológicos, atualmente é possível avaliar a força produzida por músculos, e estabelecer como estes sustentam o corpo (COIMBRA e MEJIA, 2013).

Uma das características determinantes do ser humano é a habilidade de andar ereto, de forma rítmica e teoricamente sem esforço, o ato de andar é um evento continuado que se constitui em transferir o peso do corpo de um membro inferior para o outro, com o intuito de avançar o corpo para frente, como se acontecessem sucessivos desequilíbrios (RIBAS, 2007).

A marcha considerada como padrão normal é o movimento em que se observa o deslocamento do corpo para frente de maneira eficiente. Neste caso, eficiência significa que há um gasto mínimo de energia durante a atividade. Qualquer mínimo desvio pode acarretar padrão anormal de marcha. Devido a toda essa heterogeneidade, a marcha é considerada a atividade funcional mais complexa do ser humano (GROSS; FETTO; ROSEN, 2000).

Esse complexo evento conhecido como marcha é uma sucessão de movimentos alternados e rítmicos dos membros e do tronco, que provoca um deslocamento anterior do centro de gravidade do corpo (CALHAU et al 2007).

Pode-se dizer que pela sua característica bípede, a marcha humana é relativamente um tipo único de deambulação, comparando com a locomoção bípede de outros animais como: primatas, ursos, marsupiais, a marcha humana tem funcionalidade e efetividade únicas. Toda essa eficiência pode ter sido resultado da evolução do pé, que foi se tornando uma plataforma consistente para a marcha bípede, como sugere alguns pesquisadores.

Assim sendo, além de complexo, o andar bípede é uma ação instável, visto que para manter-se ereto, o centro de gravidade deve ser mantido em equilíbrio sobre a base de suporte, com a tendência de permanecer dentro da pelve (BARELA, 2005).

Segundo Ribas (2007), cada indivíduo apresenta um padrão de marcha particular para se deslocar no ambiente com o mínimo de esforço possível, apesar do controle seletivo e habitual além de estabilidade adequada e aparência aceitável.

A marcha humana é uma forma de locomoção um tanto exclusiva, pois apresenta eficiência e funcionalidade únicas. Um padrão de marcha normal no ser humano, é adquirido com a prática na infância, o sistema sensorio motor, torna-se bastante adaptado e gera involuntariamente um conjunto repetitivo de comando de controle motor, para possibilitar a pessoa caminhar sem esforço consciente. De forma geral, o comportamento motor apresentado por uma criança, adulto ou idoso é a consequência de uma interação de vários fatores que compõe os inúmeros domínios do comportamento humano (RIBAS, 2007).

Muito mais que um reflexo inato, a marcha parece ser um processo de aprendizagem. Apesar de ser um dos movimentos mais difíceis de aprender, quando realizado, torna-se praticamente inconsciente. A marcha envolve a atuação de

muitos músculos e muitas articulações, sendo muitas as combinações de forças musculares que podem resultar num mesmo modelo de movimento. (CALHAU et al 2007).

Diante de vários conceitos, a marcha ainda pode ser definida como um método de locomoção que envolve o uso dos membros inferiores de forma alternada, para fornecer propulsão e suporte, estando pelo menos um pé em contato com o solo todo o tempo. Também se pode descrevê-la como uma série de movimentos altamente coordenados, onde o equilíbrio está sendo constantemente desafiado e continuamente recuperado (SEGURA et al, 2008).

Toda sequência de movimentos utilizados na marcha, são processos que começam com a ativação do comando e o registro no sistema nervoso central (SNC), que é seguido para o sistema nervoso periférico pela transmissão do sinal elétrico e obedece a um ciclo que começa com o contato inicial do calcanhar de um membro com o solo, o calcanhar se prepara para receber o peso do corpo ao mesmo tempo em que o outro membro deixa o solo. O joelho e o tornozelo absorvem o impacto ocorrendo uma flexão controlada graças à atividade do grupo dos dorsiflexores (dorsos laterais), há elevação do calcanhar, o quadril e o joelho se estendem no mesmo momento em que o tornozelo fica em dorsiflexão (ROSE e GAMBLE, 1998).

Durante o ciclo da marcha com padrão normal, os músculos contraem-se e relaxam-se de forma minuciosa e organizada, a pelve gira em volta de um eixo vertical para direita e para esquerda, alternadamente, em relação à linha de deslocamento (INMAN, et al., 2007).

Dois métodos podem ser utilizados para a avaliação da marcha, da locomoção e movimentos humanos, são eles: método qualitativo e método quantitativo. A análise qualitativa da marcha é, geralmente, realizada em clínicas de reabilitação e de fisioterapia, por conseguinte, a avaliação é feita subjetivamente com bases diretas, observacionais e por anotações. Porém, na análise quantitativa da locomoção humana, em geral é realizada em laboratórios de biomecânica ou laboratórios especializados em marcha humana (SEGURA et al, 2008).

Nos laboratórios de marcha, são utilizados marcadores externos ao corpo para estabelecer sistemas de coordenadas ortogonais, fixos em cada segmento do corpo, a posição dos segmentos é definida pelos eixos do corpo. Esses marcadores

são geralmente de reflexão passivos, apropriados para o sistema de imagem, posicionados sobre a superfície do corpo, seguindo referências ósseas específicas. Há um trajeto determinado, onde o paciente caminha e as câmeras acompanham e registram a trajetória dos marcadores. As projeções planares desses marcadores localizadas por cada câmera, empregando os princípios de estereofotogrametria, são capazes de reconstruir, instantaneamente, a posição tridimensional dos marcadores em relação a um sistema de coordenadas fixas no laboratório (ROSE e GAMBLE, 2007).

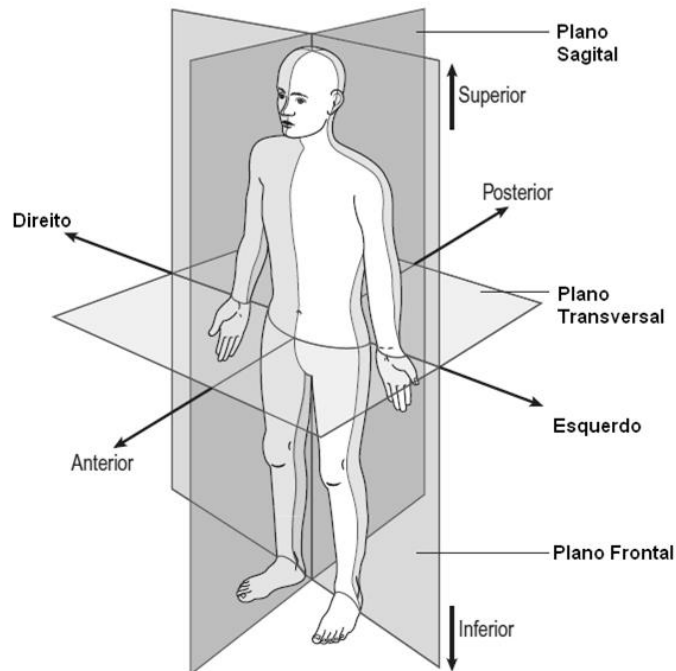
2.1 CINEMÁTICA BÁSICA DA MARCHA HUMANA NORMAL

Pode-se definir cinemática como a análise dos movimentos sem que sejam consideradas as forças que as produzem, ela descreve o movimento relacionado com o deslocamento, velocidade e aceleração no espaço (PEREIRA, 2012).

A cinemática é uma análise descritiva dos movimentos observáveis, ignorando as forças que os produzem, inclui o estudo do ciclo da marcha e os movimentos corporais que ocorrem durante sua execução (MORAIS FILHO et al, 2010).

Qualquer análise de movimentos ocorre em um espaço, historicamente na biomecânica, a análise de movimentos acontece em três planos que seccionam o corpo conforme Figura 1 (FLORIANO BATISTA et al, 2013).

Figura 1: Posição anatômica, os três planos de referência e as seis direções fundamentais.

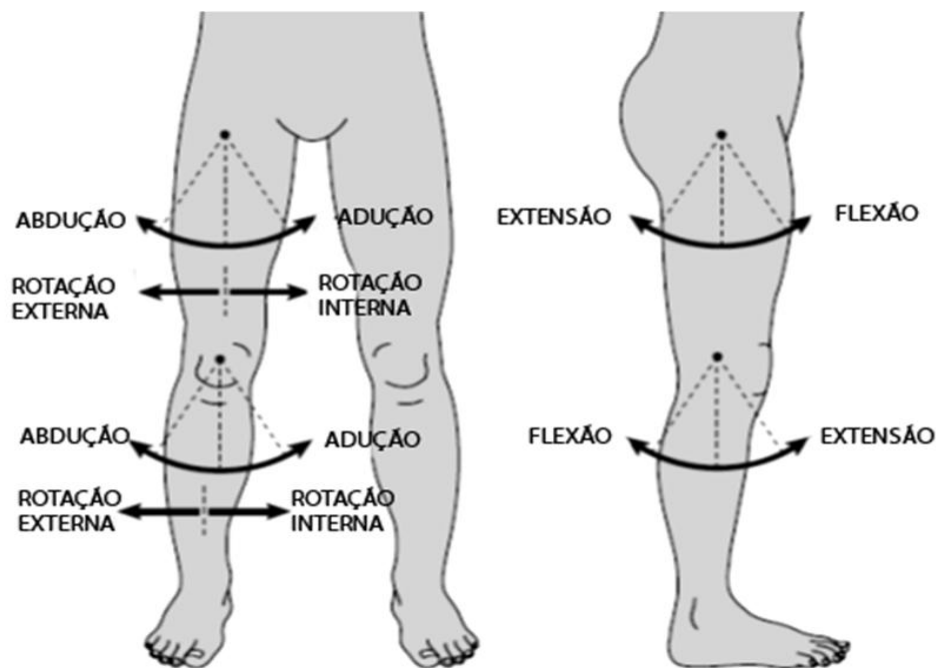


Fonte: Modificado de WHITTLE, 2007

Todos os planos dividem o corpo em duas porções iguais, o plano sagital mediano divide o corpo em direita e esquerda, o plano frontal divide a região corporal em frente e costa e o plano transversal divide o corpo em superior e inferior.

O plano sagital é sempre usado como principal para o estudo da marcha devido ser nesse plano em que as articulações dos membros inferiores produzem a maior amplitude de movimentos, ou seja, se encontra o maior subespaço de dados relativos à locomoção do corpo. Como as articulações dos membros inferiores não apenas produzem flexão e extensão, mas também abdução e adução, bem como rotação externa e interna, os outros planos também apresentam informações importantes sobre o deslocamento do corpo para gerar outros movimentos presentes nos membros inferiores, conforme Figura 2 (FLORIANO BATISTA et al, 2013).

Figura 2: Movimentos sobre a articulação do quadril e articulação do joelho.



Fonte: Modificado de WHITTLE, 2007

Segundo Hall (2005), os movimentos que se realiza no pé no plano frontal, basicamente, são a eversão e a inversão. Entende-se por eversão a rotação externa da região plantar do pé e por inversão a rotação interna dessa mesma região. Quando os movimentos de rotação externa e interna do pé acontece como um todo, esse movimento também é denominado de abdução e adução, respectivamente.

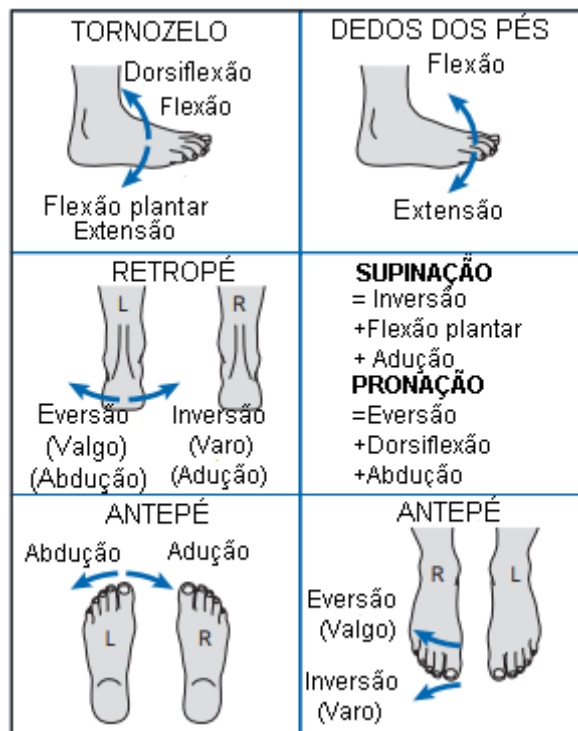
Ainda nesse mesmo plano, pode-se descrever os movimentos de pronação e supinação que ocorrem na articulação subtalar, sendo também descrito por Calais-Germain (1991), como valgo e varo, respectivamente. Na verdade, estas ações são originadas por uma combinação de movimentos, sendo pronação a combinação da eversão, abdução e dorsiflexão, enquanto que a supinação é a combinação do inversão, adução e flexão plantar, conforme descrito na figura 3 (HALL, 2005).

No entanto, de acordo com Whittle (2007), esses termos ainda geram bastante discussão entre os estudiosos da área, onde alguns consideram a eversão e inversão como movimentos combinados e a pronação e a supinação como movimentos básicos.

Para ser mais bem compreendida e analisada, a marcha humana foi, cuidadosamente, distribuída em um ciclo e este subdividido em fases, para tornar esse fenômeno complexo um pouco mais compreensível (ROSE e GAMBLE, 1998).

Dessa forma, o ciclo foi subdividido em conformidade com as mudanças correspondentes do contato com a superfície entre os dois pés. Essa subdivisão é chamada de fases, sendo elas: fase de apoio e fase de balanço, como demonstrado na Figura 4 (PERRY, 2005).

Figura 3: Movimentos do tornozelo, dos pés, do retropé e do antepé.



Fonte: Modificado de WHITTLE, 2007

O apoio designa o período em que o pé está em contato com o solo, e ainda é subdividido em apoio duplo: é o momento onde os dois pés estão no solo e marca o início do ciclo da marcha; apoio simples: é o momento em que um dos pés é elevado para o avanço do membro, ficando apenas o outro membro em contato com o solo. Esse momento em que o pé contralateral se encontra no ar para avançar o membro a frente é chamado de balanço (PERRY, 2005).

Após a observação em que os eventos da marcha ocorrem em uma sucessão bastante uniforme e independente do tempo, geralmente, a convenção mais aceita atualmente é a descrição do ciclo da marcha em termos de porcentagens, ao invés

de tempo decorrido. Dessa forma, um ciclo começa com o toque inicial do pé, sendo designado de 0%, e o segundo toque desse mesmo pé, como 100% de um ciclo da marcha, conforme demonstrado na figura 3 (ROSE e GAMBLE, 2007).

As fases do ciclo de marcha integram as atividades que ocorrem desde o ponto de toque inicial de uma extremidade e o ponto em que a mesma extremidade toca novamente o solo. Cada extremidade passa por duas fases, uma fase de apoio e uma fase de oscilação, durante cada ciclo. A fase de apoio se inicia no momento em que uma extremidade entra em contato com o solo e continua enquanto o pé estiver em contato com o mesmo. Esta fase é responsável por aproximadamente 60% do ciclo de marcha. Já a fase de balanço se inicia quando o pé descola do solo e termina antes do contato ao solo do mesmo pé. Esta fase corresponde a cerca de 40% do ciclo de marcha, demonstrado na figura 4 (SOUSA, 2013).

