

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS**

RODRIGO GONTIJO CUNHA

**PRÁTICA MENTAL FUNCIONAL ORIENTADA A TAREFA DA  
MARCHA DE AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR**

BELO HORIZONTE

2015

RODRIGO GONTIJO CUNHA

PRÁTICA MENTAL FUNCIONAL ORIENTADA A TAREFA DA  
MARCHA DE AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências, do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), como pré-requisito para obtenção de Título de Doutor em Neurociências.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo

BELO HORIZONTE

2015

043

Cunha, Rodrigo Gontijo.

Prática mental funcional orientada a tarefa da marcha de amputados de membro inferior [manuscrito] / Rodrigo Gontijo Cunha. - 2015.

122 f. : il. ; 29,5 cm.

Orientador: Carlos Julio Tierra-Criollo.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Instituto de Ciências Biológicas.

1. Prática mental. 2. Imaginação motora. 3. Reabilitação - Teses. 4. Amputação - Teses. 5. Aprendizagem - Teses. 6. Neurociências - Teses. I. Tierra-Criollo, Carlos Julio. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Instituto de Ciências Biológicas. III. Título.

CDU: 612.8



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS



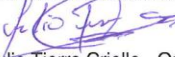
## FOLHA DE APROVAÇÃO

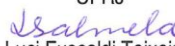
**PRÁTICA MENTAL FUNCIONAL ORIENTADA A TAREFA DA  
MARCHA DE AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR.**


### **RODRIGO GONTIJO CUNHA**

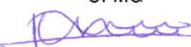
Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em NEUROCIÊNCIAS, como requisito para obtenção do grau de Doutor em NEUROCIÊNCIAS, área de concentração NEUROCIÊNCIAS BÁSICAS.

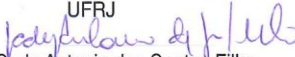
Aprovada em 30 de setembro de 2015, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Carlos Julio Tierra Criollo - Orientador  
UFRJ

  
Prof(a). Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela  
UFMG

  
Prof(a). Renato Bortoloti  
UFMG

  
Prof(a). Luciano Luporini Menegaldo  
UFRJ

  
Prof(a). Sady Antonio dos Santos Filho  
PUC - Minas

Belo Horizonte, 30 de setembro de 2015.

## *Dedicatória*

**Reabilitar não significa necessariamente protetizar !!!! “*lembre-se de reabilitar o homem, e não apenas o coto*”...**

*Dedico este trabalho a minha mãe Maria Clarete (sempre presente), um exemplo de pessoa e de mãe; meu exemplo de vida.*

*Dedico este trabalho ao meu pai José Jerônimo também um exemplo de homem, de profissional, grande incentivador do meu trabalho.*

*Dedico este trabalho a minha esposa Samira, meu amor, e agora minha filha Valentina que estamos para receber, **por fazerem parte da minha vida.***

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho não é resultado apenas de um esforço individual. Ele nasce de significativas contribuições que recolhi durante minha trajetória profissional, acadêmica e como cidadão que foram fundamentais a essa construção.

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me dado essa oportunidade e por me fazer acreditar que a cada dia eu sou capaz de atingir meus objetivos.

Sim...este trabalho vai em especial a minha mãe...**que saudade...**

Agradeço pela sabedoria em me educar, por seus gestos solidários, pela sua espiritualidade, pelo amor e carinho de mãe que soube me proteger e me ensinar os limites da vida, por ter investido e acreditado sempre na educação e me incentivado a trilhar os caminhos do conhecimento capaz de transformar as pessoas sempre para melhor. Mãe, você é presença marcante em minha vida. Sua memória é exemplo de força-guerreira e renascer constante. Agradeço a você por ter sido minha mãe. Amo-a muito e sempre! (*sempre presente*).

Meu pai falta palavras, sobram amor e admiração: meus sonhos são seus, meus tropeços são seus, minhas alegrias e conquistas também. Nossa maior felicidade é traduzida em pequenos momentos e em valores inestimáveis, passados por você, como exemplo, com carinho e total dedicação. “Depois do que passamos” a alegria desse momento é muito mais completa porque você está **aqui** comigo.

A minha esposa, amiga, namorada, meu grande amor, Samira, por estar sempre ao meu lado, por aguentar os meus enormes momentos de estresse, por entender a incansável luta e a necessidade de me ausentar, mesmo estando ao seu lado. **Te amo muito.**

Ao Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo, por ter me acolhido como orientando, por ter acreditado no meu trabalho, pelos inúmeros ensinamentos, e acima de tudo, pelo modelo de profissional em sempre fazer as coisas certas, em sempre querer o melhor e sempre buscar esse melhor!

A minha irmã Ana Carolina, por sempre estar ao meu lado. Sempre presente em todos os momentos. Sim este trabalho também é seu...

A minha família, que está sempre comigo independente dos momentos em que estamos vivendo. Vocês também são minha força e meu porto seguro e de certa forma vocês são parte grande nessa conquista! Cada um tem uma parte diferente nesse trabalho, pelo apoio, pelo amor, pelo carinho, por tudo, vocês são demais.

Aos meus amigos do Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica (NEPEB), que me ajudaram muito.

Em especial ao grande amigo Fernando Esquírio, Carla Takahashi e todos aqueles que me ajudaram nesta batalha.

A Profa. Sílvia Ribeiro Santos Araújo, o Prof. Hans Joachim Karl Menzel e o prof. André Gustavo Pereira de Andrade, por me receber em seu laboratório de portas abertas e sempre estar à disposição, respondendo minhas dúvidas e me incentivando a acreditar que tudo daria certo. Realmente, deu certo, e vocês são parte essencial desse trabalho.

A ex-aluna e agora companheira de profissão Ana Carolina Silfer que tanto me ajudou na coleta de dados. Sua dedicação e sua inteligência foram imprescindíveis para esta conquista.

Aos voluntários (Associação Mineira de Desporto ao Amputado, Associação dos deficientes de Contagem, Associação de Vela Adaptada, etc) e suas famílias, que me ensinaram a compreender as suas dores e alegrias, compartilharam suas vidas, seus dias, seus momentos e suas perdas, auxiliando no meu desenvolvimento como pesquisador e fisioterapeuta. Muito obrigado pela confiança, carinho e respeito construído em nossas relações.

De forma coletiva, preciso registrar a contribuição das equipes de trabalho das quais participei e eventualmente em especial a equipe Associação Mineira de Desporto ao Amputado (AMDA) por tantos anos aprendendo “o viver” do indivíduo com

amputação, estabelecendo uma relação de confiança. Hoje com mais de 7 anos como fisioterapeuta da equipe.

Ao professor Paulo José Guimarães da Silva por todo apoio na elaboração do texto final, seus ensinamentos foram muito valiosos para este estudo.

A professora Clarissa Paz pelos ensinamentos - sua forma crítica, inteligente indicaram as ideias apresentadas gerando norte a este trabalho, facilitando o alcance de seus objetivos.

Agradeço profundamente à Direção, meus professores (Doutorado) e aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Neurociências - UFMG pelo acolhimento, atenção e principalmente pelo ambiente acadêmico arejado e aberto ao pensamento crítico.

Aos companheiros do BIOLAB (Laboratório de Biomecânica UFMG), pelo apoio, pelo acolhimento no laboratório sempre acessíveis nas dúvidas e na resolução de possíveis problemas.

Agradeço aqueles que já não mais estão entre nós (Vô Chico, Vô Mozart, Tia Dalena, Tia Nete, Tia Bete e agora o Tio Carlinhos), sei que vocês ai de cima sempre estão olhando por mim, sempre me mandando energia positiva e principalmente me dando o apoio que eu precisei. Vocês estão sempre meu lado e dentro do meu coração! Essa conquista também vai para vocês!

Entre as instituições com as quais trabalho e muito aprendi, preciso registrar o Instituto Metodista Izabela Hendrix e o Pitágoras Raja. Fica aqui meu muito obrigado a todos os colegas de trabalho e também aos alunos.

Ao meu padrinho Padre Libério, por sempre me conceder sabedoria nas escolhas dos melhores caminhos, coragem para acreditar, força para não desistir e proteção para me amparar.

Enfim, agradeço a todos que cruzaram meu caminho nesses anos em que estive lutando para alcançar essa conquista! E desculpe-me se esqueci de alguém, você não é menos importante que os outros.

Aos professores membros da banca, por aceitarem compartilhar a leitura da tese e contribuírem para o enriquecimento do trabalho.

Às agências financiadoras CAPES, CNPq e FAPEMIG.

Minha eterna gratidão a todos vocês!!