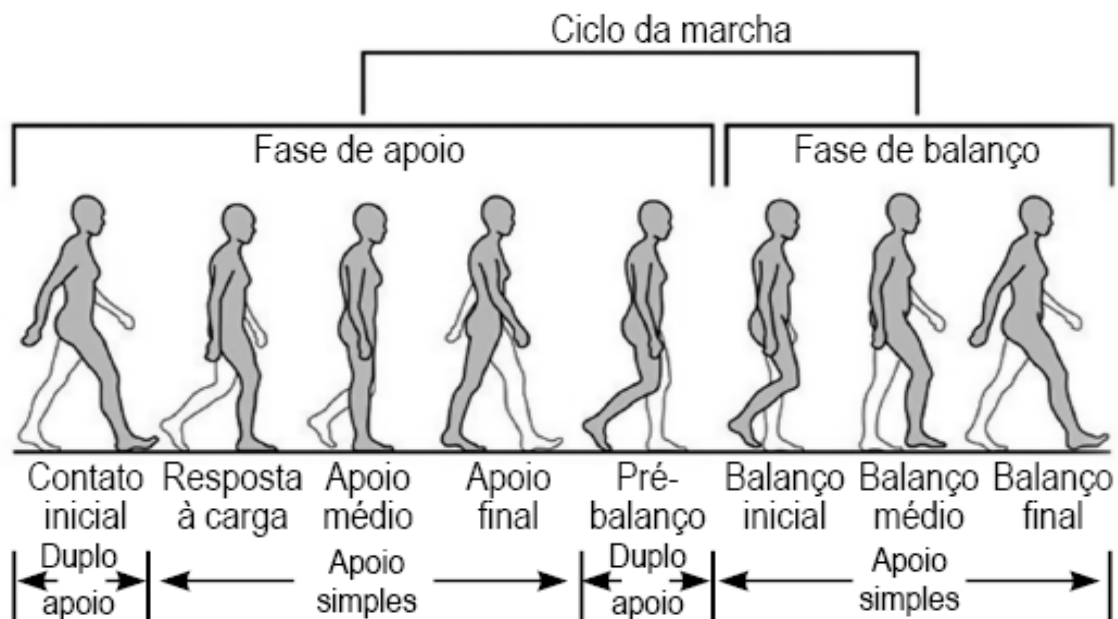
Conforme se observa na figura 4, a fase de apoio começa com o contato inicial, no momento exato em que o pé toca o solo, seguida pela fase de resposta à carga, quando o membro se prepara para receber a carga do corpo enquanto o membro contralateral dá início a fase de balanço. Logo após, surge a fase de apoio médio, onde o membro que toca o solo recebe todo o peso do corpo, após, o apoio final, que se dá com a elevação do calcanhar e prossegue até que o membro contralateral toque a superfície, e por fim da fase de apoio, tem o pré-balanço, que se caracteriza pelo contato total no solo do pé contralateral e o desprendimento dos dedos do membro ipsilateral (PERRY, 2005).

Ainda observando a Figura 4, pode-se perceber que a fase de balanço é composta de três fases, começando pelo balanço inicial, fase essa determinada pela retirada do pé do solo e avanço do membro, após, surge a fase de balanço médio, onde o pé está em avanço e o membro ipsilateral se encontra anterior ao contralateral. Completando a fase de balanço e assim o ciclo da marcha, tem-se o balanço terminal, onde o pé avança para iniciar o contato com a superfície (PERRY, 2005).

Durante cada ciclo da marcha os joelhos fazem flexão por duas vezes, após o contato inicial essa flexão aumenta, em seguida durante o apoio ocorre sua extensão até cerca de 40% do ciclo. O joelho volta a fletir no terço inicial da fase de balanço onde atinge seu pico máximo de flexão de até 60° com o intuito de liberar de forma apropriada o pé ipsilateral. Do mesmo modo, os tornozelos apresentam duas

fases de flexão plantar acompanhados por uma fase de dorsiflexão progressiva durante a maior parte da fase de apoio. Após o afastamento dos pés no apoio, os tornozelos têm mais uma vez o movimento de dorsiflexão que se mantém até o contato inicial (MORAIS FILHO et al, 2010).

Figura 4: Esquema representativo do ciclo de marcha com padrão normal.



Fonte: pinterest.se¹

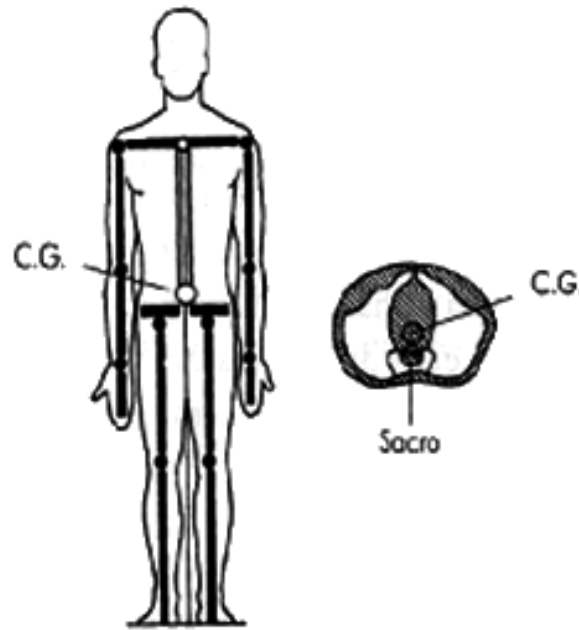
Existem muitas definições que descrevem os parâmetros lineares de medidas do ciclo da marcha. A velocidade da marcha é a distância percorrida pelo corpo por unidade de tempo; cadência da marcha é o número de passos por unidade de tempo; o comprimento do ciclo é a distância entre dois apoios sucessivos, do calcanhar do mesmo pé; comprimento do passo é a distância a que se encontram os pés, quando faz contato com o solo; e por fim, ciclo de marcha é o intervalo entre dois apoios, sucessivos, do calcanhar do mesmo pé (CALHAU et al, 2007).

Com o objetivo de anuir o conceito simplificado da locomoção é importante considerar o comportamento do centro de gravidade durante a marcha. É estimado que em adultos de ambos os gêneros, o centro de gravidade se posicione na linha média do corpo a uma distância do solo que corresponde a 55% da estatura.

¹ Disponível em: < <http://www.pinterest.se/pin/350295677243263122/> > Acesso em: 20/02/2017.

Portanto, adotando como referência a coluna vertebral, o centro de gravidade situa-se aproximadamente antes da segunda vértebra sacral (S2), conforme Figura 5 (SOUSA, 2009).

Figura 5:Centro de gravidade



Fonte: *underpop.online*²

O centro de gravidade do corpo humano, pode ser definido como o local onde a força peso resultante está atuando, como se toda massa do corpo se encontrasse centralizada nesse ponto (OKUNO e FRATIN, 2003)

A marcha bípede humana, permite que seu centro de massa seja conduzido pelo espaço, a uma certa velocidade, com a máxima eficiência energética. Dessa forma, as principais subdivisões do ciclo e das fases da marcha retratam as alterações que necessitam ocorrer quando o centro de massa do corpo percorre sobre os membros oscilantes (LUCARELI, 2014).

² Disponível em: < <http://underpop.online.fr/b/biomecanica-da-musculacao/centro-de-gravidade-no-corpo-humano.htm> > Acesso em: 25/02/2018.

2.2 CINÉTICA BÁSICA DA MARCHA HUMANA

A cinética estuda a causa dos movimentos da marcha, incluindo a energética, a relação entre a potência e a eficiência de trabalho, a força transmitida pelas articulações, as interações entre o pé e o solo e ainda, a eletromiografia dinâmica (EMG) de superfície (PEREIRA, 2012).

Segundo Azevedo (2011), para interpretação apropriada da marcha humana é fundamental a compreensão da cinética da marcha. A cinética é o conhecimento de forças internas como músculos e ligamentos e externas como a gravidade e a força de reação ao solo (FRS) que promovem os movimentos. Essas forças internas podem se apresentar de duas formas: positivas quando ocasionam os movimentos, ou negativas quando promovem resistência. Entretanto, as forças externas são sempre produzidas quando o pé está tocando a superfície durante a marcha.

As ações musculares durante a marcha obedecem a uma sequência que corresponde com as fases. Na fase de apoio, os grupos musculares ativos partindo do contato inicial são: dorsiflexores do tornozelo, extensores do quadril e flexores do joelho (tibial anterior, glúteo máximo e isquiotibiais respectivamente); em resposta à carga tem-se os extensores do joelho, abdutores do quadril, flexores plantares do tornozelo (respectivamente, quadríceps, glúteo médio e gastrocnêmio); no apoio médio os flexores plantares realizam contração isométrica e no apoio terminal os mesmos efetuam contração concêntrica (gastrocnêmio e sóleo) (ROSE e GAMBLE, 1998).

Na fase de balanço, inicia-se com pré- balanço, onde ocorre a atuação dos flexores do quadril (iliopsoas e reto femural), após ocorre o balanço inicial onde atuam os dorsiflexores do tornozelo e flexores do quadril (tibial anterior, iliopsoas e reto femural) e ainda tem-se o médio balanço com efetivação dos dorsiflexores (tibial anterior) e por fim o balanço terminal com a atuação dos flexores do joelho (isquiotibiais), extensores do quadril (glúteo máximo), dorsiflexores ((tibial anterior) e extensores do joelho (vastos medial, intermédio e lateral) (ROSE e GAMBLE, 1998).

Através de instrumentos apropriados, as medidas das forças geradas pelos músculos, podem ser efetuadas e calculadas com base no movimento. Essas forças geradas pelos músculos ou diferentes estruturas são denominadas momento de

força, e é medido por meio do efeito de rotação criado por essas forças, desse modo, aspectos como peso e altura influenciam o momento (AZEVEDO, 2011).

O peso, ou seja, a força gravitacional de uma pessoa de pé e estática tende a puxar a mesma para baixo em direção ao solo, porém, a pessoa não se desloca para baixo devido a uma força presente no solo, igual em magnitude ao peso, que a empurra para cima. Se o corpo for aproximadamente simétrico e o mesmo encontra-se de pé sem inclinar-se para um dos lados, o peso terá em cada extremidade inferior distribuição equivalente. Consequentemente, o peso do corpo de um indivíduo é igual à grandeza resultante da força de reação do solo, isto é, da soma de duas cargas representadas pela carga aplicada sob cada pé (ROSE e GAMBLE, 2007).

Apoiada com metade do peso corporal sobre cada pé, o ponto de aplicação resultante da FRS, ou centro de massa do corpo, passa a cerca da metade da distância entre os dois pés dessa pessoa, se não houver movimento, pelo fato das forças externas aplicadas, ou mesmo, a FRS e o peso da pessoa estarem equilibrados, sendo de igual intensidade e oposição, de modo que, quando a pessoa se inclina para qualquer lado, o ponto de aplicação da FRS se desvia para mesma direção. Uma variação de movimento ocorre quando há um desequilíbrio dessas forças externas sobre um corpo. Ao longo do ciclo da marcha, o centro de massa do corpo é precipitado para cima e para baixo (ROSE e GAMBLE, 2007).

De acordo com *Hall e Brody (2007)*,

“Na fase de apoio, por ocasião do contato inicial, a articulação talocrural fica na posição neutra e a articulação subtalar em ligeira supinação. À medida que o pé passa para a resposta à aplicação das cargas, a articulação talocrural entra em flexão plantar de 0 a 15 graus e a articulação subtalar entram em pronação. Esta pronação “desbloqueia” a articulação mediotársica, gerando mobilidade para todo pé. Biomecanicamente, o joelho requer rotação tibial medial para sua flexão efetiva. A flexão plantar e a adução do tálus durante a pronação da articulação subtalar tornam possível essa rotação medial necessária na tíbia. À medida que a perna se movimenta para o apoio médio, a extremidade inferior avança sobre o pé graças à dorsiflexão da articulação talocrural. Em condições ideais, a articulação talocrural movimenta-se para uma posição de 10 graus de dorsiflexão antes da elevação do calcanhar. Joelhos e quadril são colocados em extensão durante todo o apoio médio e a tíbia e o fêmur estarão rodando lateralmente. Essa rotação lateral é acelerada pela abdução talar e dorsiflexão e pela

supinação da articulação subtalar. À medida que o calcanhar é erguido durante o apoio terminal, a articulação talocrural executa mais de 5 a 15 graus de dorsiflexão. A articulação talocrural entra em flexão plantar quando o calcanhar é levantado durante o apoio terminal. Ao avançar para as fases de balanceio, a articulação talocrural coloca-se em flexão plantar, o joelho é flexionado e a extremidade inferior continua rodando lateralmente até que o artelho se separa do solo. A fase de balanceio começa com o pré-balanceio e termina com o contato inicial. A fase de balanceio da marcha é responsável em parte pela propulsão efetiva. Durante a fase de balanceio, a extremidade inferior prepara-se para participar do contato inicial. Com o balanceio terminal, o fêmur já terá rodado medialmente para uma posição quase neutra, o joelho fica em extensão e o tornozelo coloca-se em dorsiflexão para a posição neutra. A articulação subtalar é supinada levemente e preparada para o contato inicial em uma área imediatamente lateral ao calcâneo. ” (HALL e BRODY, 2007)

Para melhor compreensão, a tabela 1. mostra um resumo dos eventos dividindo os mesmos em períodos e funções.

Tabela 1: Períodos e funções do ciclo da marcha.

Período	% do ciclo	Função	Membro contralateral
1. Duplo apoio inicial	0-12	Carga, transferência de peso	Retirada da carga e preparação para o balanço(pré-balanço)
2. Apoio simples	12-50	Apoio de todo o peso do corpo; movimento do centro de massa para frente.	Balanço
3. Segundo duplo apoio	50-62	Retirada da carga e preparo para o balanço(pré-balanço)	Carga, transferência de peso
4. Balanço inicial	65-75	Passagem do pé	Apoio simples
5. Balanço médio	75-85	O membro avança à frente do corpo	Apoio simples
6. Balanço terminal	85-100	Desaceleração do membro, preparação para transferência de peso.	Apoio simples

Fonte: ROSE; GAMBLE, 2007.

Assim sendo, resultados cinéticos da marcha, apresentam certa dificuldade de compreensão, por não se tratar de observação que são vistas de uma forma

direta, ou seja, necessitam de equipamentos dotados de modelos computacionais e matemáticos (ROSE e GAMBLE, 1998).

A eficácia na execução de qualquer atividade é a razão entre o trabalho realizado e o gasto energético. A palavra trabalho, definido pela física, designa movimento realizado, isto é, quilogramas por metro de deslocamento. No que se refere à fisiologia, ainda existem dois outros conceitos. A potência do esforço muscular como percentual de seu rendimento indica a capacidade de realizar a tarefa. A dose de energia necessária pela ação muscular denota a resistência do indivíduo. O trabalho realizado no decorrer da marcha, consiste na desaceleração do peso do corpo na conservação do equilíbrio no apoio, e pelo avanço do membro em balanço à medida que o corpo progride ao longo da distância desejada. A quantia de esforço muscular necessário nessas ações estabelece o custo energético (ROSE e GAMBLE, 1998).

2.3 MARCHA PATOLÓGICA

A intermissão da função normal estabelece limitações que demandam ação compensatória. A gravidade da patologia primária, determina as variações do potencial de cada paciente para execução da marcha funcional e também com sua habilidade de utilizar a função remanescente para a ação interina. A equivalência do padrão da marcha patológica, depende da capacidade muscular, controle motor, amplitude de movimento articular e capacidade sensorial subsecivo. O padrão de marcha resultante é uma combinação de desvios causados pela disfunção primária e pelo movimento compensatório estabelecido pela função remanescente (BRANDALIZE, 2011).

O pé equino pode ser definido como uma fraqueza significativa na flexão dorsal do pé. Essa sequela apresenta uma nomenclatura simples para um problema bastante complexo. Os músculos mais afetados são o tibial anterior, extensor longo do hálux e extensor longo dos dedos, que realizam a dorsiflexão do pé durante a marcha (CORRÊA, 2009).

Diversas são a etiologia da sequela com pé equino, porém em sua grande maioria estão os pacientes que sofreram AVE. Segundo levantamento da

organização mundial de saúde (OMS) as doenças cerebrovasculares encontram-se entre as quatro principais causas de mortalidade no mundo (BENVEGNI, 2009).

O pé equino não é caracterizado com uma doença em si, mas uma sequela temporária ou permanente decorrente de um acidente vascular encefálico (AVE), paralisia cerebral (PC), traumatismo crânio encefálico (TCE), traumatismo raquimedular (TRM), esclerose lateral amiotrófica (ELA), lesão incompleta na coluna vertebral, neuropatia, diabetes, entre outros (RESENDE, 2014).

A alteração na ativação do músculo tibial anterior, que tem como principal função a dorsiflexão do tornozelo durante a marcha ocasiona um grande prejuízo para o paciente, como o arrastar dos artelhos no solo durante a fase de balanço (pé equino), ocasionando grande dispêndio energético, tornando essa marcha lenta, laboriosa e abrupta (ROMERO et al, 2008).

A sequela também atinge outros movimentos realizados pelo complexo do tornozelo, como o movimento de inversão, também chamado por alguns autores de adução da articulação subtalar combinado com os deslizamentos entre as articulações intertársicas e tarsometatársicas. A incapacidade da realização desses movimentos, interfere diretamente na qualidade da marcha, promovendo movimentos compensatórios principalmente nas subfases dos balanços e de contato inicial, com reações abruptas durante essas subfases, na tentativa de manter o pé mais próximo da linha média (HALL, 2005).

Assim sendo, os pacientes apresentam a incapacidade de levantar a parte distal do pé, causando o arrastar dos dedos no chão durante a marcha. Para conseguirem se locomover tentando evitar o contato dos dedos com o solo, os pacientes acabam elevando o joelho e o quadril mais que o normal (RESENDE, 2014).

Nesses casos, a marcha apresenta alterações em sua velocidade, cadência, simetria, tempo e comprimento dos passos, desajustes na postura, reação de proteção e equilíbrio (OTTOBONI, 2002).

A perda da dorsiflexão talocrural é uma deficiência fisiológica comum que pode dar origem a outras deficiências fisiológicas intrínsecas e extrínsecas (HALL e BRODY, 2007).

3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A aplicação da corrente elétrica com fins terapêuticos data de 2750 a.C., quando, no Egito, descargas de peixes elétricos foram utilizadas para essa finalidade. Ainda em 130 a.c., Galeno recomendava uma espécie de peixe elétrico do mediterrâneo como calmante da dor. Em 46 a. c., *Scribonius Largus* utilizou o que pode-se chamar de primeiro protocolo da eletroterapia: para todo tipo de gota se deve colocar um peixe torpedo sob o pé da paciente (AGNE, 2005. SCHUSTER, 2009).

Em 1786, Luigi Galvani, estimulou os músculos e nervos de rãs com cargas elétricas. Iniciou-se uma enorme experimentação científica deste recurso, após a publicação de seu trabalho *De viribus electricitatis in motu muscularis* em 1791, foi quando *Humboldt* chamou este tipo de aplicação de “galvanismo”, onde foram usadas correntes constantes para diferenciá-la de cargas geradas por fricção. Desde então, essas correntes passaram a ser usadas terapeuticamente (BARION e LISBOA, 2006).

Em 1831, descoberto por *Michael Faraday*, o fenômeno da indução, que diz que quando uma área delimitada por um condutor sofre variação de fluxo de indução magnética, entre seus terminais é criada uma força eletromotriz ou tensão. Se os terminais estiverem ligados a um medidor de corrente esta força eletromotriz irá gerar uma corrente induzida, a que se dá o nome de indução eletromagnética. Em 1865, *Duchene publica* a obra “eletrofisiologia dos movimentos”, a qual aponta pela primeira vez os “pontos motores” para a eletroestimulação transcutânea (AGNE, 2005).

Em 1833, *Duchenne de Boulogne*, identificou as diferenças nas contrações musculares com o músculo desnervado, na resposta entre as correntes galvânica e farádica (pulso mais curto com duração geralmente entre 0,1 e 1ms e aplicados com frequências entre 30 e 100 Hz), respondendo à corrente galvânica ao invés da farádica. Concluíram que a duração da corrente era o fator decisivo para desencadear uma contração. Por volta de 1841, estudos afirmaram que a eletroestimulação poderia compensar as mudanças estruturais e fisiológicas que acompanham a inatividade muscular. A partir desse momento, o interesse por esse suporte terapêutico somente aumentou. Durante e após a Segunda Guerra Mundial

a eletroestimulação teve grande crescimento e ganhou espaço com o grande número de ferimentos de guerras que levavam a amputações e paralisias (BARION e LISBOA, 2006).

Não obstante fisiologistas já utilizassem a estimulação elétrica para reestabelecer as funções do nervo e fisiologia do músculo, apenas em 1951, quando o pesquisador *Giaimo* utilizou em um paciente um eletroestimulador, onde estimulavam os músculos quadríceps durante a deambulação, foi então, após este trabalho que muitos outros surgiram. Por volta de 1960, pacientes com sequela de pé caídos receberam eletroestimulação através de eletrodos de superfície no grupo muscular em questão, proporcionando com isso a melhora da dorsiflexão de pé (SANCHES, 2004).

Devido ao uso confuso da nomenclatura relacionada à estimulação elétrica pelos pesquisadores, a divisão de eletrofisiologia clínica da *American Physical Therapy Association* estabeleceu uma terminologia unificada para correntes elétricas clínicas. Quando a estimulação elétrica é aplicada em pessoas objetivando produzir uma função corpórea é chamada de estimulação elétrica funcional (FES – do inglês *functional electrical stimulation*), ou estimulação neuromuscular funcional (do inglês *functional neuromuscular stimulation*) (KRUEGER-BECK, 2011; KITCHEN, 2003).

Porém, quando o objetivo da estimulação elétrica é produzir movimentos em indivíduos hígidos é denominada de estimulação neuromuscular (NMES – do inglês *neuromuscular electrical stimulation*). Dessa forma, a terminologia deve simplificar a tarefa de classificar os estimuladores comerciais e interpretar os resultados de estudos de pesquisa. Entretanto, a terminologia descrita não parece ser amplamente adotada, com isso continua havendo inconsistências na literatura no que diz respeito à nomenclatura (KRUEGER-BECK, 2011; KITCHEN, 2003).

3.1 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

A Estimulação Elétrica Funcional (FES - *Functional Electrical Stimulation*) é uma subclasse da estimulação elétrica. Esse termo é utilizado quando aplicado aos sistemas que tentam reconstituir a função neuromuscular lesada ou perdida, através da aplicação de pulsos elétricos. Também pode ser determinada como uma ativação

nervosa controlada, através de aplicação de uma corrente de baixa frequência, para promover uma resposta em determinados músculos inativos (AGNE, 2005).

Esse tipo de eletroestimulação também é usado quando a meta do tratamento é favorecer ou produzir movimento funcional. Pode-se entender movimento funcional como a movimentação osteo e artrocinemática, bem como a coordenação e habilidade neuromuscular para conseguir movimentos intencionais com o objetivo de executar atividades de vida diária relevantes para o indivíduo, tais como: ortostatismo, deambulação, apreensão de objetos e mudança de postura.

O uso moderno dessa aplicação teve início em 1961, quando *Liberson* e colaboradores fizeram uso da FES nos músculos dorsiflexores e eversores do tornozelo paralisados, para controle da queda do pé no momento da fase de balanço da marcha em pacientes hemiplégicos (ROBINSON e MACKLER, 2001).

No Brasil, a estimulação elétrica funcional foi incorporada em 1989 pelo Prof. Sérgio Lianza da Santa Casa de São Paulo, acompanhando a técnica da Universidade de Ljubljana – Eslovênia, orientado pelo Dr. *Franjo Gracanin* e Dr. *Tadej Bajd*, que concedeu suporte tecnológico para o desenvolvimento de um equipamento de fabricação nacional (LIANZA, 1993).

A FES é uma categoria de eletroterapia usada em músculos paréticos ou plégicos resultantes de lesão do neurônio motor superior, com o intuito de realizar movimentos funcionais. Entende-se por músculos paréticos, aqueles, cujo movimento está limitado ou fraco, onde a força muscular está abaixo do normal, como também a precisão do movimento e a resistência muscular. Já os músculos plégicos, são aqueles que perderam toda a capacidade de contração muscular voluntária, por interrupção orgânica ou funcional, em qualquer ponto da via motora, que pode ser do próprio músculo até o córtex cerebral (AGNE, 2005; OVANDO, 2009).

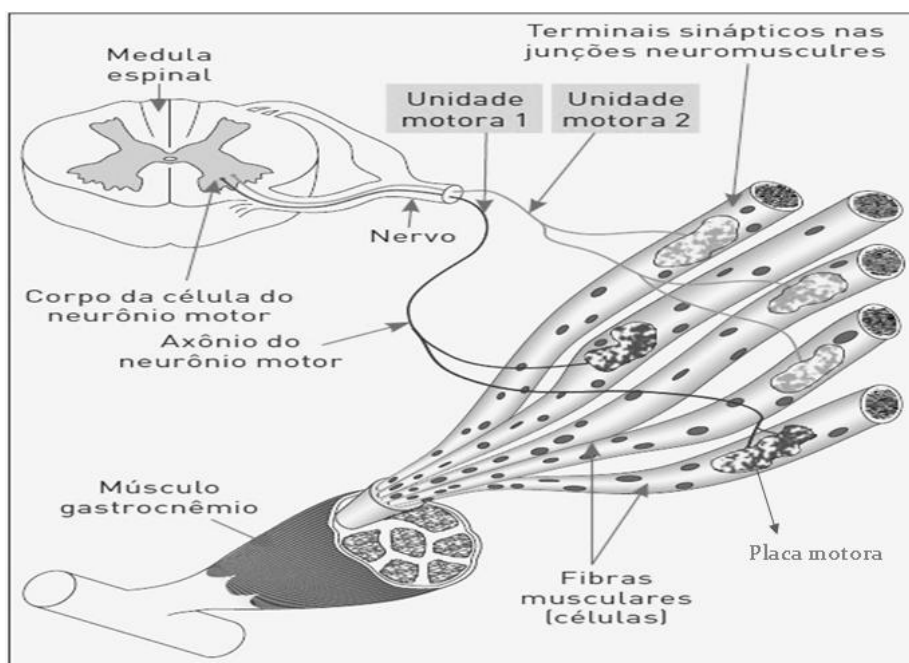
O uso de órtese elétrica funcional (OEF) na locomoção, tem o objetivo de proporcionar efeitos específicos alcançados apenas pelo uso da FES, como geração de contrações musculares efetivas, melhora a circulação sanguínea e a drenagem linfática, reduzindo os catabólitos musculares, bem como a excitação de novas vias córtico-espinais usadas para realizar movimentos funcionais durante a marcha, além da estabilização articular que igualmente é ocasionada pelas órteses convencionais (AGNE, 2005).

Atualmente, esta modalidade de eletroestimulação está em ampla investigação e evolução, contudo, ela requer alguns requisitos e situações para que se torne praticável. O paciente deve ter habilidade cognitiva para comunicação e cooperação, e possuir um bom estado de motivação, a placa motora e os ramos dos nervos periféricos da musculatura a ser estimulada deverão estar em perfeito funcionamento, mesmo que o controle central esteja comprometido, pois havendo alteração no complexo mioneural, este tipo de eletroestimulação torna-se impraticável (KITCHEN, 2003).

Além disso, não deverá haver uma limitação da amplitude de movimento significativa a ponto de restringir o movimento das articulações do quadril, joelho e principalmente de tornozelo.

Pode-se definir placa motora, como a região da membrana plasmática de uma fibra muscular, também chamada de sarcolema, onde há o encontro entre o nervo e o músculo, para que seja desencadeada a contração muscular, conforme demonstrado na Figura 6 (ROBINSON e MACKLER, 2001).

Figura 6: Placa motora e junção neuromuscular



Fonte: Modificado de ebah.com.br³

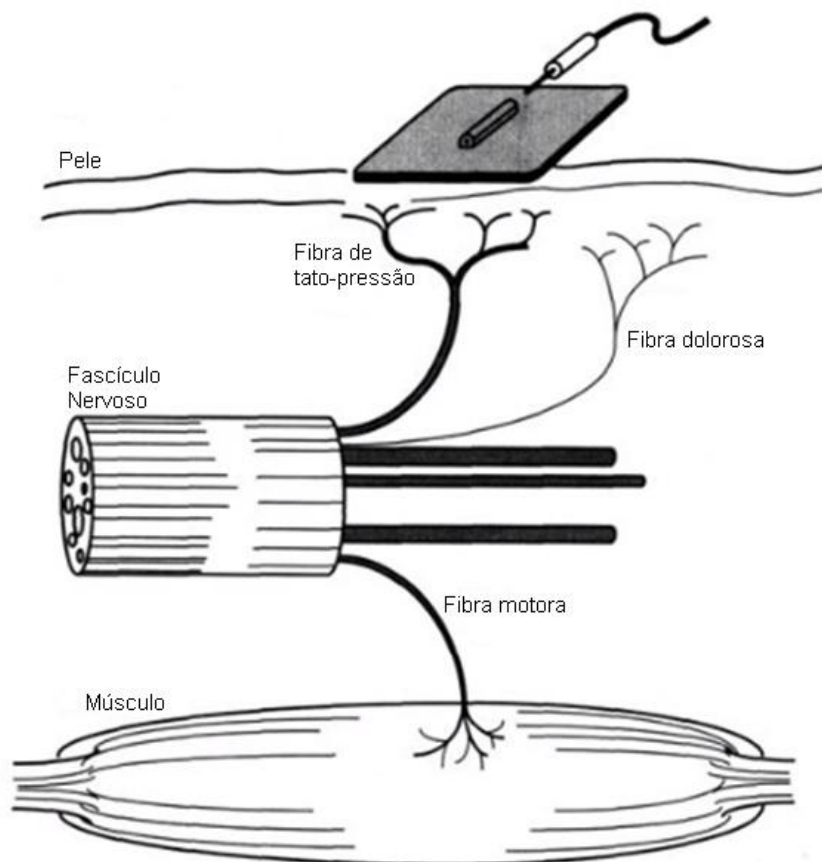
As correntes utilizadas nesse tipo de eletroestimulação devem ser bifásicas para evitar o efeito galvânico de polarização, prevenindo assim, gerar agressão ao

³ Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/>> Acesso em 01/03/2018.

tecido. A frequência deve ser ajustável entre 10-50 Hz, a largura dos pulsos entre 100-500 μ s e a intensidade de acordo com o limiar de contração de cada paciente, porém esses parâmetros podem variar de acordo com as características da sequela existente e a resposta de estimulação para uma efetiva contração em cada paciente (LIANZA, 1993).

A FES é amplamente utilizada em pacientes com sequela de pé equino, pois pode melhorar a força, diminuir espasticidade, melhorar a marcha e sua velocidade, o FES se utiliza de uma corrente elétrica aplicada com auxílio de eletrodos na pele para produzir a despolarização do nervo motor, resultando em uma contração muscular capaz de produzir movimentos funcionais, conforme Figura 7 (ROBBINS, 2006).