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>XII</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>XII</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>XIV</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>XV</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....</b>	<b>XVI</b>
<b>1 – INTRODUÇÃO.....</b>	<b>19</b>
<b>2 - REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>23</b>
2.1. Amputação.....	23
2.2. Marcha.....	24
2.2.1 Análise cinética da marcha.....	26
2.2.2 Amputação Transtibial e tratamento para a marcha.....	35
2.3 Neuroplasticidade.....	37
2.3.1 Atividade neural e medular.....	41
2.4 Aprendizagem motora.....	43
2.5. Prática mental e marcha.....	46
<b>3 – OBJETIVOS.....</b>	<b>56</b>
3.1. Objetivo geral.....	56
3.2. Objetivos específicos.....	56
<b>4 – HIPÓTESES.....</b>	<b>57</b>
<b>5 - MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>58</b>
5.1. Cuidados éticos.....	58
5.2. Delineamento do estudo.....	58

5.3. Amostra.....	58
5.3.1 - Características dos voluntários.....	58
5.4. Instrumentos.....	61
5.4.1 Medidas de desfecho primária.....	61
5.4.2 Medidas de desfecho secundárias.....	62
5.5 Intervenções.....	63
5.5.1 PM orientada a tarefas funcionais.....	63
5.6 Parâmetros cinéticos e Instrumentos de avaliação.....	65
5.7 Análise dos dados.....	67
<b>6. RESULTADOS.....</b>	<b>68</b>
6.1 Características dos voluntários.....	68
6.2 Medidas de desfecho.....	68
<b>7. DISCUSSÃO.....</b>	<b>76</b>
<b>8. CONCLUSÃO.....</b>	<b>82</b>
<b>9. BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>83</b>
<b>10. ANEXOS.....</b>	<b>108</b>

## RESUMO

**Introdução:** A Prática Mental (PM) é uma estratégia cognitiva baseada na imagética motora que pode influenciar a aquisição de habilidades motoras e a performance funcional. **Objetivo:** O objetivo deste trabalho foi analisar a influência da prática mental orientada à tarefa da marcha no processo de reabilitação de indivíduos com amputação transtibial, utilizando a análise de variáveis cinéticas (força ântero-posterior AP, força vertical V, força médio-lateral ML) e as variáveis duração da fase de apoio e velocidade. **Métodos:** O delineamento experimental incluiu a avaliação realizada em quatro momentos distintos: Baseline; Pré-PM; Pós-PM e Follow-up. Os voluntários foram divididos em 2 grupos: Grupo A constituído por 10 voluntários que exerceram a imaginação de tarefas motoras relacionadas a componentes cinemáticos da marcha e Grupo B, que consistiu em 5 voluntários que exercem a imaginação de uma tarefa não-motora. As sessões de PM foram realizadas a partir de uma perspectiva de primeira pessoa durante 40 minutos, 3 vezes por semana, durante 4 semanas. A análise cinética da marcha foi realizada com base na série temporal das variáveis cinéticas da força de reação do solo. **Resultados:** Para os valores do Grupo A todas as variáveis foram estatisticamente diferentes ( $p \leq 0,002$ ) entre Pré-PM e avaliação Pós-PM. O pico da força vertical V1 apresentou um decréscimo, enquanto o pico V2 aumentou. O pico AP1 da força ântero-posterior foi menor, enquanto a AP2 foi maior. O médio-lateral apresentou uma diminuição significativa. A duração da fase de suporte e de velocidade mostraram um aumento significativo e diminuição, respectivamente. Os resultados obtidos na avaliação Pós-PM foram mantidas na avaliação Follow-up. No Grupo B tais alterações não ocorreram e não existe diferenças significativas entre as 4 avaliações (Baseline; Pré-PM; Pós-PM e Follow-up ). **Conclusões:** A PM orientada a tarefa da marcha foi capaz de alterar variáveis cinéticas no processo de reabilitação de amputados transtibiais. Portanto, a prática mental mostra-se uma ferramenta útil na reabilitação da marcha em amputados transtibiais.

**Palavras chave:** prática mental; imaginação motora; reabilitação; amputação; aprendizagem.

## ABSTRACT

**Background:** Mental Practice (MP) is a cognitive strategy based on motor imagery that may influence the acquisition of motor skills and functional performance. **Objective:** To analyze the influence of gait-oriented mental practice (MP) in the process of rehabilitation for transtibial amputees, by analyzing the antero-posterior (AP), vertical (V) and medio-lateral (ML) forces and duration of support phase and speed. **Methods:** The experimental design included evaluation in four distinct moments: Baseline; Pre-MP; Post-MP and Follow-up. Volunteers were divided in 2 Groups: Group A, consisting of 10 volunteers performing the imagination of motor tasks related to the gait's kinematic components; and Group B, consisting of 5 volunteers performing the imagination of a non-motor task. MP sessions were performed from a first-person perspective for 40 minutes, 3 times per week, over 4 weeks. The kinetic analysis was performed based upon the temporal series of the ground reaction force. **Results:** In Group A, all variables were statistically different ( $p \leq 0.002$ ) between Pre-MP and Post-MP assessment. The vertical force V1 peak showed decreased, while V2 increased. The antero-posterior force (AP1 peak) was minor, while the AP2 was greater. The medio-lateral showed a significant decrease. The duration of the support phase and speed, showed a significant increase and decrease, respectively. The results obtained at Post-MP assessment were maintained in Follow-up. In Group B, such changes did not occur and there were not found significant differences between the 4 evaluations (Baseline, Pre-MP, Post-MP and Follow-up). **Conclusions:** Functional task-oriented MP in the rehabilitation process of transtibial amputees altered the kinetic variables and hence improved gait performance. Therefore, it becomes a useful intervention for the rehabilitation of the gait of transtibial amputees.

**Keywords:** mental practice; motor imagery; rehabilitation; amputation; learning.

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Tarefas propostas para o Grupo A (em contínuo de intensidade conforme relato dos voluntários) e Grupo B.....	65
Tabela 2: Características dos voluntários.....	68
Tabela 3: Teste Mann-Whitney para as variáveis cinéticas: V1, V2, AP1, AP2, ML, Duração da fase de apoio e velocidade entre Baseline e Pré-PM.....	69

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Componentes da FRS. Do autor, (2015).....	30
Figura 2: Diagrama do estudo.....	60
Figura 3: Exemplos de algumas tarefas propostas para o Grupo A. Do autor, 2014.....	63
Figura 4: Marcha com prótese sobre a plataforma de força, Do autor, (2014).....	66
Figura 5: Grupo A - PM orientada a marcha: Curvas temporais de FRS (a) componente vertical; (b) componente ântero-posterior; e (c) componente médio-lateral. Curva média (5 repetições válidas) de todos os 10 participantes. Superior: Pré-PM. Inferior: Pós-PM. ....	70
Figura 6: Grupo B – Controle: Curvas temporais de FRS (a) componente vertical; (b) componente ântero-posterior; e (c) o componente médio-lateral. Curva média (5 repetições válidas) de todos os 5 participantes. Superior: Pré-PM. Inferior: Pós-PM.....	71
Figura 7: Análise estatística da variável vertical (a) 1º pico - V1 e (b) 2º pico – V2. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.....	72
Figura 8: Análise estatística da variável ântero-Posterior (a) 1º pico - AP1 e (b) 2º pico – AP2. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.....	73
Figura 9: Análise estatística da variável médio-lateral (ML). Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.....	74
Figura 10: Análise estatística da Duração da fase de apoio. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.....	74
Figura 11: Análise estatística da variável Velocidade. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.....	75

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

- AP – aceitação do peso
- AP1 – ântero-posterior primeiro pico
- AP2 – ântero-posterior segundo pico
- AS – apoio simples
- AVC – Acidente vascular cerebral
- AVDs – Atividades de vida diária
- AVM – avanço do membro
- BIOLAB - Laboratório de Biomecânica
- CENESP – Centro de Excelência Esportiva
- CG – Centro de gravidade
- cm – Centímetros
- COEP - Comitê de Ética em Pesquisa
- DRE - Dessincronização Relacionado ao Evento
- EEG – Eletroencefalografia
- fMRI - Ressonância magnética funcional
- FRS – Força de reação ao solo
- GA – Grupo A
- GABA - Ácido gama-aminobutírico
- GB – Grupo B
- GC – Grupo controle
- GPC - Padrão central

Hz – Hertz

IM – Imagética motora

LTP - Potenciação em Longo Prazo

M1 - Córtex motor primário

MA – Membro amputado

MCRMs - Macropotenciais cerebrais relacionados ao movimento

min – Minuto

MIQ-RS - Questionário de Imagética Motora

ML – médio-lateral

MR – Membro remanescente

N – Newton

n – Número amostral

NEPEB - Núcleo de Ensino e Pesquisa em Engenharia Biomédica

NMDA - N-metil-D-aspartato

PC – Peso corporal

PF – Prática física

PLP – Potencial em longo prazo

PM – Prática mental

RLM - Região Locomotora Mesencefálica

S1 – córtex somatossensorial primário

SNC – Sistema nervoso central

TCLE - Termo de consentimento livre e esclarecido

V – Força vertical

V1 –Primeiro pico da Força Vertical

V2 – Segundo pico da Força Vertical

## 1. INTRODUÇÃO

A marcha humana é caracterizada por movimentos síncronos, regulares e sucessivos, que necessitam de um complexo sistema de controle neural. A dinâmica da marcha inicia com o processo de planejamento, preparação e a ativação do comando no sistema nervoso central (SNC). Posteriormente, ocorre a transmissão do sinal bioelétrico para o sistema nervoso periférico (SNP), a contração dos 57 músculos (que desenvolvem força), regulações destas forças, movimentos de 11 articulações e, conseqüentemente a geração da força de reação ao solo (FRS) gerando diversas forças (GARRISON *et al.*, 2010; TANGWIRIYASAKUL *et al.*, 2014).

Vários estudos demonstraram que o sistema nervoso central e periférico apresentam plasticidade significativa após um ferimento, nomeadamente após amputação de membros. No entanto, várias técnicas de reabilitação e abordagens, como a PM podem afetar tal plasticidade em vários níveis, incluindo comportamental, fisiológica e estrutural/neuro anatômica, celular, e os níveis moleculares (DOBKIN 2005; EDGERTON *et al.*, 2004; EPHRAIM *et al.*, 2005; LYNSKEY, BELANGER, JUNG 2008; ROSSINI, PAURI 2000).

A Prática Mental (PM) de habilidades locomotoras pode ativar os componentes no planejamento relacionados aos movimentos específicos da marcha. A PM baseada na Imagética Motora (IM) pode proporcionar melhora funcional, gerando na execução de movimentos, a ativação de áreas do SNC e SNP responsáveis pelo entendimento do movimento, planejamento e preparação dos movimentos interferindo nos componentes cinéticos e cinemáticos (JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001; MALOUIN, RICHARDS 2010; MALOUIN, RICHARDS, DURAND 2009; SOLODKIN, HLUSTIK, CHEN 2004). A PM pode ser realizada a partir de duas perspectivas: Perspectiva da 3ª pessoa, quando o imaginador é um espectador ao imaginar outra pessoa andando, em outras palavras, o indivíduo imagina como se estivesse vendo a execução do movimento, ou na perspectiva da 1ª pessoa, quando o indivíduo imagina como se ele mesmo estivesse executando o movimento (JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001; NOLAN *et al.*, 2003; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013; SOLODKIN, HLUSTIK, CHEN, 2004).