Figura 7: Contração muscular eletricamente eliciada.



Fonte: Modificado de ROBINSON e MACKLER, 2001.

O nível de complexidade da FES pode variar, desde sua utilização para favorecer a dorsiflexão durante a marcha ou para ativar vários músculos, de modo a restaurar o equilíbrio e a marcha em pacientes com paraplegia (KITCHEN, 2003).

No estudo de *Zuge e Manffra* (2009), um dos dados demonstraram que os pacientes com lesões cerebrais crônicas que foram sujeitos a FES, recuperaram a função de deambular mais rapidamente que os pacientes que não receberam este tratamento.

O *feedback* sensorial gerado durante o uso da FES, pode ser um significativo agente modulante durante a realização da ação motora volitiva, motivando o desempenho funcional dos indivíduos. Uma associação do córtex sensorial e motor ocorrem durante a aplicação da FES, impulsionando simultaneamente vias aferentes proprioceptivas e vias eferentes motoras, suscitando a contração muscular, o que pode favorecer para acionar as vias neurais comprometidas (ALVES, 2012).

3.2 FISIOLOGIA DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

De acordo com Robinson e Mackler (2001), para que haja uma contração músculo esquelética, é necessário haver uma série de acontecimentos elétricos e químicos que se denomina acoplamento excitação-contração. Primeiro, o sistema nervoso central produz potenciais de ação nos axônios dos motoneurônios alfa, para assim ativar o músculo. Após iniciado, o potencial de ação se propaga rapidamente ao longo dos axônios periféricos e depois sobre a membrana dos terminais do nervo motor. Quando esses potenciais do nervo invadem os terminais, a acetilcolina, uma substância transmissora da junção neuromuscular (neurotransmissor), é inserida no fluido da placa motora através de um processo conhecido como exocitose. Através de difusão, a acetilcolina move-se pelo interior da fenda entre as membranas musculares e o nervo.

No momento que o neurotransmissor atinge a membrana da célula muscular, ele se liga rapidamente ao receptor protéico especificado na região da placa motora da membrana. Sucessivamente à ligação do neurotransmissor, a membrana na região dos receptores expande sua permeabilidade para os íons sódio ocasionando a abertura dos canais protéicos do sódio. À medida que íons sódio esteja

direcionados para o interior da célula muscular, através de gradientes químicos e elétricos, o potencial transmembrana do músculo é reduzido, tornando-se menos negativo com a entrada de cargas positivas. Essa atenuação no potencial transmembrana do músculo pode ser chamada de potencial de placa (ROBINSON e MACKLER, 2001).

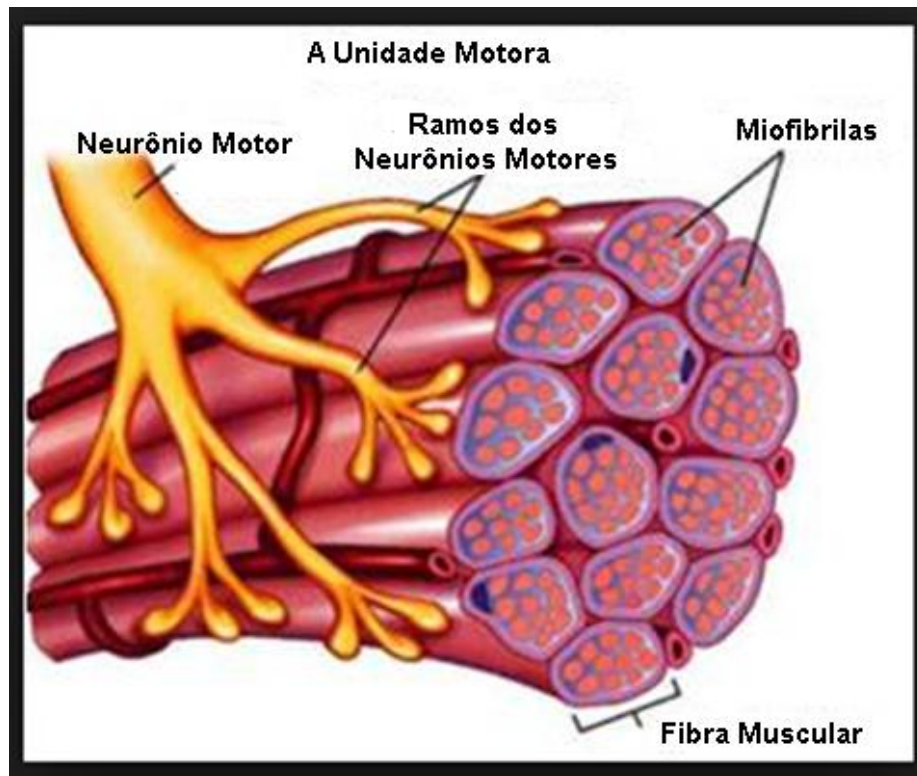
Em um músculo normal, a geração de um potencial de placa, ocasionado em reflexo à liberação do neurotransmissor do terminal do nervo motor, é invariavelmente alto o suficiente para elevar a permeabilidade ao sódio da membrana da fibra muscular na parte externa da junção neuromuscular, desse modo desencadeando o potencial de ação muscular (ROBINSON e MACKLER, 2001).

Dessa maneira, o tecido muscular depende da inervação motora íntegra para realizar o movimento, além de mobilidade articular e transferência de carga apropriada ao sistema esquelético (ALVES, 2012).

O mecanismo de contração da musculatura é capaz de ocorrer devido a um domínio voluntário, controlado e comandado pelo cérebro ou pode ser induzido involuntariamente por um estímulo elétrico externo. De uma forma ou de outra, se a inervação periférica se encontra íntegra, iniciará uma contração muscular a partir de uma despolarização dos motoneurônios alfa, originando um potencial de ação ao longo dessa fibra até a região da placa motora ou junção neuromuscular, onde há a liberação do neurotransmissor, seguindo os eventos já descritos, levando a contração muscular (GUYTON e HALL, 2006).

O grupamento das fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa motora é chamado de unidade motora, conforme Figura 8. Existe no músculo esquelético, uma região do ventre muscular altamente excitável, onde há uma maior concentração de unidades motoras, essa região é conhecida como ponto motor (GUYTON e HALL, 2006).

Figura 8: Unidade Motora

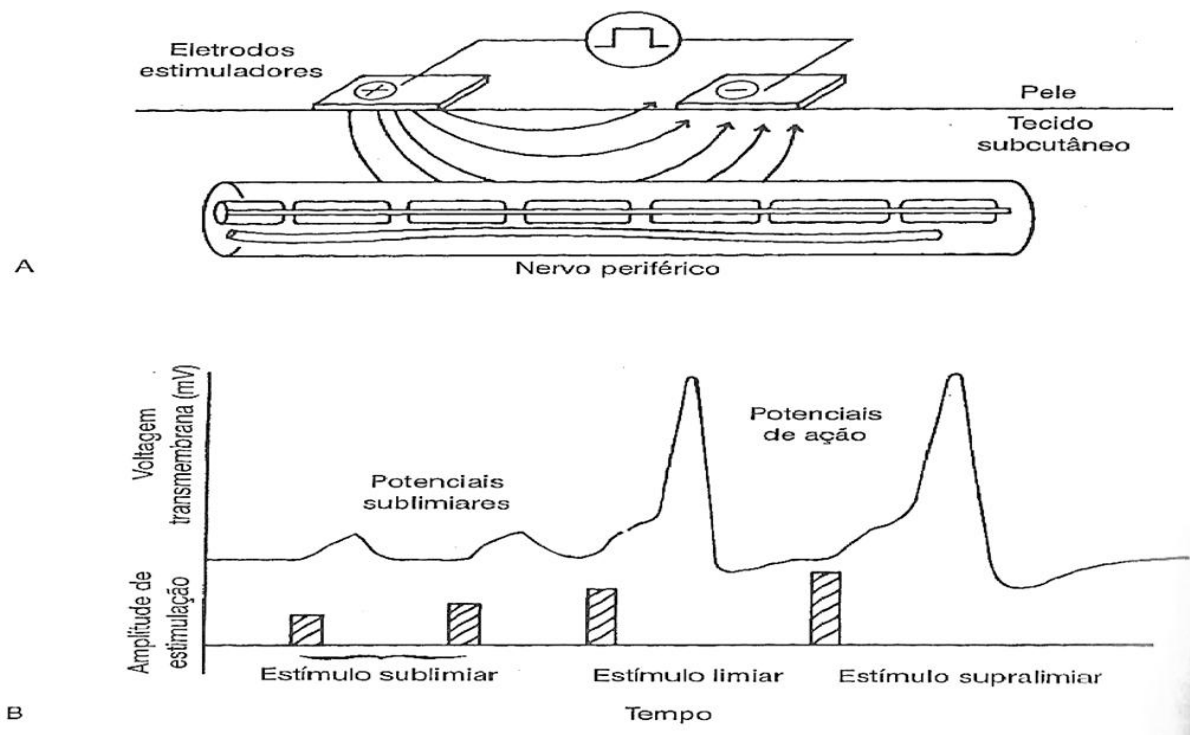


Fonte: Modificado de www.treinoemfoco.com.br⁴

É de grande importância a colocação dos eletrodos nos pontos motores dos músculos nas contrações eletricamente eliciadas, pois uma estimulação proveniente dessa região promove uma contração mais efetiva com uma menor amplitude, tornando a estimulação elétrica mais confortável. A figura 8 ilustra a melhor forma de colocação do eletrodo para alcançar uma contração mais efetiva. (ALVES, 2012).

⁴ Disponível em: <http://www.treinoemfoco.com.br/fisiologia/producao-de-forca-e-recrutamento-de-unidades-motora-um/> Acesso em : 27/02/2018.

Figura 9: (A)-Eletrodos de superfície posicionados perto do nervo periférico. (B)-Mudanças da voltagem transmembrana em resposta a estímulo de amplitude gradualmente crescente.



Fonte: ROBINSON e MACKLER, 2001.

A forma e o comprimento de onda da contração muscular instituída pela contração voluntária são estabelecidos pelos mesmos dois processos envolvidos na estimulação elétrica. Quando a amplitude de estimulação é aumentada, há estimulação gradativa de um maior número de axônio de motoneurônios alfa. O número de fibras motoras ativadas aumenta com o recrutamento dos motoneurônios, dessa forma, amplia a força de saída da musculatura estimulada.

Contudo, a ordem de recrutamento na eletroestimulação propende a ser contrária em comparação com o recrutamento voluntário. Acontece que, na contração estimulada, o recrutamento das unidades motoras tende a acontecer da maior para a menor quando a força de estimulação é progressivamente aumentada, enquanto que na contração voluntária, são recrutadas da menor para maior quando as demandas de força são aumentadas, conforme demonstrada no Quadro 1 (LIANZA, 1993; KITCHEN, 2003).

A contração estimulada realiza-se pelo estímulo das primeiras unidades motoras tipo FF (*Fast fatigable*) ou também conhecida como fibra do tipo II, de contração rápida e fatigável, continuando pelas unidades do tipo FR (*Fast resistant*)

ou fibras do tipo IIa, de contração rápida e resistente à fadiga, finalizando com as unidades do tipo S(*Slow*), ou fibras do tipo I, de contração lenta e resistente à fadiga (KITCHEN, 2003)

Todavia, o recrutamento de unidades motoras nas contrações induzidas eletricamente, não é tão estável em relação a essa ordem inversa, quanto à da contração voluntária, isso pode variar de acordo com a proximidade da localização dos eletrodos de estimulação em relação aos axônios, se estes estiverem localizados, significativamente, mais próximos dos axônios das unidades tipo S que os axônios das unidades do tipo FF, as unidades do tipo lentas podem ser recrutadas antes das unidades do tipo fatigável (ROBINSON e MACKLER, 2001).

Quadro 1- Recrutamento das unidades motoras voluntária x estimulada

Recrutamento das unidades motoras	
Contração voluntária	Contração estimulada
menor para maior ➡ aumento da demanda de força	maior para a menor ➡ aumento da intensidade
tipo S(<i>Slow</i>) ou fibras do tipo I- contração lenta e resistente à fadiga ➡ tipo FF (<i>Fast fatigable</i>) ou fibra do tipo II - (contração rápida e fatigável)	tipo FF (<i>Fast fatigable</i>) ou fibra do tipo II - (contração rápida e fatigável) ➡ tipo S(<i>Slow</i>) ou fibras do tipo I- contração lenta e resistente à fadiga

Fonte: Produzida pela autora

4 ÓRTESE ELÉTRICA FUNCIONAL

Órteses são dispositivos sobrepostos externamente ao corpo para suplantar *déficits* decorrentes de doenças, lesões, defeitos congênitos ou processo de envelhecimento. Estes dispositivos poderão ter diversos objetivos em função da especificidade de cada indivíduo, como corrigir ou impedir deformidade, imobilizar ou estabilizar, preservar contra lesão, propiciar a cura ou auxiliar a função (GONÇALVES e FRANCISCO, 2011).

Comumente as órteses são classificadas em estáticas, dinâmicas e funcionais. As órteses estáticas não possuem partes móveis e são usadas para proporcionar imobilização, estabilização, proteção ou apoio. As órteses dinâmicas possuem partes móveis para permitir restaurar ou controlar o movimento. Já, as órteses funcionais têm o objetivo de viabilizar a função e podem ser estáticas ou funcionais (MENESES, 2008).

Wladimir *Liberson*, em 1960, foi o precursor no desenvolvimento do primeiro estimulador portátil, com o objetivo de tratamento suplementar para os pés de pacientes hemiplégicos. Criou um estimulador simples de um único canal portátil, empregado para ativar os dorsiflexores do tornozelo durante a deambulação desses pacientes, disparado por esse único canal de estimulação no nervo fibular para prevenir deformidades em equino-varo, o estimulador portátil ficava preso na cintura do paciente, e era usado um eletrodo próximo à cabeça da fíbula e outro no ventre muscular dos dorsiflexores do tornozelo (SANTOS, 2016).

As órteses elétricas funcionais são dispositivos que utilizam estimulação elétrica para promover movimento funcional. O perfil das correntes utilizadas nessas órteses ocasiona um estímulo que chega ao SNC e produz movimento ativo no paciente, com isso, além de promover a melhora do trofismo muscular, esse mecanismo pode servir de reaprendizado, pois todos os eventos de movimento são entendidos como sendo próprio. Além disso, estes dispositivos, tem a vantagem de utilizar ativamente a própria musculatura do paciente, colocando o segmento corporal afetado para realizar sua função e também funciona como forma de tratamento em longo prazo, podendo estabelecer aquisições permanentes, tanto do trofismo muscular, quanto da melhora do padrão motor do paciente.

4.1 WALKAIDE®

O *Walkaide*® é um estimulador elétrico de canal único, operado por bateria, usado para melhorar a habilidade da marcha em pacientes que possuem danos substancial dos neurônios motores superiores, no encéfalo ou na medula espinhal.

O aparelho *Walkaide*® é um dispositivo não invasivo e autônomo, projetado especificamente para proporcionar estimulação elétrica transcutânea confortável e efetiva ao nervo fibular comum e ao músculo tibial anterior, com o objetivo de melhorar a dorsiflexão durante a fase de balanço da marcha. O sistema *Walkaide*® se encaixa dentro de um manguito usado em torno da perna proximal, logo abaixo do joelho. O dispositivo inclui sensores de inclinação, para medir a posição e a velocidade da perna para desencadear a estimulação no momento correto e um gerador de impulsos e eletrodos autoadesivos para fornecer a corrente elétrica, conforme ilustrado na figura 9 (CAMERON, 2010).

Figura 10 :visão interna da braçadeira e do local para colocação do Walkaide®



Fonte: www.walkaide.com⁵

⁵ Disponível em:
<http://www.walkaide.com/support/Documents/WalkAideUserManual_Portuguese_R1.pdf> Acesso em:19/07/2017.

A acelerometria é um método de análise cinemática do movimento humano, cujo movimento é identificado através de dispositivos do tipo acelerômetros. Os acelerômetros são equipamentos que fornecem a posição do corpo durante a marcha para análises biomecânicas. A utilização de um acelerômetro tem como principal objetivo a determinação da posição e da sensibilidade das vibrações mecânicas, amplitudes e frequências que ocorrem durante o movimento do corpo (SANTOS et al, 2007).

Tornou-se perceptível ao longo dos últimos tempos, a presença dos acelerômetros em diversos estudos e investigações científicas. Diversos são os estudos que apontam para a utilização dos acelerômetros na análise do movimento humano, pode-se destacar também o seu uso na monitorização do controle da atividade física, na avaliação, em reabilitação neurológica para ajustes de padrões normais dos movimentos, ou ainda, na detecção de queda em idosos ou pessoas com mobilidade limitada (MAGARREIRO, 2014).

Em comparação com outros sistemas, o uso dos acelerômetros torna-se uma ferramenta com processos bastante funcionais e custos muito reduzidos. Assim como o nome indica, o acelerômetro é o dispositivo responsável por medir as acelerações de determinado corpo, tendo uma estrutura que se baseia na suspensão de uma massa inercial através de uma mola. Além de serem componentes adequados para a mensuração das acelerações em um ou em diversos eixos, são mecanismos apropriados para a aquisição de padrões normais, como também, de padrões patológicos, uma vez que conseguem realizar medições do movimento do corpo ao longo dos planos anatômicos (MAGARREIRO, 2014).

A maioria dos movimentos motores do corpo humano ocorre em mais de um eixo de movimento. Assim, para a análise do movimento do corpo humano, dá-se a preferência aos acelerômetros triaxiais, que permitem medir o deslocamento e a aceleração em cada um dos três eixos ortogonais (PORTO et al ,2004).

Existem, diversos benefícios atualmente em utilizar o acelerômetro como instrumento para avaliar ou auxiliar o movimento, o baixo custo ao ser comparado com outros equipamentos utilizados, os testes não ficarem restritos apenas ao laboratório, por ser um instrumento pequeno sem interferência na caminhada do participante e ainda, existe no mercado grande variedade de modelos com diferentes sensibilidades para aquisição (MUNIZ e ANDRADE, 2010).

Todo o sistema *Walkaide*® é alimentado por uma única bateria AA. Os impulsos gerados são entregues para os eletrodos autoadesivos transcutâneos colocados sobre o nervo fibular comum perto da cabeça de fíbula e no ventre do músculo tibial anterior. A estimulação é provocada através de pulsos de corrente elétrica de baixa intensidade, de duração e amplitude suficientes para produzir potenciais de ação em nervos periféricos. Os sensores de inclinação acionam os impulsos de corrente elétrica para começar assim que o paciente entra na fase de balanço da marcha e termina quando o balanço termina. Isso produz dorsiflexão em toda a fase de balanço, minimizando ou eliminando completamente a queda do pé e normalizando o padrão de marcha (CAMERON, 2010).

Os parâmetros do sistema *Walkaide*® é ajustado por um *software* chamado de *walkAnalyst*, disponível para *download* no site do fabricante. O sistema se comunica com o *software* através de *bluetooth* quando conectado a um outro aparelho chamado de *Walklink*, como demonstrado na figura 11.

Figura 11: Conexão do *Walkaide*® ao *Walklink* para ajustes no paciente.



Fonte: www.walkaide.com⁶

⁶ Disponível em:
<http://www.walkaide.com/support/Documents/WalkAideUserManual_Portuguese_R1.pdf> Acesso em:19/07/2017.

5 OBJETIVOS:

5.1 OBJETIVO GERAL:

- Analisar o impacto do uso da eletroestimulação através do sistema *Walkaide®* no movimento angular do tornozelo na fase de balanço da marcha de indivíduos com pé equino, visando o levantamento de pré-requisitos para construção de um equipamento de eletroestimulação portátil com tecnologia nacional e de baixo custo.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Avaliar a marcha de indivíduos com diagnóstico de pé equino através do sistema Qualisys e do *software* visual 3D com e sem a utilização do sistema *Walkaide®*.
- Investigar os parâmetros da eletroestimulação definido pelo *software* do sistema *Walkaide®* utilizados em cada indivíduo na pesquisa.
- Definição de características para a construção de um equipamento de eletroestimulação portátil.
- Comparar o desempenho da marcha com e sem a utilização do sistema *Walkaide®*.

6 METODOLOGIA

Este trabalho consiste em um estudo piloto, de campo, analítico do tipo transversal qualitativo e quantitativo, e foi realizado após aprovação do comitê de ética em pesquisa sob CAAE: 55850616.1.0000.5208.

Os participantes foram recrutados por conveniência, provenientes de alguns ambulatorios. A amostra foi composta de 7 voluntários, seguindo os critérios de inclusão e exclusão, 2 eram do sexo feminino (28,6%) e 5 do sexo masculino (71,4%), com idades entre 21 e 74 anos.

Tabela 2: Perfil dos voluntários

PACIENTE	SEXO	IDADE	ETIOLOGIA	PÉ EQUINO
1	M	74	AVE ⁷	ESQUERDO
2	F	58	HÉRNIA DE DISCO	DIREITO
3	M	40	ELA ⁸	DIREITO
4	M	45	AVE	ESQUERDO
5	F	21	PARALISIA CEREBRAL	ESQUERDO
6	M	54	AVE	DIREITO
7	M	32	TCE ⁹	DIREITO

Fonte: Arquivos pessoais.

Foram incluídos neste estudo:

- Adultos de 18 a 75 anos de ambos os sexos;
- Pacientes que apresentavam sequela em pé equino unilateral proveniente de lesão do sistema nervoso central, independente da etiologia;
- Não apresentasse disfunção no complexo neuromuscular periférico;
- Também não apresentassem limitação importante da amplitude de movimento ativa ou passiva que impeça a articulação do tornozelo para dorsiflexão e da articulação do joelho para flexão.

⁷ Acidente Vascular Encefálico.

⁸ Esclerose Lateral Amiotrófica.

⁹ Traumatismo Crânio Encefálico.

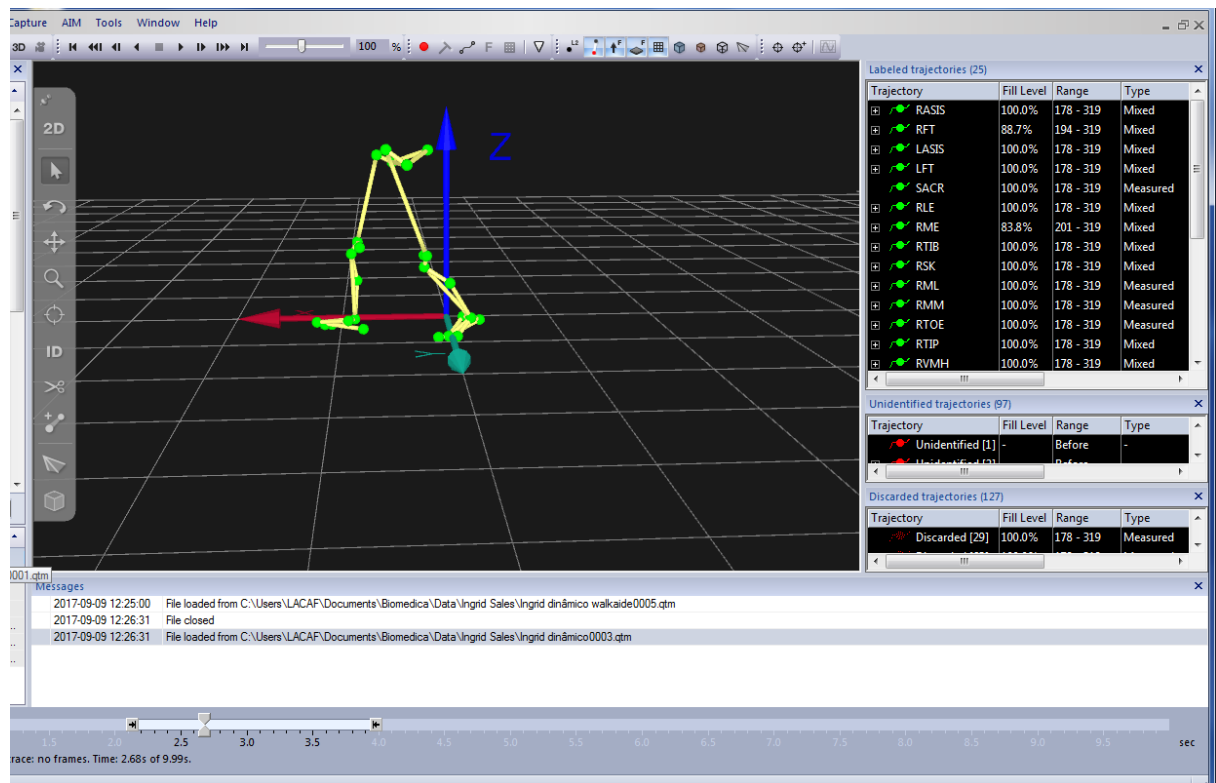
Foram excluídos do estudo os participantes que apresentaram:

- Neuropatia periférica nos membros inferiores com a sequela em pé equino;
- Que não possuam capacidade de deambular sem qualquer tipo de auxílio, como muletas, órteses e bengalas em superfície plana;
- Aqueles que possuíam problemas cognitivos que fossem incapazes de compreender os comandos para a coleta dos dados;
- Pacientes que apresentavam espasticidade maior que 2 na escala de Ashworth modificada;
- Possuir qualquer outra alteração ortopédica e neurológica que possa alterar a marcha.

A coleta dos dados foi realizada no laboratório de cinesiologia e avaliação funcional (LACAF), no Departamento de Fisioterapia (DEFISIO), bem como no laboratório de Engenharia Biomédica, no Centro de Tecnologia e Geociências, no período de maio e junho de 2017, onde o participante visitou o laboratório apenas uma vez.

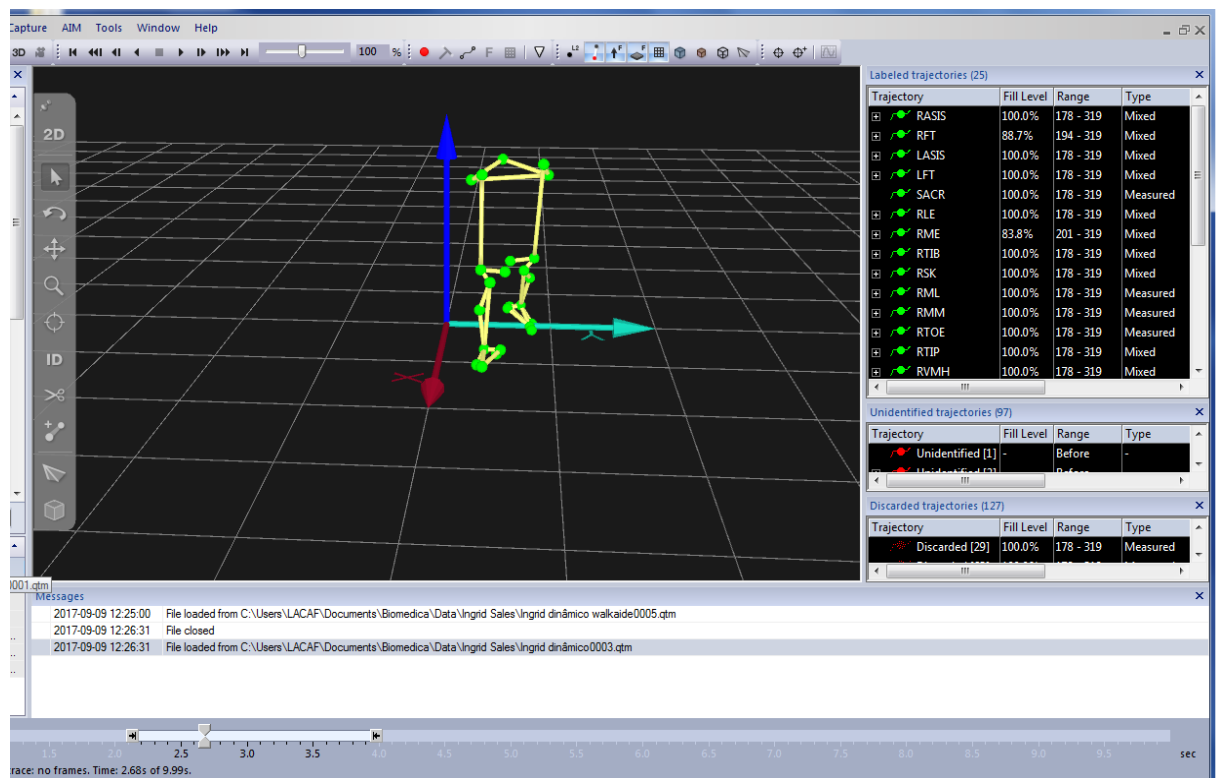
Na captura/coleta dos dados foi utilizado o sistema *Qualisys Pró-Reflex* MCU (*QUALISYS MEDICAL AB*, 411 12 *Gothenburg*, Suécia), que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcadores passivos reflexivos localizados em proeminências ósseas específicas, conforme figuras 12 e 13. Consiste em um sistema de fotogrametria baseada em vídeos, constituído por câmeras interligadas em série, com iluminação produzida por um grupo de diodos emissores de luz infravermelha, localizados em volta da lente de cada câmera. O laboratório de marcha com sistema *Qualisys* que se utilizou é composto de 6 câmeras em ambiente fechado, dispostas em uma sala de aproximadamente 40m². Ao início de cada coleta o sistema *Qualisys* foi calibrado conforme recomendado pelo manual do fabricante. Este sistema foi considerado padrão ouro por diversos autores como *Kirkwood et al* (2012), que em seu estudo teve o objetivo de desenvolver e testar a confiabilidade e validade do sistema *GaitGrabber* na obtenção de dados cinemáticos no plano sagital durante a marcha. *Araújo et al*, (2009), realizou um estudo para desenvolver uma escala observacional de marcha, bem como, caracterizar a marcha de crianças com paralisia cerebral espástica e testar sua confiabilidade e validade de critério, comparando-a com o Sistema *Qualisys* e Visual 3D, considerando esse sistema padrão ouro para avaliação cinemática da marcha.

Figura 12: Visão do sistema *Qualisys* com modelo de captura no plano sagital.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 13: Visão do sistema *Qualisys* com modelo de captura no plano frontal.



Fonte: Acervo do autor.