Vários autores utilizaram a PM de uma tarefa motora específica (JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001) e analisaram esta influência baseada na imaginação de movimentos importantes na marcha. A Imagética Motora refere-se a uma técnica de

reabilitação, em que o movimento é pensado e ensaiado cognitivamente com o objetivo de melhorar o desempenho físico, a concentração, e a melhor ativação de possíveis áreas neurais. (SHARMA, POMEROY, ROWE, 2009; SHARMA, POMEROY, BARON, 2006).

A PM e a IM podem ser capazes de modificações neurológicas ocasionando melhora do desempenho motor da marcha. Portanto, é possível que a PM orientada à tarefa permita melhora das habilidades destes indivíduos nos movimentos da marcha em tarefas diárias. O treinamento de movimentos específicos pode favorecer adaptações corporais e conseqüentemente melhora da consciência corporal (SMANIA, 2006; TAUB *et al.*, 2006; TAUB *et al.*, 2004; TAUB *et al.*, 1994).

Segundo Emanuel, (2000), pode-se dizer que "a reorganização do padrão motor devido à aprendizagem é a aquisição da informação que faz a mudança de comportamento e memória, retendo ou armazenando essa informação". Em outras palavras, é um processo comum a todos os animais, pelo qual nova informação é adquirida pelo sistema nervoso, que armazena memórias (consolidação) e evoca essa informação quando necessária à meta da tarefa motora. A capacidade para aprender seria então a aquisição e/ou desenvolvimento de habilidades para alterar comportamentos com base na experiência.

Resultados obtidos por Paz *et al* (2012) e Pfurtscheller *et al* (2000) indicaram que oscilações betas e delta induzidas aparecem na área médio central durante a IM. Os desenvolvimentos destas oscilações, com amplitudes de alguns microvolts, sugerem que os neurônios apresentam um comportamento sincronizado. Pode-se inferir que esta capacidade de adaptação do cérebro se deve às mudanças "advindas das repetições de atividades exógenas". Estes resultados ilustram a plasticidade funcional do cérebro, quando exposto às ações repetitivas (PASCUAL-LEONE *et al.*, 2005; PFURTSCHELLER *et al.*, 2000).

Diante das capacidades e/ou habilidades do cérebro, alguns pesquisadores mostraram que as respostas do SNC ou SNP podem ser potencializadas através de sessões de treinamento, esta plasticidade fisiológica que permite a aprendizagem ao longo de toda a vida. (NEUMANN, KÜBLER, 2003). O conjunto de redes neurais, suas relações e grandezas "modificam-se no tempo", processam e motivam todas as experiências, apresentando muita importância em todos os níveis da ação motora, desde a percepção (identificação dos estímulos que entram em paralelo de maneira contínua ou em série, no sistema), passando pela intenção, seleção, programação e acionamento

da ação necessária baseada em aprendizado (GANONG, 2003; JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA, KORZENIOWSKI, 2005; VAUGHAN 2003).

O indivíduo com amputação de membro inferior transfere as informações proprioceptivas e de absorção de impacto para os locais de descarga de peso no coto de amputação, que está em contato ao encaixe na prótese. Uma das dificuldades durante a marcha dos amputados se deve à falta de sincronia na propriocepção que não recebe a informação adequada, não conseguindo se adaptar à redução da base de suporte. Desse modo espera-se uma marcha assimétrica e com maior oscilação do centro de massa para o lado do membro remanescente, acarretando maior gasto energético e maior presença de processo álgico (EILS *et al.*, 2004; MATTES, MARTIN, ROYER, 2000; NOLAN *et al.*, 2003; PETERS, KRUMREY, 2000).

Os indivíduos com amputação transtibial possuem a preservação da articulação do joelho. Por outro lado, a estabilidade e o controle da prótese na fase de balanço podem depender do comprimento do coto. Entretanto, programas de treinamentos motores que favorecem o controle muscular podem favorecer o controle dos movimentos de flexão e extensão do joelho durante a marcha. A ação muscular realizada pelos grupos dorsiflexores e flexores plantares deverão ser compensadas pelos pés protéticos e também pela ação dos grupos musculares dos quadris, joelhos e tronco. Os músculos relacionados à articulação dos quadris também possuem um importante papel para a realização da marcha com prótese (NOLAN *et al.*, 2003; PETERS, KRUMREY, 2000).

A PM tem sido utilizada como estratégia para favorecer a realização de tarefas motoras e o desempenho funcional de movimentos da marcha, no esporte e na reabilitação após acidente vascular encefálico (AVE) (BRUNELLI *et al.*, 2015; BROUZYNE, MOLINARO, 2005; COURTINE *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001; MIYAI *et al.*, 2001; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013).

Entretanto, conforme a nossa revisão da literatura, a PM não tem sido utilizada em amputados transtibiais. Desta maneira justifica-se este estudo de métodos de intervenção que possam favorecer a marcha nestes indivíduos, aperfeiçoando o desempenho motor no controle da prótese. Limitações de estudos anteriores quanto à seleção homogênea da amostra, necessidade de busca de intervenções fisioterapêuticas que aperfeiçoem o desempenho motor e o entendimento das modificações neurais relacionadas a estas intervenções, a necessidade de estabelecer estratégias nos meios de

locomoção no domínio do uso de próteses, integração dos estudos da PM e suas possíveis respostas nas variáveis cinéticas.

A partir do treinamento com PM, espera-se estabelecer estratégias adequadas para os movimentos da marcha interferindo nas variáveis cinéticas. A avaliação do padrão da marcha em amputados será realizada com as forças de reação ao solo (FRS), vertical, ântero-posterior e médio-lateral, que são comumente utilizadas na análise da marcha.

## **2 – REVISÃO DE LITERATURA:**

### **2.1 – Amputação**

As descobertas arqueológicas revelam que procedimentos característicos de amputação são realizados desde os tempos remotos. Porém as primeiras amputações tinham como objetivo remover o tecido que já estava morto. Considerado um castigo dos deuses, a deficiência durante muito tempo era considerada um distúrbio que a sociedade tinha grande preconceito. Este era agravada na Idade Antiga, onde a economia agrária dependia da vitalidade das pessoas. Posteriormente a Idade Média, os portadores de deficiência passam a ser mais bem observados pela sociedade e passam a ser tratados como “filhos de Deus”, merecedores de “cuidados especiais”, porém com reclusas em instituições religiosas. Com o iluminismo, os indivíduos com deficiência começam a ser inseridos na sociedade e vistos como agentes de um fato natural. Com estas modificações na Idade Moderna, a ciência ganha novos rumos ocorrem às pesquisas nos tratamentos. A amputação é relacionada a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro. Este procedimento muitas vezes é considerado como motivo de incapacidade gerando dependência. (DORMANDY, HEECK, 1999).

Os médicos responsáveis pela amputação concebiam tal ato como o fim de processo mórbido, nunca desejado e sempre evitado. Infelizmente, durante muitos anos as amputações foram consideradas cirurgias assustadoras, sendo realizadas por profissionais considerados menos experientes. Com isto as cirurgias de amputação perderam certo significado para os grandes cirurgiões e, como consequência, os pacientes amputados sofreram por estarem desprovidos de boas condições cirúrgicas e de processos de reabilitação. Cotos (membro residual) mal realizados externamente e internamente acarretam complicações, aos processos de protetização e até mesmo novas cirurgias (DORMANDY, HEECK, 1999).

Atualmente, experientes cirurgiões ortopédicos, plásticos e vasculares dedicam-se às amputações, para eliminar tecidos moles e ósseos irremediavelmente lesados e, em seguida, reconstruir as partes ósseas, musculares e cutâneas, de modo que proporcionem ao coto ganho de estética, capacidade adequada de sustentação e mobilidade. Contudo, o sucesso de um processo de reabilitação não depende somente de uma equipe multiprofissional composta por médicos, enfermeiros, psicólogos, fisioterapeutas, assistentes sociais, entre outros, mas também da aceitação da amputação, da

colaboração com a reabilitação e principalmente da motivação e da dedicação do próprio paciente (CZERNIECKI, 1996).

O número de amputações diminuiu nos últimos anos no mundo. Acredita-se que esta diminuição possa ser devido às novas tecnologias nos tratamentos como medicamentos, quimioterapia, à utilização de fixadores externos (Ilizarov) ou internos, de câmaras hiperbáricas e às técnicas cirúrgicas de revestimento cutâneo, entre outras (STEVENS, 2010).

As amputações de membros superiores raramente são causadas por doenças vasculares. As causas mais frequentes deste tipo de amputação são traumáticas, infecciosas e tumorais. Porém nas amputações de membros inferiores, podem-se encontrar várias etiologias como: traumáticas, vasculares, neuropáticas, tumorais, infecciosas, congênitas e iatrogênicas (SKINNER, EFFENEY, 1985).

As amputações geralmente ocorrem por indicação a um tratamento ou mesmo devido a um trauma de fator de urgência. As amputações relacionadas a um processo de tratamento, geralmente são indicadas para pacientes portadores de sequelas ou processos mórbidos, objetivando melhorar as condições de vida do paciente. Nas amputações de urgência são indicadas em casos graves, como por exemplo, os grandes traumas, neoplasias em estágio avançado ou sepses, os quais trazem riscos à vida para o paciente ou complicações do membro (CZERNIECKI, 1996; SKINNER, EFFENEY, 1985).

O coto é considerado como uma parte do corpo que ganha certa importância na marcha, sendo responsável por comandar o novo membro durante vários movimentos como ortostatismo e a deambulação. Para que isso seja possível, esse coto deve apresentar um nível de amputação adequado, embora esta definição de melhor nível seja extremamente discutida. O tratamento global e integrado do paciente determinará o êxito de todo o trabalho reabilitacional programado. A presença de um bom coxim com mioplastia e miodese, implicando em bom estado da pele, circulação arterial e venosa eficazes, boa sensibilidade, facilitam a reabilitação. A presença de deformidades, espículas ósseas, úlceras ou neuromas no coto podem dificultar a deambulação e a futura protetização acarretando problemas importantes no contato e/ou a descarga de peso na prótese (CZERNIECKI, 1996; KURICHI *et al.*, 2011; STEVENS, 2010).

## 2.2 – Marcha

De acordo com Faria *et al* (2011), a locomoção bípede é uma característica que distingue o ser humano de outros animais. Desta forma, a marcha humana pode ser definida como um processo de locomoção, no qual o corpo se move de uma posição para outra, pelo movimento rítmico e alternado do tronco e membro superior e inferior. As características essenciais do movimento são as alternâncias cíclicas da função de apoio entre os membros inferiores e a existência de um período de transferência em que ambos os pés estão apoiados no solo. Assim, o padrão da marcha reflete os mecanismos de suporte do corpo contra a gravidade, enquanto ocorre uma cascata de reações responsáveis por gerar o deslocamento corporal.

Devido a um sistema complexo de controle neural, a marcha humana apresenta eventos temporais em cascata, baseados em causa e efeito, o sistema sensorial obtém informações em tempo real, que influenciam o padrão do movimento. Assim, a locomoção bípede é fruto do treinamento global do sistema neural e do sistema musculoesquelético, sendo constantemente adaptada a partir de informações do meio ambiente e da capacidade de cada indivíduo no entendimento dos movimentos. O debate sobre o controle da locomoção como um movimento voluntário ou automático continua até os dias atuais. A marcha pode ser relacionada como uma atividade voluntária, pois o indivíduo pode iniciar e finalizar o movimento voluntariamente ou mesmo devido a uma reação de reflexo. O início e final da marcha requerem um equilíbrio estático para manter a postura, junto com o suporte do peso corporal que é obtido através da regulação do tônus postural, principalmente dos músculos anti-gravitacionais. Outra tarefa essencial do movimento é o estabelecimento da orientação do corpo advindas das sensações somestésicas para direcionar a locomoção gerando mecanismos importantes na propriocepção (KURICHI *et al.*, 2011).

De acordo com Hsu *et al* (2006), para permitir a locomoção o sistema de controle necessita de ajuste da postura corporal inicial e uma capacidade de orientação para iniciar o movimento gerando um padrão rítmico coordenado dos músculos e tronco para impulsionar o corpo na direção desejada. Como resposta também ocorre à manutenção da estabilidade dinâmica do corpo agindo contra a força de gravidade e outras forças (esperadas e inesperadas), experimentadas pelo movimento que pode gerar certo padrão para alterar a velocidade da marcha, evitando obstáculos, selecionando certa estabilidade apropriada para o pé (acomodando em diversos terrenos) e mudanças de direção da locomoção. No corpo humano, durante a marcha, as forças atuantes são: a

força gravitacional, as forças de reação do solo e as forças exercidas pelos músculos e ligamentos.

Segundo Chambers e Sutherland (2002), a marcha é um movimento alternado de perda, adaptação e recuperação de balanço, com o centro de massa do corpo sofrendo variações constantes. Quando o indivíduo avança à frente sobre o membro de apoio, o centro de massa corporal muda sua posição e causa desequilíbrio do corpo, e essa instabilidade é compensada pela mudança de posição do membro inferior livre, que se desloca imediatamente para nova posição, impedindo que o corpo “perca propriocepção e equilíbrio”.

Segundo Van Helzen *et al* (2006) e Zmitrewcz *et al* (2006), uma das áreas mais importantes para a aplicação da análise da marcha é a da reabilitação clínica de pacientes acometidos por problemas ortopédicos. A análise clínica da marcha serve de suporte para diagnósticos e terapias de pacientes com distúrbios de locomoção proporcionando informações quantitativas e qualitativas que irão auxiliar o trabalho dos profissionais da saúde.

A biomecânica desde o seu maior reconhecimento e desenvolvimento na década de 70, preocupa-se em estudar o movimento humano e sua aplicabilidade. Dentre as muitas áreas estudadas, estão as ligadas com a atividade física adaptada, relacionadas especificamente com problemas físicos como a amputação, auxiliando no desenvolvimento de inovações relativas ao desenho e construção de próteses. Dentro da biomecânica são vários os métodos para o estudo da marcha, desde a análise cinemática à análise cinética (SMITH, 2003).

### 2.2.1 – Análise cinética da marcha

Cinética é a descrição do movimento humano em termos de força e essas forças podem ser internas ou externas. As forças internas apresentam como advindas do resultado dos músculos, gerada como resposta pelo estiramento, contratilidade e elasticidade do tecido mole e fricção interna. As forças externas são classificadas em: Força de reação ao solo (FRS), forças geradas por cargas externas ou resistência. A avaliação dos movimentos fornece fundamentos sobre os quais podem estabelecer a estrutura da análise cinética. Com o movimento, a força é descrita por três componentes: magnitude, que indica a intensidade da força; direção, que requer a especificação de um sistema de coordenadas e sentido de deslocamento. As forças e os

movimentos a elas associados são estudadas pela cinética, que é parte da biomecânica, onde um fator importante para a análise é o centro de massa do corpo que é muito importante para a marcha eficiente (WHITE, AGOURIS, FLETCHER, 2005).

A elevação do centro de massa começa no início do apoio simples durante a fase de desaceleração anterior. Quando o centro de massa atinge sua maior altura (aproximadamente 30% do ciclo da marcha), a energia potencial torna-se máxima e a energia cinética é considerada mínima. Essa relação recíproca entre energia potencial e cinética é mantida, mas a ordem se inverte durante o duplo apoio, no qual a energia cinética é máxima e potencial é mínimo. É necessária ação muscular e há consumo de oxigênio tanto para iniciar quanto para manter a marcha. Para que os movimentos do centro de massa sejam suaves, os movimentos dos membros inferiores e, em menor escala, dos membros superiores, devem ter trajetórias consideradas normais ou “quase” normais (MONTEIRO *et al.*, 2010).

As avaliações cinéticas que foram estudadas pelos pesquisadores da locomoção humana incluem parâmetros como FRS, a força transmitida através das articulações, a potência transferida entre os segmentos corporais. A avaliação cinética proporciona respostas para a análise da locomoção (SIMPSON, JIANG, 1999).

As forças internas e externas ao corpo humano durante a locomoção são investigadas por meio da análise cinética. As forças internas são as forças geradas pelos músculos e transmitidas pelos tecidos corporais às forças de tração transmitidas pelos ligamentos e as forças transmitidas através das áreas de contato articular. As forças externas mais comuns são força da gravidade, FRS e as forças de resistência dos fluidos. Essas forças representam as interações físicas como resposta entre o corpo e o ambiente. Na marcha, as forças internas são calculadas indiretamente, uma vez que até o momento não há qualquer tipo de transdutor de força que possa ser utilizado em seres humanos sem intervenção cirúrgica (VAUGHAN, 2003).

A FRS é um vetor tridimensional, que obedece à terceira lei de Newton ( $F = m \cdot a$ ), cujos componentes são denominados: vertical, ântero-posterior e médio-lateral. Os componentes podem ser medidos por meio de uma plataforma de força. As análises das componentes ortogonais da FRS permitem compreender as forças e condições do movimento estudado (GABRIEL *et al.*, 2008).

Com relação às forças externas, a FRS é a força externa mais comumente investigada na análise da marcha. A FRS é uma força que atua da superfície de contato

(solo) para o objeto (no caso, o corpo humano) em que se está em contato. (WHITE, AGOURIS, FLETCHER, 2005).

De acordo com Blumentritt *et al* (1997), durante a marcha, os dois pés estão em contato com o solo simultaneamente cerca de um quarto do tempo, e os efeitos sobre o centro de massa (ou centro de gravidade) são decorrentes da somatória das forças de reação que atuam nos dois pés. Durante os três quartos do tempo remanescente, somente um pé está em contato com o solo, e somente a força de reação daquele pé influencia o movimento do centro de massa do corpo.

Na marcha, há duas forças básicas na FRS, força peso e força de atrito. A força peso está relacionada à componente vertical da FRS decorrente do peso corporal e de qualquer aceleração e/ou desaceleração que atuam no corpo. Portanto ocorre dois requisitos básicos no ato da marcha: a existência de forças contínuas de reação do solo que suportam o peso corporal e o movimento periódico de cada pé de uma posição de suporte, para o outro, na direção da progressão de movimento (VAUGHAN, 2003).

Dessa forma, a FRS (Figura 1) vertical total menor que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando para baixo, enquanto que essa força maior que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando para cima. As oscilações para cima e para baixo do centro de massa durante a marcha se correlacionam aos desvios do centro de gravidade do corpo da FRS do peso corporal. A força de atrito, por outro lado, se refere ao componente horizontal da FRS devido ao atrito entre o pé e a superfície de contato. Da mesma forma que a força peso, a força de atrito se correlaciona às acelerações de progressão e lateralidade do corpo. Essa força é necessária para iniciar e cessar os períodos da locomoção, além de alterar a velocidade e direção da marcha (MENARD *et al.*, 2002).

A figura 1 ilustra as curvas típicas das componentes verticais e horizontais da FRS durante o período de apoio da marcha. O componente vertical da FRS (linha contínua) apresenta uma magnitude maior que os demais componentes e é caracterizado por dois picos e um vale, e geralmente, esses picos apresentam uma magnitude um pouco maior que o peso corporal. O primeiro pico é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo. O segundo pico é observado no final do período de apoio e representa o impulso contra o solo para iniciar o próximo passo. O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o peso

corporal e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo (GABRIEL *et al.*, 2008; SEBASTIÃO, 2009).

O componente horizontal ântero-posterior da FRS (linha riscada) apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Na primeira metade do período de apoio, o pé empurra o solo para frente e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para trás. Na segunda metade do período de apoio, o pé empurra o solo para trás e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para frente. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo e a fase positiva representa uma aceleração do corpo à frente. Os picos da força de cada uma dessas fases durante a marcha equivalem aproximadamente a 15% da magnitude do peso corporal e quase que coincidem temporalmente com os dois picos da componente vertical da FRS (GABRIEL *et al.*, 2008; SEBASTIÃO, 2009).