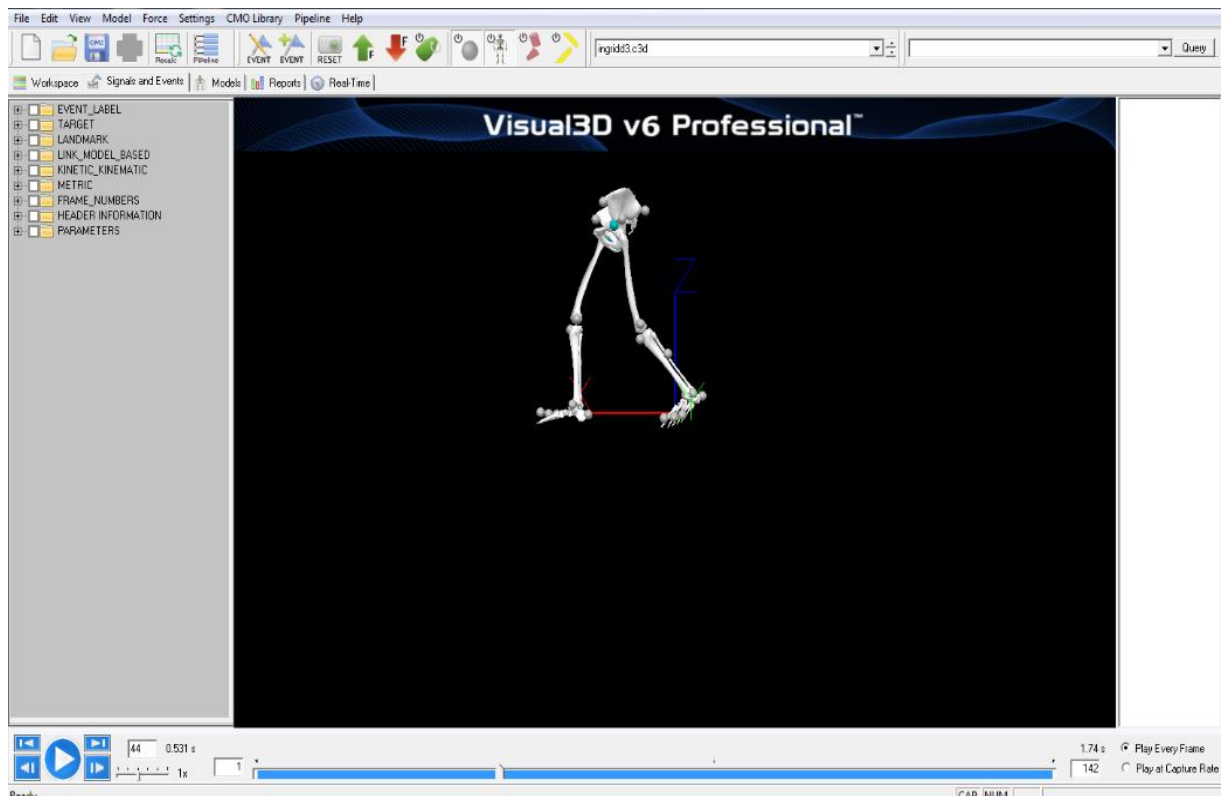
Os dados captados são processados pelo programa de aquisição *Qualisys Track Manager 2.3 – QTM*, onde o mesmo calcula a posição de cada marcador em duas dimensões e através das imagens combinadas das câmeras se obtém as coordenadas dos marcadores e se constrói o movimento em 3D

Para a construção do modelo biomecânico e processamento dos dados, os marcadores foram nomeados e o arquivo exportado para o *software Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, EUA)*, conforme figuras 14 e 15. Os marcadores passivos reflexivos de superfície foram colocados nos voluntários seguindo o manual de diretrizes do conjunto de marcadores da *C-Motion* (tutorial do *software visual 3D*¹⁰, onde foi usado o modelo para o segmento pelve - *Helen Hayes*, para o segmento coxa - modelo 3, para o segmento perna - modelo 4, para o segmento pé – multi (*Leardini*)).

O *software Visual 3D*, tem como base para análise do movimento a sequência de *Cardan* para obtenção dos dados angulares do complexo tornozelo/pé durante a marcha no plano sagital, frontal e transversal, que são gerados nos três eixos (X, Y e Z), onde para o movimento angular em X = flexão/extensão, em Y = abdução/adução e em Z = rotação longitudinal, e os valores positivos correspondem aos movimentos para frente, para a direita e para cima e os valores negativos para traz, para a esquerda e para baixo. Os valores do ângulo neutro de dorsiflexão é de 90° e foi convencionado pela *American Academy of Orthopaedic Surgeons* (Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos).

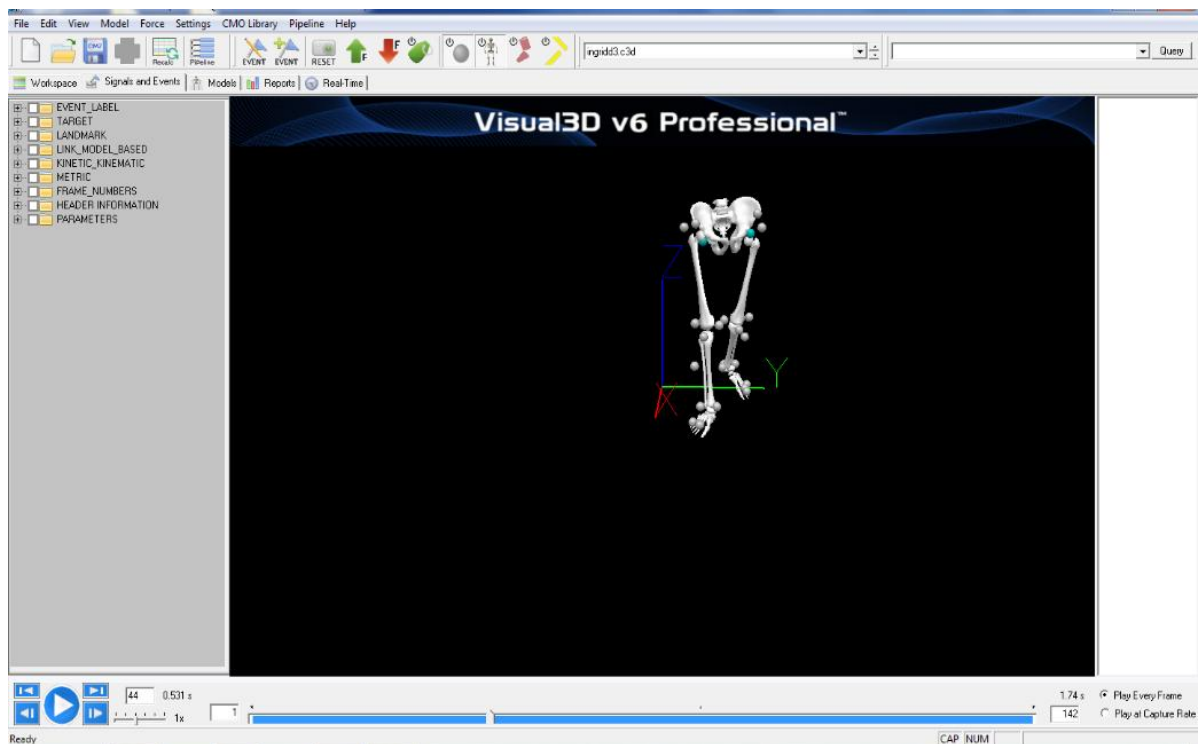
¹⁰ http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Marker_Set_Guidelines

Figura 14: Visão do modelo biomecânico no visual 3D no plano sagital.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 15: Visão do modelo biomecânico no visual 3D no plano frontal.



Fonte: Acervo do autor.

Os dados de entrada foram processados e gerados outros dados com as opções das variáveis escolhidas no sistema visual 3D, essas variáveis são: ângulo do tornozelo no plano sagital e frontal, correspondente ao X e Y do plano cartesiano. Estes dados foram plotados no *matlab* para geração de gráficos comparativos para melhor entendimento dos resultados.

A coleta foi dividida em 4 etapas.

1ª) Após uma avaliação das condições clínicas, iniciou-se com a coleta estática, onde o voluntário foi colocado em posição ortostática e apoio bipodal, com os braços cruzados e mãos nos ombros, por um período de 5 segundos, no local demarcado como o centro do plano cartesiano, para captura pelo sistema.

2ª) Foi realizada a coleta dinâmica, onde o voluntário caminhou em um trajeto de aproximadamente 5 metros em uma faixa demarcada onde passa o plano cartesiano em um período de 10 segundos, com frequência de 81Hz e 810 *frames*, realizada por 3 vezes.

3ª) Nesta etapa, foi ajustado o sistema *Walkaide*® (de acordo com o fabricante), onde foi realizada outra coleta dinâmica similar ao procedimento anterior, mas agora com o sistema *Walkaide*® adaptado ao voluntário, também por 3 vezes.

4ª) Por fim, após a conclusão das coletas com os voluntários, o *Walkaide*® foi conectado a um osciloscópio da marca *Agilent Technologies* DSOx2002A 100MHz, para aquisição dos sinais de eletroestimulação onde adquiriu-se a largura de pulso (duração do pulso), frequência e amplitude da tensão utilizada em cada voluntário para análise eletrônica das variações de parâmetros ajustados pelo *Walkaide*® e o que foi encontrado no osciloscópio.

7 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A análise estatística desta pesquisa foi realizada no *software* Bioestat 5.3 do Instituto de Desenvolvimento Sustentável Mamirauá, onde para o teste de normalidade foi utilizando o teste de *Kolmogorov-Smirnov*. Para os dados que não apresentaram distribuição normal ou não possuía uma curva Gaussiana, escolheu-se os testes não-paramétricos de *Wilcoxon* para variáveis dependentes e de *Mann-Whitney* para variáveis independentes, e para os dados com distribuição normal, optou-se pelo teste paramétrico de *t-student* para amostras pareadas e independentes quando fosse o caso, onde as hipóteses testadas foram:

Hipótese nula (H_0) - não há diferença na angulação do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar, bem como na angulação do pé em adução e abdução com o uso do *Walkaide*®.

Hipótese alternativa (H_1) - há diferença na angulação do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar, bem como na angulação do pé em adução e abdução com o uso do *Walkaide*®.

Os dados apresentados na tabela 3 representam a média ($\pm$ desvio padrão) e valor de p. na angulação do tornozelo, para os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar realizados no plano sagital, bem como a máxima e mínima variação de angulação desse movimento durante a marcha. Levando em consideração que os valores angulares nesses casos, partem do princípio convencionado pela *American Academy of Orthopaedic Surgeons* (Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos), como ângulo neutro do tornozelo no plano sagital sendo de 90°.

Tabela 3: Média ($\pm$ desvio padrão) das variáveis angulares no plano sagital com e sem o uso do *Walkaide*® e valor de p.

Variáveis	Sem <i>Walkaide</i> ®	Com <i>Walkaide</i> ®	P. valor
Ângulo do tornozelo no contato inicial(CI) (°)	72,1 $\pm$ 5,64	73,8 $\pm$ 7,90	0,499*
Máxima angulação (dorsiflexão)(°)	85,42 $\pm$ 5,56	85,71 $\pm$ 7,15	0,855*
Mínima angulação (flexão plantar)(°)	65,00 $\pm$ 6,92	63,85 $\pm$ 7,03	0,067*

*Teste de *Wilcoxon* para $p < 0,05$

Apesar das médias observadas com o uso do *Walkaide*[®], se mostrarem maiores em números absolutos, tanto no contato inicial, como na máxima angulação alcançada, não houve diferença estatisticamente significativa quando o mesmo não foi utilizado. Todavia, pode-se inferir que com o uso do equipamento, o tornozelo se manteve mais próximo do ângulo normal.

Na tabela 4, pode-se observar a média ($\pm$ desvio padrão) da angulação da articulação subtalar, para os movimentos de abdução e adução no plano frontal, como também a máxima e a mínima variação da angulação. Nesses casos, considera-se os ângulos positivos o movimento de abdução e negativo o movimento de adução.

Tabela 4: Média ($\pm$ desvio padrão) das variáveis angulares no plano frontal com e sem o uso do *Walkaide*[®] e valor de p.

Variáveis	Sem <i>Walkaide</i> [®]	Com <i>Walkaide</i> [®]	P. valor
Ângulo do pé no contato inicial(CI) (°)	-2,142 $\pm$ 12,50	-2,571 $\pm$ 11,87	0,753*
Máxima angulação (abdução) (°)	10,42 $\pm$ 7,06	9,57 $\pm$ 7,56	0,549**
Mínima angulação (adução) (°)	-10,14 $\pm$ 9,11	-12,28 $\pm$ 13,80	0,753*

*Teste de *Wilcoxon*. ** Teste *t-student* pareado. Todos com nível de significância para $p < 0,05$

Pode-se verificar analisando os resultados apresentados na tabela acima, na variável que se refere ao ângulo do pé no CI, que com o uso do *Walkaide*[®], o pé permaneceu um pouco mais aduzido, ou seja, mais próximo da linha média do corpo, assim como na mínima angulação houve diferença em números absolutos, porém, quando testada, não houve alterações estatisticamente significativas nos dois grupos para as variáveis testadas.

As variações dos ângulos obtidos pelo *software* Visual 3D durante a marcha, para angulação nos planos sagital e frontal, estão descritas na tabela 5 distribuído por paciente. O teste não paramétrico de *Wilcoxon* foi realizado para amostras dependentes de cada paciente, com valor de $p < 0,05$.

Tabela 5: Média ($\pm$ desvio padrão) e valor de p. da variação do ângulo do tornozelo no plano sagital e do ângulo da art. subtalar no plano frontal durante a marcha de cada paciente.

Pacientes	Variação do arco de movimento no plano sagital durante a marcha (°)			Variação do arco de movimento do pé no plano frontal durante a marcha (°)		
	<i>S/Walkaide</i> ®	<i>C/Walkaide</i> ®	p. valor	<i>S/Walkaide</i> ®	<i>C/ Walkaide</i> ®	p. valor
1	70,76 $\pm$ 5,50	70,20 $\pm$ 5,52	0,069*	0,70 $\pm$ 2,11	1,65 $\pm$ 1,84	0,000*
2	74,18 $\pm$ 8,77	74,10 $\pm$ 9,53	0,041*	-6,06 $\pm$ 8,64	-9,36 $\pm$ 7,40	0,001*
3	78,78 $\pm$ 3,74	79,11 $\pm$ 5,07	0,679*	-5,76 $\pm$ 5,64	-6,97 $\pm$ 5,10	0,094*
4	85,34 $\pm$ 4,95	84,96 $\pm$ 4,72	0,268*	20,23 $\pm$ 3,75	19,95 $\pm$ 2,63	0,003*
5	70,38 $\pm$ 4,82	70,03 $\pm$ 4,25	0,878*	-0,02 $\pm$ 6,47	3,32 $\pm$ 5,99	0,000*
6	80,01 $\pm$ 6,08	81,48 $\pm$ 7,10	0,000*	-2,73 $\pm$ 4,77	-9,34 $\pm$ 6,24	0,000*
7	72,12 $\pm$ 4,02	69,39 $\pm$ 4,48	0,000*	-2,98 $\pm$ 2,40	-3,82 $\pm$ 2,48	0,000*

*Teste de *Wilcoxon*, com nível de significância para $p < 0,05$

Na tabela 5, pode-se observar o resultado de cada voluntário que foram enumerados em ordem crescente de acordo com as datas das coletas. Os valores obtidos no ângulo do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital, teve diferença estatisticamente significativa em 3 dos 7 voluntários (42,8%) da amostra. Já os valores obtidos para angulação da articulação subtalar no plano frontal, teve uma diferença estatisticamente significativa em 6 dos 7 voluntários (85,7%) da amostra, todos com nível de significância para $p < 0,05$.

Os dados para comparação das variações angulares durante a marcha com e sem o uso do *Walkaide*® no universo de todos os pacientes, nos planos sagital e frontal, estão descritos na tabela 6.

Tabela 6: Média ($\pm$ desvio padrão) e valor de p. da variação angular nos planos sagital e frontal entre todos os pacientes.

Variação do arco de movimento do tornozelo no plano sagital durante a marcha (°)			Variação do arco de movimento do pé no plano frontal durante a marcha (°)		
S/Walkaide®	C/Walkaide®	p. valor	S/Walkaide®	C/ Walkaide®	p. valor
73,94 $\pm$ 7,07	73,37 $\pm$ 7,72	0,016**	0,08 $\pm$ 2,11	-0,31 $\pm$ 1,84	0,952*

*Teste de Wilcoxon. ** Teste *t-student* independente. Todos com nível de significância para $p < 0,05$

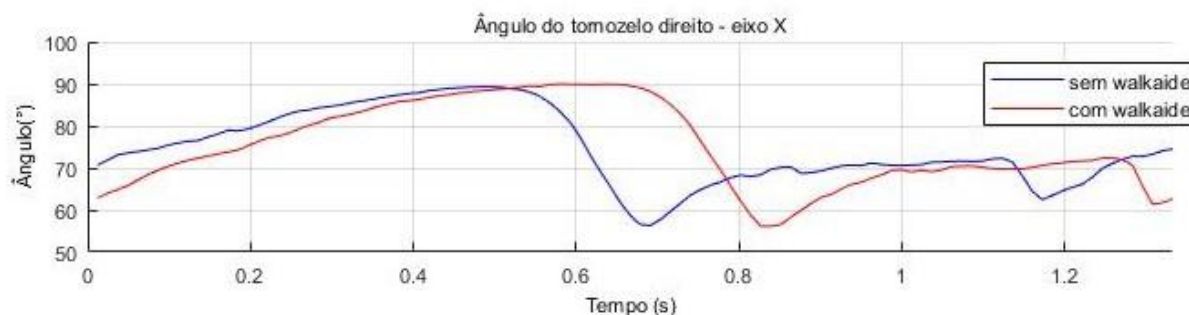
Pode-se verificar, fazendo uma análise, que houve pouca variação durante a marcha na média do arco de movimento do tornozelo quando comparada com e sem o uso do dispositivo, porém, essa variação foi estatisticamente significativa quando submetida ao teste, nesse caso com maior variação do arco de movimento sem o uso do Walkaide®.

Na comparação entre as variações angulares do arco de movimento do pé no plano frontal, pode-se observar, em números absolutos, que a média com o uso do dispositivo representa um movimento de adução, deixando o pé mais próximo da linha média, com isso, minimizando os desvios do pé durante a marcha, muito comum nesse tipo de paciente, porém estatisticamente não houve diferença. Ainda foi realizada a comparação das médias de cada paciente no plano sagital ($p < 0,371$) e frontal ($p < 0,609$), contudo, também não encontram-se diferenças significativas entre as variáveis. Esses resultados podem ter sido reflexos da falta de adaptação e treinamento prévio ao equipamento.

A representação das variações angulares de alguns pacientes, no movimento de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo durante a marcha, com e sem o uso da órtese elétrica funcional, podem ser observados nos gráficos a seguir. Considerando o ângulo neutro do tornozelo no plano sagital, sendo de 90°, e os ângulos positivos no plano frontal correspondem ao movimento de abdução e negativo ao movimento de adução.

Observa-se no gráfico 1, um aumento da dorsiflexão do tornozelo na linha vermelha que corresponde ao uso do Walkaide® na função tempo em 6 segundos, momento esse que corresponde as subfases de balanço médio ao balanço final da marcha, levando a uma redução do pé equino, com melhora no padrão de marcha durante esse ciclo.

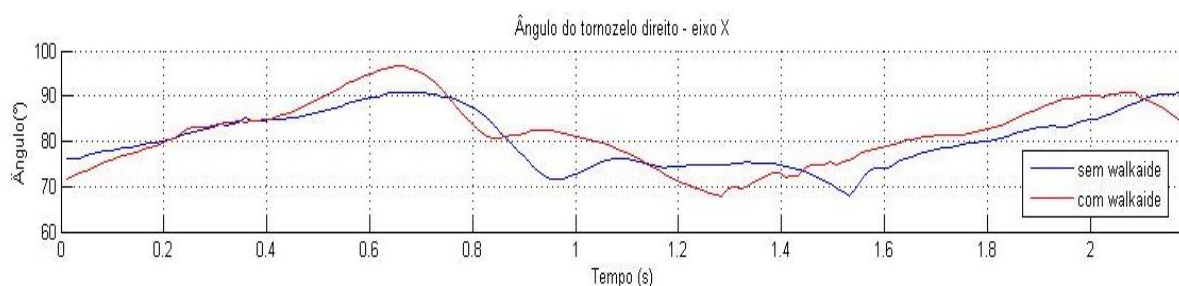
Gráfico 1: Comparação dos ângulos do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital representado em vermelho com *Walkaide*® e em azul sem *Walkaide*® do voluntário .



Fonte: Acervo do autor.

No gráfico 2, pode-se observar um aumento da dorsiflexão do tornozelo no intervalo entre 0,6 e 0,8 da função tempo, que corresponde as subfases de balanço médio ao balanço final da marcha com o uso do *Walkaide*®, bem como, um discreto aumento ângulo na função tempo entre 0,8 a 1,2, correspondente as subfases de balanço final a um novo contato inicial, mantendo-o em uma posição mais fisiológica como na marcha normal.

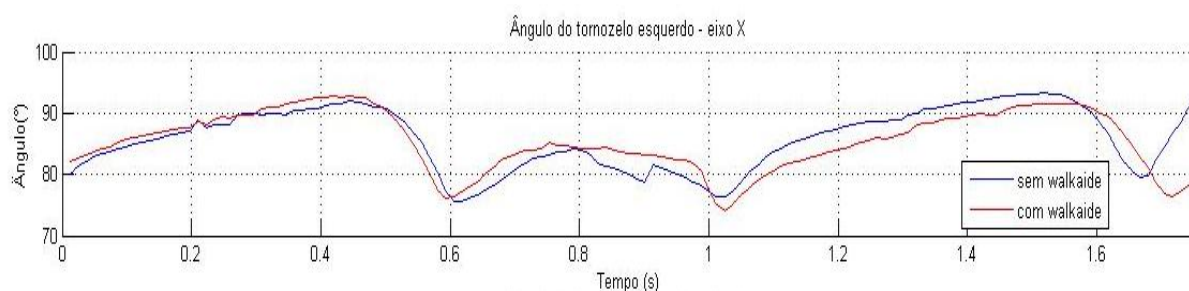
Gráfico 2: Comparação dos ângulos do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital representado em vermelho com *Walkaide*® e em azul sem *Walkaide*® do voluntário .



Fonte: Acervo do autor.

Nota-se no gráfico 3, bastante semelhanças na dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo com e sem o uso do dispositivo, não havendo demonstração de influência do equipamento durante a marcha.

Gráfico 3: Comparação dos ângulos do tornozelo para dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital representado em vermelho com *Walkaide*® e em azul sem *Walkaide*® do voluntário .



Fonte: Acervo do autor.

Esta pesquisa utilizou o sistema *Walkaide*® sem acomodação prévia dos pacientes, onde os mesmos tiveram contato com o sistema apenas no momento da coleta, contudo, consegue-se verificar algumas relevâncias no impacto no usuários através no na melhora da dorsiflexão de tornozelo, um pouco evidente no CI, onde a média foi de $72,1 \pm 5,64$ sem o uso do dispositivo e de $73,8 \pm 7,90$, mas sem diferenças significativa estatisticamente ($p < 0,499$). Houve também uma diferença em relação à média da máxima angulação alcançada pelos pacientes para o movimento de dorsiflexão, sendo de $85,42 \pm 5,56$ sem o equipamento e de $85,71 \pm 7,15$ com o equipamento, contudo sem diferença estatisticamente significativa ($p < 0,855$).

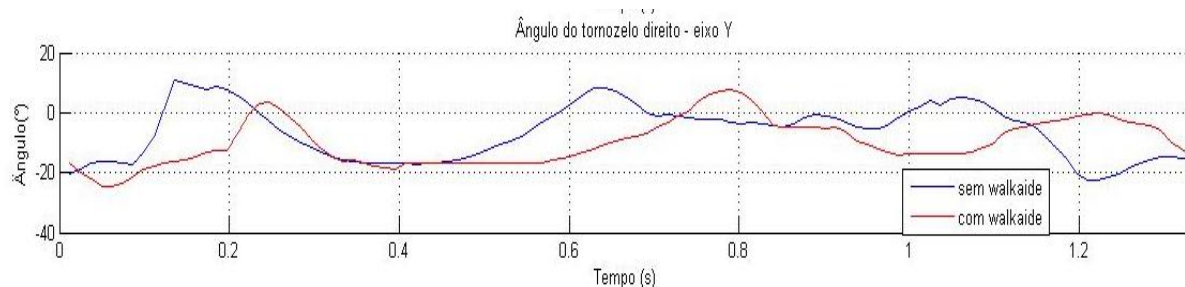
Quando observado as médias das variações do arco de movimento no plano sagital durante a marcha, pode-se observar que em apenas um paciente ela foi superior com o uso do dispositivo, sendo de $81,48 \pm 7,10$ para $80,01 \pm 6,08$ sem o uso, com diferença significativa estatisticamente ($p < 0,000$). Os resultados encontrados se opõem com a revisão sistemática realizada por Dos Santos Guimarães e Liebano (2013) e na pesquisa de Damiano et al (2013), contudo, nosso objetivo principal foi alcançando, mesmo aceitando a hipótese nula na maioria casos.

Os gráficos a seguir, representam as comparações angulares no plano frontal dos movimentos de adução e abdução, da articulação subtalar durante a marcha.

No gráfico 4, percebe-se um aumento da angulação da articulação subtalar com o uso do *Walkaide*® mostrado na linha vermelha, com maiores diferenças visualizadas na função tempo entre 1 e 2 segundos, bem como entre 6 e 7 segundos, mostrando uma melhora de movimentos compensatórios realizados por esses pacientes com pé equino que exibem na maioria das vezes um padrão de marcha com abdução do pé, tornando a marcha instável com maior risco de queda,

dessa forma pode-se mostrar uma melhora na estabilidade da marcha com o uso do dispositivo.

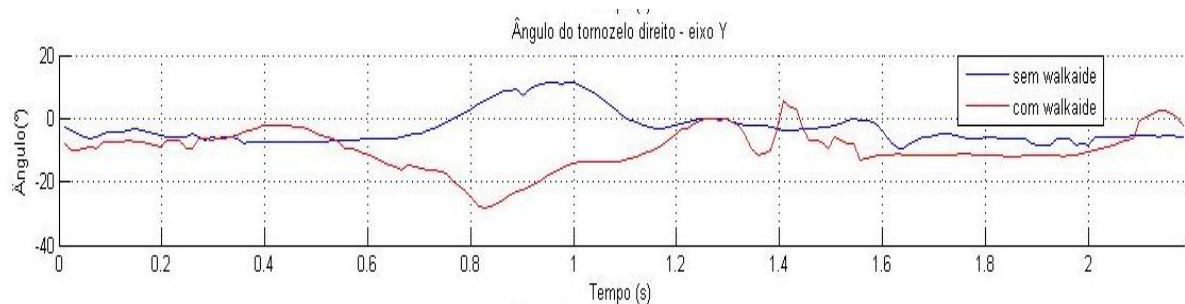
Gráfico 4: Comparação na angulação da articulação subtalar para abdução e adução no plano frontal representados em vermelho com *Walkaide*® e azul sem *Walkaide*®, do voluntário 2.



Fonte: Acervo do autor.

Um discreto aumento da adução do pé, pode ser visto no gráfico 5, mostrado na linha vermelha com o uso do *Walkaide*®, com maior ênfase em 8s, bem como se mantendo mais próximo da linha média, pode ser observado no gráfico 5, atentando a uma melhora de movimentos compensatórios em abdução do pé realizados pelos pacientes com pé equino, melhorando a estabilidade da marcha com o uso do dispositivo.

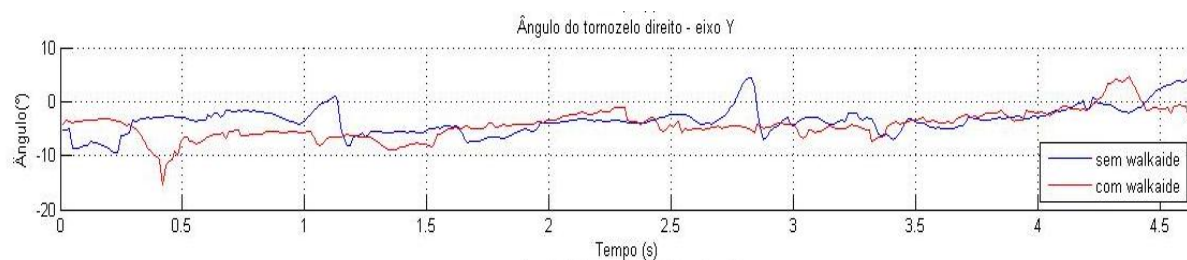
Gráfico 5: Comparação na angulação da articulação subtalar para abdução e adução no plano frontal representados em vermelho com *Walkaide*® e azul sem *Walkaide*® do voluntário 6.



Fonte: Acervo do autor.

Uma similaridade nas linhas correspondentes as duas variáveis podem ser observadas no gráfico 6, enunciando que houve pouca alteração nos movimentos de adução e abdução do pé, porém com o uso do dispositivo, o pé se mantém mais próximo da linha média em todas as fases da marcha.

Gráfico 6: Comparação na angulação da articulação subtalar para abdução e adução no plano frontal representados em vermelho com *Walkaide*® e azul sem *Walkaide*® do voluntário 7.



Fonte: Acervo do autor.

Após uma análise, observou-se que para se adaptarem a marcha com pé equino, os pacientes utilizam-se de compensações para o ajuste de desvios causados pela disfunção primária, nesse contexto foram encontrados alguns achados importantes, como a melhora nos movimentos compensatórios de abdução do tornozelo, onde foi observado no ângulo positivo no plano frontal, a média dos ângulos de 5 dos 7 voluntários da tabela 5, mostraram-se com aumentando da adução ou redução da abdução, com diferenças estatisticamente significativas, ratificando o estudo de *Sheffler e Chae* (2013) e de *Nolan et al* (2015).

Com a melhora da adução por influência do dispositivo, houve a redução nos movimentos de reação abrupta na fase de balanço que o paciente com pé equino realiza, na tentativa de não tocar os artelhos no solo. Porém, quando comparada as variações do arco de movimento de todos os pacientes, sendo a média sem uso de dispositivo de $0,08 \pm 2,11$, e com o uso de $-0,31 \pm 1,84$, mesmo com uma variação com tendência para uma adução, não houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,952$).

Nas variáveis angulares estudadas, foi observado um aumento da adução do pé, ou até uma inversão conforme alguns autores, durante o CI, com média de $-2,142 \pm 12,50$ sem o uso do *Walkaide*®, e $-2,571 \pm 11,87$ com o uso do *Walkaide*®, contudo não houve diferença significativa ($p < 0,753$). A OEF, também obteve melhor média na máxima angulação, com $9,57 \pm 7,56$ com seu uso e $10,42 \pm 7,06$, reduzindo a abdução, como também na mínima angulação alcançada, com média de $-10,14 \pm 9,11$ sem o uso e de $-12,28 \pm 13,80$ com o uso do *Walkaide*®, melhorando a adução do paciente em toda trajetória, mas sem diferença significativa nos dois casos com ($p < 0,549$) e ($p < 0,753$), respectivamente.