O componente horizontal médio-lateral da FRS (linha pontilhada), por outro lado, apresenta magnitude muito pequena e é inconsistente tanto intra quanto inter-indivíduos, o que dificulta a sua interpretação. Para Menard *et al.*, (2002), a variabilidade observada neste componente pode ser em virtude da diversidade no posicionamento do pé, que pode apresentar adução do pé, ou para fora (abdução do pé) durante o período de apoio. A medição da pressão plantar torna-se uma importante ferramenta de análise da marcha. A distribuição de pressão entre a sola do pé e o solo fornece informações valiosas sobre a estrutura, absorção de choque, centro de gravidade e a função do pé (GERBER 1982; RANU 1985). Ainda com relação aos componentes da FRS, há um pico nos primeiros milissegundos (m/s) do período de apoio, pouco evidente na marcha, que se refere à força de impacto. A força de impacto na locomoção humana, segundo esses autores, é uma força que resulta do encontro e/ou colisão entre dois corpos (no caso, o pé e o solo). A magnitude do pico da força de impacto pode sofrer influências de vários fatores, entre eles, doenças neurológicas, velocidade da locomoção e tipo de calçado (ou se estiver sem calçado) (BOONSTRA, SCHRAMA, EISMA, 1996).

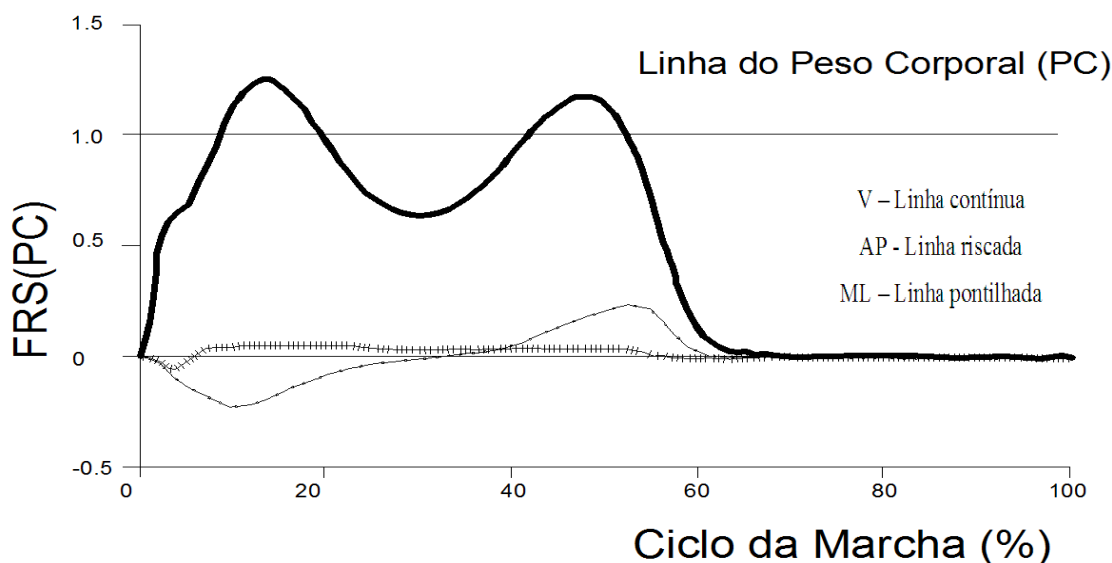


Figura 1: Componentes da FRS. Do autor, (2015).

Na maioria dos estudos que utilizaram os componentes da FRS para análise do padrão dinâmico da marcha, apenas alguns pontos foram utilizados como forma de caracterização de toda a série temporal, como o primeiro e segundo pico da componente vertical da FRS e o tempo para atingir esses picos. Outros parâmetros muito utilizados são: o tempo de contato do pé com o solo e o coeficiente de crescimento da força vertical. Os resultados nesta análise baseiam-se no coeficiente de crescimento que é calculado como a razão entre o valor máximo da força vertical e o tempo decorrido até que esse valor seja alcançado (GABRIEL *et al.*, 2008; SEBASTIÃO, 2009).

O estudo da FRS é importante na identificação e avaliação de anormalidades da marcha, sendo essas informações utilizadas por muitos pesquisadores no reconhecimento do padrão de movimento, nos diagnósticos e até mesmo para avaliar a reabilitação (GABRIEL *et al.*, 2008; SEBASTIÃO, 2009). Segundo Cattin (2001), a escolha da FRS como ferramenta para avaliar as relações marcha indivíduo apresentam vantagens sobre outros parâmetros da marcha, pois não depende de características fisiológicas do corpo humano e, portanto, são mais fáceis de mensurar.

Chau *et al* (2002) e Schöllhorn *et al* (2004) abordaram em seus estudos os fatores da individualidade da marcha. As maiores fontes de variabilidade interindividual são características fisiológicas, neurofisiológicas relacionadas ao sistema musculoesquelético do indivíduo, enquanto a variabilidade intra-individual está relacionada ao tipo de superfície, nível de iluminação, uso de calçados e a presença ou não de inclinações ou escadas, o que pode interferir na cadência, no comprimento do passo e na FRS.

De acordo com Schöllhorn *et al* (2004), é muito mais fácil efetuar o reconhecimento de um indivíduo quando ele caminha ou se movimenta do que quando ele está estáticos. A literatura apresenta várias técnicas de representação matemática que buscam entender e explicar os mecanismos da FRS e desta forma são aplicadas para obterem informações que permitam descrever adequadamente o padrão de movimento em cada passo.

O ciclo de marcha é definido como o período compreendido entre o contato do calcanhar de um pé até o próximo contato do calcanhar do mesmo pé. Este ciclo é dividido em períodos de apoio e balanço. Em média, o ciclo da marcha tem cerca de um segundo de duração com 60% de apoio e de 40% balanço (GABRIEL *et al.*, 2008).

As fases da marcha envolvem uma constante mudança no alinhamento entre o corpo e o pé de suporte durante o apoio resultando em padrões de movimentos de quadril, joelho e tornozelo. Para todos os movimentos de membro inferior, ocorre também o avanço seletivo dos segmentos do membro de balanço. Cada uma das oito fases da marcha resulta em um padrão de movimento com sinergia (ANDERSEN, 2003).

A combinação dessas fases possibilita em todas as fases da marcha a aceitação do peso, apoio simples e o avanço do membro. A aceitação de peso apresenta o período de apoio e utiliza o contato inicial e a resposta à carga. O apoio simples do membro remete ao apoio médio e apoio terminal. O avanço do membro apresenta as fases de pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e o balanço terminal. O centro de gravidade (CG) é localizado em torno do meio da pelve e faz um movimento sinusoidal durante a marcha (ANDERSEN, 2003; GABRIEL *et al.*, 2008).

Diante de tantas variáveis nos movimentos da marcha o alinhamento do peso corporal torna-se necessário e determinante. A unidade locomotora na marcha utiliza de 11 articulações, lombossacral, quadris, joelhos, tornozelos, subtalares e articulações metatarsofalangeanas. Os movimentos são suportados por 57 músculos que atuam de modo seletivo. O peso em direção ao solo cria uma força de igual magnitude pela (FRS), mas em direção oposta, indicando respostas às forças dos ligamentos e músculos exigidas na manutenção da estabilidade (STACOFF *et al.*, 2005)

O grupo muscular “tibial” é ativado em duas ocasiões durante o ciclo da marcha: em primeiro lugar, na fase de balanço terminal e no aparecimento de contato do calcanhar e, em segundo lugar, no início da aceleração. Os músculos flexores do joelho

têm a sua maior atividade na fase de desaceleração do período de balanço e contato com o solo. (ANDERSEN, 2003; SHIAVI *et al.*, 1987).

O contato com o solo é abrupto porque o peso do corpo tem uma queda livre. O efeito da queda livre no balanço terminal apresenta uma reação imediata de absorção do choque no impacto do solo, atribuindo uma flexão plantar do tornozelo após o contato do calcanhar, antes da ação dos músculos tibiais. A flexão do joelho é controlada pelo quadríceps e apresenta a segunda reação de absorção do choque do contato ao solo (BOONSTRA, SCHRAMA, EISMA, 1996; MORRISH, WOLEDGE, 1997).

O quadril e joelho produzem equilíbrio entre a tensão dos ligamentos e a projeção da linha de ação da gravidade. Variações na mobilidade do tornozelo e do joelho, assim como uma força relativa dos grupos musculares gastrocnêmico e sóleo, determinam diferentes alinhamentos. Estes alinhamentos são necessários para um equilíbrio funcional de propriocepção e mobilidade articular proporcionando o controle muscular (MORRISH, WOLEDGE, 1997).

O joelho é considerado a “chave” para a estabilidade do apoio e o quadríceps é a fonte mais direta do controle extensor. Durante a marcha, o quadríceps é utilizado para restringir a flexão na absorção de choque, durante a resposta à carga. O controle muscular do joelho para o apoio inicia-se no balanço terminal ativando os isquiossurais, reto femoral e os vastos (medial, intermédio e lateral). Durante o apoio, a relação da projeção do centro de gravidade do corpo com o joelho cria quatro padrões de torque seguindo a sequência de extensão, flexão, extensão e flexão através das fases da marcha. O joelho apresenta durante o apoio a absorção do choque conforme o peso do membro é transferido, ocasionando a estabilidade extensora para a sustentação do peso. No balanço, o joelho flete rapidamente para o avanço do membro (GABRIEL *et al.*, 2008; MORRISH, WOLEDGE, 1997; SEBASTIÃO, 2009).