Na tabela 7, a seguir, estão descritas as diferentes amplitudes utilizadas em cada paciente de acordo com o limiar de contração e conforto na eletroestimulação. Os valores da amplitude no aparelho se expressa em escala decimal 1 a 8, já os valores verificados no osciloscópio se expressam em milivolts.

Tabela 7: Valores da amplitude encontrada no *Walkaide*® e verificada no osciloscópio.

Pacientes	Amplitude do <i>Walkaide</i> ®	Amplitude (mV) verificada no Osciloscópio
1	4,0	53,5
2	5,5	65
3	5,2	63,5
4	3	44,5
5	1.8	36
6	3,2	47
7	5	62

Foram observadas diversas variações nos parâmetros do *Walkaide*® verificados no osciloscópio, com os eletrodos ainda conectados no paciente, onde foi expressa nesse estudo apenas a amplitude, conforme tabela 7, esses parâmetros variam de acordo com cada paciente, pelo limiar sensitivo e de contração, por fatores relacionados a etiologia primária que levou a sequela do pé equino. Ainda analisando a tabela 7, nota-se que a amplitude do *Walkaide*® não corresponde exatamente a um mesmo valor para todos os pacientes, isto deve-se ao fato de que a amplitude medida é a tensão real sobre o corpo do paciente e esta depende da impedância da pele de cada um.

Após uma análise dos resultados, pode-se constatar que o *Walkaide*® promoveu uma melhora satisfatória na marcha, tanto em relação a dorsiflexão de tornozelo quanto a adução do pé, porém, sem diferenças significativas estatisticamente. Encontramos algumas limitações do dispositivo que ocorreram em alguns pacientes. No paciente 2, houve a necessidade de estimulação com frequência abaixo de 30Hz, não disponível no sistema, contornada com aumento da largura de pulso e da amplitude para conseguir uma contração efetiva. No paciente

1, houve dificuldade para detecção do momento de disparo, por baixa sensibilidade por parte dos sensores no dispositivo, deixando por muitas vezes de realizar a estimulação dependendo do movimento realizado pelo paciente, sendo necessário um maior número de tentativas até obter o funcionamento satisfatório. Dessa forma, pôde-se definir algumas características imprescindíveis, necessárias para a construção de um novo equipamento.

8 CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo teve como objetivo principal a análise do impacto do uso da eletroestimulação através do sistema *Walkaide*® no movimento angular do tornozelo na marcha de indivíduos com pé equino, visando o levantamento de pré-requisitos para construção de um equipamento de eletroestimulação portátil com tecnologia nacional e de baixo custo.

Os pacientes que participaram do estudo, relataram uma melhora significativa ao deambular com a OEF, referiram ainda que “o membro estava mais leve” e que se sentiam mais confiante para andar. Porém, não foi possível encontrar impactos estatisticamente significativos na variação do arco de movimento do tornozelo e do pé nos planos sagital e frontal com e sem o uso do *Walkaide*®, bem como, nas outras variáveis. Possivelmente, os achados poderiam ter uma melhor expressão estatística se for analisado alguns fatores como: o uso da OEF apenas no momento da coleta, pouco tempo para treinamento, a heterogeneidade da etiologia do pé equino e o ajuste da faixa de atuação da eletroestimulação, bem como, o tempo de sequela de cada paciente. Ainda assim, o objetivo foi alcançado, podendo esta pesquisa nortear outras, pois através desse estudo foi possível obter informações e observações necessárias para a confecção de uma OEF portátil e de baixo custo.

As características observadas ao longo dessa pesquisa visando o levantamento de pré-requisitos para a construção de equipamento, foram: a necessidade de um *software* que realize com maior precisão os ajustes dos parâmetros, bem como, produza uma maior variação nos limites inferiores e superiores da eletroestimulação para melhorar a efetividade da marcha, alcançando as necessidades de variadas etiologias para a sequela com pé equino.

Outra característica é melhorar os ajustes nos sensores, utilizando dispositivos de acelerometria, giroscopia e inclinação para melhor adaptação e mais efetividade da marcha, promovendo o disparo elétrico no momento correto. Além disso é necessário fazer uso de uma tecnologia que se conecte ao *software* por comunicação sem fio, diretamente ao dispositivo, sem auxílio de um segundo equipamento conectado por fio, como no caso do *walklink*, onde teve-se alguns problemas durante a coleta pela perda de conexão com o *software* ou pela desconexão do fio durante o ajuste na marcha. E por fim, a construção de um novo

equipamento será baseado nas informações desse estudo, com o objetivo de reduzir ao máximo o custo para que o valor final do equipamento possa ser adequado a realidade econômica do país e que se possa alcançar, da mesma forma, um maior número de usuários, proporcionando uma mudança geral na qualidade de vida dessas pessoas e também de seus familiares.

REFERÊNCIAS

- AGNE, J. E. **Eletrotermoterapia: teoria e prática**. Santa Maria: Orium, 2005.
- ALVES, E. S. **Efeito do uso da estimulação elétrica muscular durante o processo de reparação tecidual graus distintos de axonotmese experimental do nervo ciático de ratos**. 2012. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- ARAÚJO, P. A., KIRKWOOD, R. N., FIGUEIREDO, E. M. *Validity and intra- and inter-rater reliability of the Observational Gait Scale for children with spastic cerebral palsy*. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 13, n. 3, p. 267-273, 2009.
- AZEVEDO, E. R. F. B. M. DE. **Análise cinética e cinemática da marcha de indivíduos paraplégicos com e sem órtese de pé e tornozelo (AFO)**. Dissertação de Mestrado. Unicamp. Campinas, 2011.
- BARELA, A. M. F. **Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. Tese de Doutorado - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2005.
- BARION, C. LISBOA, D. N. **A utilização da estimulação elétrica funcional (fes) em doenças neuromusculares- revisão bibliográfica**. Monografia para título de Especialista. Universidade Federal De São Paulo - Escola Paulista de Medicina. São Paulo, 2006.
- BOHÓRQUEZ, I. J. R. SOUZA, M. N. PINO, A. V. Influência de parâmetros da estimulação elétrica funcional na contração concêntrica do quadríceps. **Rev. Bras. Eng. Biom.**, v. 29, n. 2, p. 153-165, jun. 2013.
- BRANDALIZE, D.; BRANDALIZE, M. Efeitos da toxina botulínica no tratamento do pé equino em indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico. **Voos Revista Polidisciplinar Eletrônica da Faculdade Guairacá**, v. 2, n. 2, 2011.
- BENVEGNU, A. B. et al. Avaliação da medida de independência funcional de indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico (AVE). **Ciência & Saúde**, v. 1, n. 2, p. 71-77, 2009.
- CALAIS – GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento: introdução à análise das técnicas corporais**. Volume 1, São Paulo: Manole, 1991.
- CALHAU, Ana et al. **Análise cinemática da marcha**. Disciplina de biomecânica do movimento. Mestrado integrado em engenharia Biomédica. Instituto Superior Técnico- Departamento de Física, 4o Ano, 1o Semestre 2007/08.
- CAMERON, M. H. *The walkaide® functional electrical stimulation system - A novel therapeutic approach for foot drop in central nervous system disorders*. **US Neurology**, v. 6, n. 2, p. 112-4, 2010.

COIMBRA, F. C.; MEJIA, D. P. M. **A marcha em pacientes com paralisia nos membros inferiores**. Faculdade Ávila, 2013. Disponível em: <portalbiocursos.com.br> Acesso em 21/01/2017.

CORRÊA, F. I. **A Instrumentação Aplicada à Biodinâmica do Movimento Humano para uma Compreensão do Desempenho Normal e o Patológico de Pacientes Neurológicos**. Tese de Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2009.

DAMIANO, D. L. et al. *Muscle plasticity and ankle control after repetitive use of a functional electrical stimulation device for foot drop in cerebral palsy*. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 27, n. 3, p. 200-207, 2013.

DOS SANTOS GUIMARÃES, M. T.; LIEBANO, R. E. Os efeitos da estimulação elétrica aplicada nos músculos dorsiflexores em pacientes pós-AVE: uma revisão sistemática. **ConScientiae Saúde**, v. 12, n. 2, 2013.

FLORIANO-BATISTA, R. et al. **Proposta de arquitetura de controle para exoesqueleto robótico de reabilitação da marcha antropomórfica**. Dissertação de Mestrado – Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, 2013.

GONÇALVES, B. A.; FRANCISCO, N. P. F. Órteses: orientações e cuidados. **XIV Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e X Encontro Latino Americano de Pós-Graduação—Universidade do Vale do Paraíba**, 2011.

GROSS, J.; FETTO, J.; ROSEN, E. **Exame musculoesquelético**. Porto Alegre: Artmed, 2000.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. Elsevier Brasil, 2006.

HALL, C. M; BRODY, L. T. **Exercício Terapêutico: na busca da função**. 2ª edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 4ª edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

INMAN, V. T.; RAISTON, H. J.; TODD, F. **Locomoção Humana**. In: ROSE, Jessica; Gamble, James. G. *Marcha: Teoria e Prática da Locomoção Humana*. Série Physio – Fisioterapia Prática. Trad. Eliane Ferreira. 3ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2007.

KIRKWOOD, R. N. et al. Sistema GaitGrabber na captação de dados cinemáticos durante a marcha. **Motriz rev. educ. fis.**, v. 18, n. 3, p. 505-514, 2012.

KITCHEN, S.; BAZIN, S. **Eletroterapia: prática baseada em evidências**. 2ª ed. Barueri, SP: Manole, 2003.

KRUEGER-BECK, E. et al. Efeitos da estimulação elétrica funcional no controle

neuromuscular artificial. **Revista Neurociências**, v. 19, n. 3, p. 530-41, 2011.

LIANZA S. **Estimulação Elétrica Funcional- FES e Reabilitação**. Livraria Editora Ateneu: São Paulo, 1993.

LUCARELI, P. R. G. **Análise Cinemática da Articulação do Joelho Durante a Marcha Hemiparética**. Dissertação de Mestrado - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2014.

MAGARREIRO, J. **Protocolo de recolha e processamento de dados 3D cinemáticos e cinéticos da marcha em regime laboratorial e ambulatório**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica – Desporto e Reabilitação. Instituto Politécnico de Setúbal, Setúbal, 2014.

MARQUES, P. da S.; NOGUEIRA, S. P. B. O. *Effects of functional electrical stimulation and Kabaton functionality of the upperlimb of hemiparetic*. **Rev Neurocienc.** V.19(4): 694-701. 2011.

MENESES, K. V. P., et al. Testes preliminares de um protótipo. **Rev. Ter. Ocup.** Univ. São Paulo, v. 19, n. 3, p. 193-201, set./dez. 2008.

NOLAN, K. J.; YAROSSE, M.; MCLAUGHLIN, P. *Changes in center of pressure displacement with the use of a foot drop stimulator in individuals with stroke*. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 7, p. 755-761, 2015.

MORAIS FILHO, M. C.; REIS, R. A. dos; KAWAMURA, C. M. Avaliação do padrão de movimento dos joelhos e tornozelos durante a maturação da marcha normal. **Acta Ortop Bras**, v. 18, n. 1, p. 23-5, 2010.

MUNIZ, D. L. B.; ANDRADE, M. C. de. **Análise Biomecânica das Fases da Marcha por Acelerômetros**. Universidade de Estado de Santa Catarina, 2010. Disponível em: <<http://www.pergamumweb.udesc.br>>. Acesso em: 16/10/2015.

OVANDO, A. C. Acidente vascular encefálico: comprometimento motor dos membros inferiores e alterações na marcha. **Efdeportes**, Revista Digital, Buenos Aires, Ano 14, Nº 132, maio de 2009.

OKONU, E.; FRATIN, L. **Desvendado a física do corpo humano: biomecânica**. Barueri, SP: Manole, 2003.

OTTOBONI, C.; FONTES, S. V.; FUKUJIMA, M. M. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: aspectos biomecânicos. **Rev Neurociências**, v. 10, n. 1, p. 10-6, 2002.

PEREIRA, S. P. **Análise e Identificação do Sinal de Aceleração num Pé**. Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores - Departamento de Engenharia Electrotécnica - Instituto Superior de Engenharia do Porto, 2012.

PERRY, J. **Análise de marcha, v1: marcha normal**. Barueri, SP: Manole, 2005.

PORTO, F. et al. **Construção e Calibração de um Acelerômetro Triaxial de Baixo Custo para Análise Biomecânica do Movimento Humano**. XXVII Simpósio Internacional de Ciências do Esporte, p. 250, 2004.

RESENDE, G. P. de. **Equipamento de Biofeedback para Tratamento Fisioterápico em Pacientes Portadores de Pé Equino**. Dissertação de Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2014.

ROSE, J; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Premier. 1998.

ROSE, J; GAMBLE, J.G. **Marcha: Teoria e Prática da Locomoção Humana**. Série *Physio*. Fisioterapia Prática. Trad. Eliane Ferreira. 3 ed. Rio de Janeiro, Guanabra Koogan, 2007.

REZENDE, F.B. et.al. Efetividade da estimulação elétrica funcional no membro superior de hemiparéticos crônicos. **Revista Neurociências**, v.17, n.1, p.72-78, 2009.

RIBAS, D. I. R. et al. Estudo comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. **Rev Bras Med Esporte**, v. 13, n. 6, p. 371-5, 2007.

ROBBINS, S. M. et al. *The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis*. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 87, n. 6, p. 853-859, 2006.

ROBINSON, A. J.; MACKLER, L. S. **Eletrofisiologia Clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico**. 2ª ed. Porto Alegre : Artmed, 2001.

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

SANCHES, D. L. E. **Estudo da utilização da estimulação elétrica funcional nas disfunções de eversão e dorsiflexão do pé durante a marcha em pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral**. Dissertação de Mestrado - Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, 2004.

SANTOS, A. F. et al. **Aplicação de acelerômetros de baixo custo em sistemas automatizados de medição**. 2007. Disponível em: <www.posgrad.mecanica.ufu.br> Acesso em: 22/01/2015.

SANTOS, L. S. T. Uso da Estimulação Elétrica Funcional–FES em pacientes neurológicos. 2016. Disponível em: <www.fufs.edu.br/admin/anexos/09-08-2013_17_19_54.pdf> Acesso em: 14/07/2017.

SANTOS, R. C. de M. et al. Uso da Estimulação Elétrica Funcional Pós Acidente Vascular Cerebral: Revisão Sistemática. **Rev Neurocienc**. v. 23(1): 103-115, 2014.

SCHUSTER, R. C. **Efeitos da estimulação elétrica funcional na atividade muscular do membro afetado de pacientes pós-avc: estudo piloto.** Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Medicina: Ciências Médicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.

SEGURA, D. de C. A. et al. A evolução da marcha através de uma conduta cinesioterapêutica em pacientes hemiparéticos com sequela de AVE. **Arq. ciências saúde UNIPAR**, v. 12, n. 1, p. 25-33, 2008.

SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. *Technological advances in interventions to enhance post-stroke gait.* **Physical medicine and rehabilitation clinics of North America**, v. 24, n. 2, p. 305, 2013.

SOUSA, A. S. P. et al. Análise da marcha baseada numa correlação multifactorial. In: **3º Congresso Nacional de Biomecânica.** 2009.

SOUSA, A. S. P. de. **Análise da Marcha Baseada em Correlação Multifactorial.** Dissertação de Mestrado– Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2013.

WHITTLE, M. W. **Gait Analysis an Introduction.** Philadelphia: Elsevier.4th ed 2007.

ZUGE, R. W.; MANFFRA, E. F. Efeitos de uma intervenção cinesioterapêutica e eletroterapêutica na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos. **Fisioter. mov**, v. 22, n. 4, p. 547-556, 2009.