A estabilidade dinâmica durante a marcha provoca o deslocamento do corpo agindo sincronicamente e modificando a área de suporte do calcanhar para a planta do pé e posteriormente ao antepé. Diante disso, as duas variáveis apresentam certa perda da estabilidade passiva durante o apoio, somente na metade do período de apoio o alinhamento do corpo aproxima-se mais da postura ereta estável. Em cascata pode-se dividir em uma forma seriada, o calcanhar, o tornozelo e o antepé que servem como rolamentos que permitem ao corpo avançar, enquanto o joelho mantém-se basicamente na postura estendida. O balanço para frente do membro contralateral gera uma segunda força propulsora. Os membros alternam seu alinhamento vertical entre duplo apoio e

apoio simples causando uma mudança na altura da pelve alternando a massa do corpo para cima e para baixo (HARRIS, WERTSCH, 1994; VAUGHAN, 2003).

O movimento do quadril durante o período de apoio permite que a pelve e o tronco permaneçam eretos quando o membro se posiciona para frente sobre o pé de sustentação. Os músculos extensores do quadril apresentam duas funções sendo divididas no desacelerar do membro, no balanço terminal e na preparação do apoio. Posteriormente, restringe o momento anterior na pelve e no tronco após o recebimento de carga. Os músculos abdutores agem para conter a queda da pelve contralateral induzida pelo alinhamento medial do peso do corpo. Durante o balanço, os flexores do quadril avançam o membro (WHITE, AGOURIS, FLETCHER, 2005).

São vários os parâmetros analisados na locomoção humana, particularmente na marcha, contudo alguns destes foram alvo de uma maior incidência de pesquisas por parte de diversos autores como (BEYAERT *et al.*, 2008; GRUMILLIER *et al.*, 2008; SEGAL *et al.*, 2006; TOKUNO, 2003) e que serão estudados e analisados em nosso estudo. Na análise da duração da fase de apoio em indivíduos amputados, estudos realizados por Sebastião (2009) reportou que membro remanescente (MR) vs membro amputado (MA) apresenta duração da fase de apoio com valores superiores para o MR. Chung (2000) reportou duração do percentual da fase de apoio de 63,2% e de balanço de 36,8%. Kadaba *et al* (1990) em seus achados relataram 61% mais no tempo na fase de apoio do membro remanescente comparado com o membro amputado.

Kadaba *et al* (1990) e Sebastião (2009) credenciaram seus resultados pela necessidade do controle, uma vez que na tentativa de controlar a colocação do membro com amputação (MA) no solo, o tempo de apoio do MR é mais elevado, permitindo assim um controle mais eficaz da posição em que o MA chega ao solo. O resultado também pode ser explicado pelo fato do MR proporcionar mais equilíbrio quando em contato com o solo, permitindo um tempo maior no balanço do MA. O MA como não possui o mesmo sistema proprioceptivo (coto-prótese), tem a duração da fase de apoio mais curta e acelerada de forma a recolocar o MR novamente no solo, readquirindo o equilíbrio.

Segundo Sebastião (2009), ao avaliar o 1º e 2º Picos da Componente Vertical da FRS, não foram encontradas diferenças entre MA e MR. Estes resultados corroboram com estudos apresentados na literatura, onde os valores encontrados são levemente superiores em MR, contudo não são estatisticamente diferentes (NOLAN, WIT, DUDZIŃSK, 2003; SCHMALZ, BLUMENTRITT, JARASCH, 2002). Em situações

mais extremas, como por exemplo, na corrida, Buckley *et al* (1999) encontraram diferenças de uma perna com a outra, apesar de apenas incluir um amputado transfemoral na sua amostra. Desta forma Buckley *et al* (1999); Nolan *et al* 2003; Schmalz *et al* 2002 e Sebastião (2009) acreditam-se que o fato de não apresentar diferenças significativas pode ser explicado pelo tempo de adaptação à prótese ser longo (sendo um dos pressupostos da seleção amostral), onde um dos princípios da reabilitação é o equilíbrio de cargas entre os membros. Considera-se assim, que os indivíduos da amostra se encontravam adaptados à sua prótese e “passaram a fase de reabilitação”.

Stevens (2010) relata em seus estudos que existem vários testes para mensurar o tempo e a velocidade alcançada durante a marcha do amputado unilateral de membro inferior, porém não existe consenso sobre o teste mais adequado para ser utilizado nesta população para mensurar estas variáveis. Este indica que deve ocorrer melhor discussão sobre a melhor forma de avaliar estas variáveis.

Van Velzen *et al* (2006) observaram que, durante a marcha ocorre a ativação de alguns grupos musculares, sendo que os mesmos também variam de indivíduos sem nenhum acometimento para indivíduos amputados unilaterais de membros inferiores. Em amputados de membro inferior, indica-se que o principal grupo muscular ativado é o grupo dos flexores de quadril durante a marcha.

A menor ou maior rigidez da prótese faz com esta seja, respectivamente, mais ou menos dinâmica, influenciando desta forma a característica da marcha dos amputados. Uma prótese mais rígida estabelece como resposta à marcha do amputado maior rapidez e apresentam uma fase de apoio menor. Assim como, uma prótese menos rígida, faz com que a fase de apoio seja maior e a marcha mais lenta. Esse tipo prótese pode influenciar na velocidade da marcha ou corrida (GRABOWSKI, RIFKIN, 2010).

Grabowski *et al* 2010 verificaram que próteses mais rígidas geram um gasto energético maior do que próteses mais maleáveis que se assemelham ao MR, porém este tipo de prótese não melhora a simetria da marcha assim influenciando na velocidade alcançada durante a marcha e a corrida.

Alguns autores afirmaram que o nível da amputação pode influenciar no gasto energético. As utilizações de próteses sem muletas ou com muletas também influenciam no consumo de energia. A velocidade também pode ser influenciada pelo nível de amputação, podendo apresentar um padrão de quanto mais alto o nível de amputação menor será sua velocidade (HAGBERG, BRANEMARK, 2001; NOLAN *et al.*, 2003).

### 2.2.2 – Amputação transtibial e tratamento para a marcha

A amputação transtibial é realizada entre as articulações talocrural e a do joelho. Pode-se dividi-la em três níveis, amputação transtibial em terço proximal, médio e distal. Para esses níveis de amputação, deve-se considerar a importância funcional da articulação do joelho na reabilitação e na deambulação dos pacientes (STINEMAN, 2008).

A descarga de peso, nas amputações transtibiais, independentemente do nível de amputação, deverá ser realizada no tendão patelar, entre a borda inferior da patela e a tuberosidade da tíbia, e nas regiões com tecidos moles localizadas nas faces lateral, medial e posterior do coto. Nos casos em que não seja possível realizar tais pressões, será realizado apoio em musculatura da coxa ou tuberosidade isquiática. Entretanto a descarga de peso distal sempre será contra indicada em razão da transecção óssea e dos tecidos moles na região. Os cotos transtibiais apresentam uma tendência à deformidade em flexão do joelho (fator que se agrava), quando a amputação se apresenta em nível mais proximal (KURICHI *et al.*, 2011; STINEMAN *et al.*, 2008).

No procedimento cirúrgico, a secção óssea realizada na face anterior da tíbia deve ter uma angulação aproximada de 15 graus, pois desta forma evita-se a compressão nos tecidos. A fíbula deve ser seccionada em maior altura (por volta de 1,0 a 1,5 centímetros acima da tíbia. O cirurgião apara as possíveis arestas ou saliências ósseas. A formação do coxim é feita com o “rebatimento” da musculatura posterior. Nessa fase, deve ser realizada a mioplastia, na qual os músculos antagonistas serão fixados aos agonistas, e também a miodese, em que a musculatura será reinsertada ao tecido ósseo. A importância destes procedimentos deve-se ao prognóstico da protetização, pois esses procedimentos melhoram o controle do coto e a circulação local, além de diminuir incômodos como a dor fantasma (BROOKS *et al.*, 2002; KURICHI *et al.*, 2011).

Na amputação transtibial proximal, o nível mais utilizado é logo abaixo do tubérculo tibial com preservação do tendão do quadríceps para a extensão. Com o objetivo de preservar a articulação do joelho, algumas técnicas têm sido adotadas, tais como amputações bem proximais e enxertos cutâneos. A amputação transtibial distal apresenta um coto bastante longo, porém a região distal da perna não apresenta um suprimento sanguíneo satisfatório e os tecidos subcutâneos e musculares da região resultam em um coxim sem muita qualidade. Nesse nível, podem-se encontrar problemas como escoriações e úlceras, o que é muito complicado em pacientes com

problemas vasculares, porém ocorre um grande braço de alavanca e bom controle sobre a prótese. (SMITH, 2003).

Portanto a amputação transtibial medial localizada na transição musculotendinosa do tríceps sural é considerada ideal para esse nível. O nível é determinado pela avaliação do potencial de cicatrização do membro associado com o potencial funcional para o paciente. Com bom coxim terminal, bom comprimento do coto, boa circulação e sem grandes comprometimentos para a alavanca, os pacientes apresentam melhores padrões de simetria na reabilitação da marcha. (SMITH, 2003).

As vantagens das amputações transtibiais quando comparadas a amputações mais altas, citamos a manutenção da articulação do joelho estabelecendo menor gasto energético durante a marcha, facilidade para colocação/remoção da prótese. Do ponto de vista físico, há alterações biomecânicas que influenciam sua locomoção, equilíbrio estático e/ou dinâmico, transferências e trocas posturais. Estas mudanças encontram-se permeadas por aspectos sociais e psicológicos que alteram o estado psicossocial do indivíduo levando à diminuição de sua autoestima, interesse em esportes, interesse na vida social em sua comunidade interferindo sensivelmente na qualidade de vida, podendo estar associada à significativa morbidade, incapacidade e mortalidade (BATES *et al.*, 2006).

As próteses foram desenvolvidas com o objetivo de se assemelhar com o membro perdido. As primeiras próteses eram confeccionadas inteiramente por artesões em materiais como couro, madeira e ferro. Somente após as grandes guerras, surgiram empresas específicas e especializadas na construção de próteses (JAMES, OBERG 1973).

Reabilitar um indivíduo com amputação não significa somente protetizá-lo, porém para pacientes candidatos a utilização de próteses, a reabilitação só chegará ao fim no momento em que eles já estiverem fazendo uso das próteses, com certo controle e independência nas atividades diárias, profissionais e recreativas. A reabilitação tem como finalidade conseguir o maior potencial funcional do paciente amputado com a prótese, onde são orientados exercícios de fortalecimento muscular, alongamento, equilíbrio e principalmente coordenação e propriocepção (PEZZIN, DILLINGHAM, MACLENZIE, 2000).

Os músculos extensores de joelho são bastante significativos em determinadas fases da marcha, como por exemplo, no contato inicial e na fase de apoio. Sua fraqueza acarreta importantes disfunções da marcha com a prótese. Muitos pacientes apresentam

encurtamento do músculo reto femoral, o qual pode estar associado à posição adotada no coto de flexão de quadril. Desta forma, para alcançar um melhor fortalecimento do quadríceps deve-se manter esse músculo alongado. A musculatura flexora do joelho é responsável pela fase de balanço durante a marcha. Como geralmente os amputados transtibiais apresentam como deformidade um coto fletido, deve-se sempre alongar esse grupo muscular e orientar a postura desse membro (NAJARIAN *et al.*, 2009).

Diante dos inúmeros avanços na área da saúde ou mesmo da Engenharia Biomédica a amputação, e mais concretamente, a amputação dos membros inferiores continua a ser uma situação clínica que provoca muitos danos aos pacientes, tornando este fragilizado e emocionalmente instável tanto em nível físico quanto em nível psicológico levando a diminuição ou a não realização de atividade física ou laboral (WATERS *et al.*, 1976; YAZICIOGLU *et al.*, 2007).

### 2.3 – Neuroplasticidade

Anteriormente, neurocientistas acreditavam que nenhuma nova conexão neural poderia ser formada no SNC e SNP, pois as conexões na vida fetal após estabelecidas ou no início da infância dificilmente mudariam no decorrer dos anos (LUNDBORG, 2003; RAMACHANDRAN, 2003; RAMACHANDRAN, ROGERS-RAMACHANDRAN, 2000).

Plasticidade cortical, ou neuroplasticidade, é a capacidade de reorganização cerebral (SNC e SNP) que pode ocorrer devido a alterações das aferências/eferências (BRASIL, 2004). A plasticidade sináptica também pode ocorrer e deve ser explorada na reabilitação como uma estratégia básica para modificar o modo como o cérebro “contextualiza” e interpreta os mecanismos de propriocepção, sendo geradas por percepções advindas das mudanças na topografia do sistema nervoso, ou melhor resposta a estímulos. (KNECHT *et al.*, 1995; RAMACHANDRAN, ARMEL, CARRIE, 2003; RAMACHANDRAN, ROGERS-RAMACHANDRAN, 2000; RAMACHANDRAN, HIRSTEIN, WILLAIM, 1998).

Acredita-se que o córtex seja o local primário e principal da reorganização cerebral, porém com o tempo ocorre também em áreas subcorticais e no SNP (BUONOMANO, MERZENICH, 1998; LUNDBORG, 2003; RAMACHANDRAN, GREGORY, 1991; STEFAN *et al.*, 2000). Diante dessa reorganização, os córtices sensorial e motor não são “estáticos” e podem mudar dinamicamente de acordo com a

demanda da tarefa, reabilitação, aprendizado motor e as manipulações periféricas (BRAUN *et al.*, 2001; BUONOMANO, MERZENICH, 1998; ILIC, ZIEMANN, 2005; LUNDBORG, 2003; SCHAEFER *et al.*, 2005). Este processo de reorganização pode ser mantido por aferências que chegam aleatoriamente na região cortical referente à parte corporal amputada, o que conduz a uma ativação persistente desse espaço (KNECHT *et al.*, 1998).

Alguns estudos explorando esta reorganização indicaram que nos amputados não ocorre apenas perda sensitiva no membro amputado, mas um aumento das aferências do membro intacto, decorrente da maior utilidade desse membro. (ELBERT *et al.*, 1997; RAMACHANDRAN, ARMEL, CARRIE, 2003; RAMACHANDRAN, ROGERS-RAMACHANDRAN, 2000).

Essa reorganização pode ser devido a representações do membro amputado que se redirecionam aos músculos do coto e quando acionadas são capazes de gerar nos músculos respostas como se o membro ainda estivesse presente (ALMEIDA, CAMARGOS, CORRÊA, 2009; FELDMAN, BRECHT, 2005; ILIC, ZIEMANN, 2005; REILLY *et al.*, 2006).

Sabe-se que regiões do córtex somatossensorial e córtex motor podem se reorganizar rapidamente como uma consequência do aprendizado motor. Acredita-se que podem ser provenientes de conexões sinápticas pré-existentes (ARENDDT, 2004; BYL *et al.*, 2003; ELBERT *et al.*, 1997; LUNDBORG, 2003; ZIEMANN *et al.*, 2001). Com relação à formação de novas conexões sinápticas, acredita-se que na amputação, esta ocorre devido à “cronificação” pela ausência do membro e com isso maior uso do membro remanescente gerado, gerando alterações plásticas (BRASIL, 2004; RAMACHANDRAN, HIRSTEIN, WILLAIM, 1998).

A recuperação funcional depende não só de um treinamento sensorial como também de um treinamento motor e podem ocasionar mudanças importantes nos mapas corticais ou subcorticais, acarretando também mudanças dinâmicas de acordo com as exigências da tarefa e o contexto, ocasionando em reaprendizado motor (BYL *et al.*, 2003; SCHAEFER *et al.*, 2005). O treinamento agudo/inicial provoca mudanças transitórias na topografia do mapa motor, entretanto requer repetições suficientes dos movimentos para que ocorram alterações como respostas das sinapses, permitindo que essas sejam mantidas após o treinamento. A reorganização do mapa pode representar a consolidação das novas habilidades motoras de modo a torná-las resistentes na ausência do treinamento por períodos agudos ou crônicos (MONFILS, PLAUTZ, KLEIM, 2005).

As estratégias de reabilitação com a prática repetitiva dos movimentos realizados pela região corporal afetada facilitam os mecanismos da plasticidade sináptica, podendo gerar melhores formas de organização das regiões somatossensoriais (FLORENCE *et al.*, 2001; LUNBDBORG, 2003; ZIEMANN *et al.*, 2001).

Os efeitos do treinamento nos amputados estabelecem melhor controle sobre os movimentos, indicando propriocepção que acarretará melhor desempenho dos movimentos funcionais interferindo nas respostas à reabilitação (ALMEIDA, CAMARGOS, CORRÊA, 2009; KNECHT *et al.*, 1998; REILLY *et al.*, 2006).

Uma alternativa para explicar a neuroplasticidade é a Potenciação em Longo Prazo (PLP). O PLP em termos de modificações moleculares conduz a mudanças funcionais e também estruturais. Existem evidências de mudanças detectáveis na neuro morfologia das sinapses que também poderiam estar implicadas na PLP. A sucessão de mecanismos implicados no sustento temporal da PLP apresenta uma estreita sobreposição dos mecanismos neuroplásticos, começando por trocas da área funcional e culminando com processos neurofisiológicos. Diante do exposto, a PLP pode ser identificada como uma forma de plasticidade neuronal funcional, que pode determinar neuroplasticidade pelo surgimento de novos neurônios ou por crescimento das sinapses existentes (BERGADOROSADO, MELIAN, 2000).

A neuroplasticidade pode ser identificada com a ativação de receptores e com a incorporação de receptores para a membrana. Com isso, podemos ressaltar que existem modificações com ativação de mecanismos silenciosos (BERLUCCHI 2002; LUNDYEKMAN, 2004).

A plasticidade axonal é também intitulada colateralização ou brotamento colateral. A colateralização se diferencia da regeneração devido ao crescimento ocorrer em axônios saudáveis (CHEN, COHEN, HALLET 2002; HLUSTÍK, MAYER, 2006).

O brotamento é um novo crescimento e tem vários fatores celulares como a resposta do corpo celular e a formação de novos brotos, ou cessação do alongamento axonal e sinaptogênese. O brotamento colateral já foi identificado no córtex, no núcleo vermelho e outras regiões cerebrais, sugerindo que este é um fenômeno generalizado. A base das mudanças reorganizacionais é a presença de conexões intracorticais, que permitem interações variáveis entre neurônios no córtex motor primário. O crescimento desses brotos e a formação de uma nova sinapse constituem sinaptogênese regenerativa, e o brotamento colateral ocorre em axônios não lesionados, em resposta a um estímulo que não faz parte do processo normal de desenvolvimento. Este brotamento promove

uma sinaptogênese reativa (BERLUCCHI 2002; COTMAN, GÓMEZ-PINILLA, KAHLE, 1994).

O brotamento colateral surge com o aparecimento de ramos colaterais nos axônios das regiões não atingidas pela amputação, e o seu crescimento em direção às regiões cerebrais que anteriormente recebiam informações das regiões amputadas. As regiões corporais vizinhas podem ser normalmente interconectadas, sendo essas conexões consideradas "silenciosas" que podem apresentar constante inibição. Estes circuitos axônicos quando inibidos podem ser responsáveis por manter estas conexões silenciosas (BERLUCCHI 2002; COTMAN, GÓMEZ-PINILLA, KAHLE, 1994).

Os agentes que iniciam a colateralização não são conhecidos com precisão, mas foram formuladas hipóteses que podem desencadear esses processos (BERGADO-ROSADO, MELIAN, 2000; BERLUCCHI 2002; KAHLE, 1994):

- Especializações pós-sinápticas vazantes: Os axônios sobreviventes após a degeneração dos cotos distais das fibras seccionadas podem estabelecer uma detecção e isso estimularia seu crescimento;
- Ausência de inibição competitiva: A densidade de inervação de um neurônio controlada por sinais inibitórios que limita o crescimento axonal. A perda de uma quantidade substancial dos terminais eliminaria este freio ao crescimento axonal;
- Mudanças na atividade sináptica: A perda de aferentes acarretaria na alteração da atividade neuronal. Implicando na liberação de fatores tróficos de crescimento axonal;
- Presença de terminais em degeneração: As terminações que degeneram podem liberar substâncias que estimulariam a colateralização;
- Células da glia: As células da glia que fagocitam os axônios degenerados, podem liberar fatores tróficos que estimulam o crescimento colateral.

Todos estes fatores podem contribuir na origem de ambiente promotor de crescimento, que interferem no processo de colateralização. Novos contatos sinápticos adjuntos com o processo de colateralização podem desempenhar um papel muito importante na recuperação (BERGADO-ROSADO, MELIAN, 2000). Portanto pode-se inferir que existem muitos agentes que podem modificar, aumentar ou mesmo melhorar os processos de neuroplasticidade agudos ou crônicos. São os chamados fatores de

crescimento, fatores neurotróficos ou neurotrofinas. (CHEN, COHEN, HALLET 2002; COHEN, 2001; HLUSTÍK, MAYER, 2006).

Em relação ao aprendizado e a memória, está bem documentado que existem fatores neurotróficos em abundância no hipocampo e estão envolvidos na neuroplasticidade relacionada ao aprendizado e a memória (PHAM *et al.*, 2002).

### 2.3.1 - Atividade neural e medular

Os humanos produzem uma variedade de movimentos rítmicos através de padrões de marcha, corrida, ciclismo, natação, entre outros (LOEB, BROWN, CHENG, 1999). A marcha é influenciada por um conjunto multifatorial resultante da interação ou do processo de cascatas de reações devidas à organização dos sistemas neurais interferindo nas reações do complexo musculoesquelético, e um programa central baseado no circuito espinhal geneticamente determinado pelo Gerador de Padrão Central (GPC) (ARECHAVALETA *et al.*, 2008; HORAK, FRANK, NUTT, 1996; LACQUANTINI, BORGHESE, BIANCHI, 1996; MAZZARO, SZNAIER, CAMPS, 2005).

O GPC designa as redes espinhais o controle dos movimentos básicos deambulatórios sendo modulado entre os sistemas nervoso central e periférico por meio dos geradores de padrões, localizados na medula espinhal que podem gerar padrões de atividade rítmica mesmo na ausência de “feedback” externo ou controle supra espinhal (AMSTROND, 1986; ROSSIGNOL, DUBUC, GOSSARD, 2006).

O centro gerador rítmico define o ritmo de locomoção e a duração das fases flexoras e extensoras e controla a atividade da rede geradora de padrão. A ativação de uma população geradora de padrão ativa a musculatura agonista, sinergista e antagonista responsável por cada movimento. A rede geradora de padrão medeia um *input* rítmico do gerador para motoneurônios e distribui através de conjuntos de motoneurônios. O centro gerador rítmico através do controle neurológico interfere na propriocepção do indivíduo e os estímulos visuais, vestibulares, auditivos, sensitivos e motores. Dependendo do *input* do gerador rítmico e das interações entre a rede geradora de padrão, cada população geradora de padrão é ativada dentro de fases particulares do ciclo de marcha gerando equilíbrio estático e dinâmico (RYBAK, PATON, SCHWABER, 1997).

No entanto, estas redes espinhais são normalmente moduladas por *inputs* periféricos e supra espinhais. O “feedback” aferente adapta dinamicamente, através de uma relação recíproca, a resposta do GPC às exigências ambientais impostas (AMSTROND, 1986; ROSSIGNOL, DUBUC, GOSSARD, 2006). Estes *inputs* podem redefinir o ritmo da locomoção, bem como a qualidade do movimento. A transição entre a fase de apoio e a fase de balanço é desencadeada por sinais aferentes provenientes da região do quadril quando esta faz extensão próxima à fase de apoio. A fase de balanço é iniciada quando o membro está em extensão e em descarga (força reduzida nos músculos extensores que pode ser detectada pelos Órgãos Tendinosos de Golgi). Desta forma, estes sinais proprioceptivos regulam o tempo de passagem de uma transição posterior para uma transição anterior do membro durante o ciclo de marcha. A coordenação intersegmento temporal representa adaptações e respostas de controle do GPC (CAPPELLINI *et al.*, 2010).

Em nível supraespinal, foram identificadas regiões circunscritas no mesencéfalo e telencéfalo relevantes na ativação e no controle da intensidade nos mecanismos da manutenção do equilíbrio, na adaptação dos movimentos e na coordenação da locomoção (AMSTROND, 1986; JORDAN, 1998; ORLOVSKY, 1991). A Região Locomotora Mesencefálica (RLM) estabelece conexões sinápticas para neurônios que ativam redes espinhais para iniciar a locomoção e recebem inputs de várias regiões do mesencéfalo, diencéfalo, gânglios na base, cerebelo (BRUDZYNSKI, MOGENSON, 1985; GARCIA-RILL *et al.*, 1990) e hipotálamo (SINNAMON, 1993).

Acredita-se que o GPC adquira padrões flexíveis e adaptáveis por mecanismos plásticos (MACKAV-LYONS, 2002). Vários procedimentos demonstraram que, além de fatores tais como amputação, lesões nervosas periféricas, lesões medulares e corticais, o treinamento de tarefas sensoriais e as experiências comportamentais podem acarretar uma reorganização no córtex sensorio-motor (ALMEIDA, CAMARGOS, CORRÊA, 2009; ZIEMANN, 2001).

Estudos indicam que, em muitos casos, o local primário da plasticidade localiza-se internamente no córtex. Uma possibilidade é que o córtex seja o local primário e principal de reorganização e que, com o tempo, essa reorganização ocorra também em áreas subcorticais e no SNP (BUONOMANO, MERZENICH, 1998; LUNDBORD, 2003; STEFAN *et al.*, 2000).

Estudos sugerem que a organização funcional dos córtices sensorial e motor não são estáticos no aprendizado de novas funções e podem mudar dinamicamente de

acordo com a demanda da tarefa, o contexto, experiências agudas ou crônicas e as manipulações periféricas (BRAUN *et al.*, 2001; BUONOMANO, MERZENICH, 1998; ILIC, SCHAEFER *et al.*, 2005; LUNDBORD, 2003; ZIEMANN, 2005)

Uma pesquisa realizada em animais e humanos mostrou que a rede de neurônios somatossensoriais altamente interconectados permite o aprendizado de tarefas sensório-motoras e o reaprendizado da função após o dano (KNECHT, 1998). O cérebro através dos mecanismos de plasticidade analisa e sintetiza as informações do meio externo e interno, comparando os dados obtidos com os traços de memória, criando representações complexas das diferentes situações com as quais o indivíduo se defronta e, a partir do complexo de informações consegue integrá-las para a execução os processos de cascata para um movimento (ILIC, ZIEMANN, 2005).

#### 2.4 - **Aprendizagem Motora**

Somente após a década de 1990 tem se observado uma retomada dos estudos em Aprendizagem Motora, utilizando dos conhecimentos adquiridos em Controle Motor. A partir dessa fase, percebe-se que o estudo sobre as variáveis que influenciam a aquisição de habilidades motoras, entendimento das cascatas de reações selecionadas ampliando alguns conceitos ou respostas para diversos estudos (MICHAELSEN, LEVIN, 2004).

Na perspectiva de ensino, a instrução tem o objetivo de potencializar a orientação da atenção às informações mais relevantes, assim como na elaboração do programa de ação e a sua subsequente execução nos movimentos da marcha. Os mesmos autores observaram que, ao se envolver com a prática de uma habilidade motora nova, o iniciante traz como um “*feedback*” seus conhecimentos e habilidades adquiridas anteriormente e procura utilizá-los, para melhor elaborar o processo de aprendizagem motora de uma ação na tentativa de solucionar o problema motor (JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001).

As teorias de controle motor foram elaboradas para compreender o comportamento motor. Baseado nisso, muitas pesquisas foram realizadas gerando um processo de quebra de paradigmas. Alguns autores numa perspectiva dinâmica e outros com uma visão tradicional de desenvolvimento motor, controle motor e aprendizagem motora, enfatizam uma possível reorganização e maturação do SNC e SNP como determinante do desenvolvimento na maximização dos circuitos neurais supra-espinhal e espinhal (LANGHORNE, COUPAR, POLLOCK, 2009; VERMA *et al.*, 2011).

O estudo do comportamento motor apresenta três sub-áreas distintas, as quais se encontram intimamente relacionadas devido à natureza dos fenômenos estudados: Controle Motor, Desenvolvimento Motor e Aprendizagem Motora, todas inseridas dentro do córtex motor, tronco encefálico e a medula espinhal. O Controle Motor investiga os problemas ligados aos mecanismos responsáveis pela produção do movimento, ou seja, como a execução de movimentos é regulada. O Desenvolvimento Motor é responsável por investigar as mudanças na organização do comportamento motor de um indivíduo ao longo do seu ciclo de vida, ou seja, mudanças realizadas numa escala de tempo em longo prazo (JOHNSON *et al.*, 2002; KLEIM *et al.*, 2003).

Por fim, a aprendizagem motora explora e proporciona à aquisição de habilidades motoras quais sejam os fatores que a influenciam e os mecanismos e processos subjacentes às mudanças no comportamento motor em virtude de prática. A aprendizagem motora estabelece uma associação de processos com a prática ou experiência, conduzindo a mudanças relativamente permanentes na capacidade para melhora das habilidades dos movimentos (LANGHORNE, COUPAR, POLLOCK 2009; VERMA *et al.*, 2011). Jonsdottir *et al* (2010) consideram a aprendizagem motora como uma mudança interna relativamente permanente, resultante da prática pelo desempenho dos movimentos. Descreveram o processo de aprendizagem em três fases: cognitiva ou inicial, associativa ou intermediária, autônoma ou final.

O “*feedback*” pode ser dividido em feedback intrínseco ou extrínseco. O “*feedback*” intrínseco é a informação produzida com informação obtida pelos órgãos sensoriais do próprio executante e que não necessita de auxílio externo (JONSDOTTIR *et al.*, 2010; JONSDOTTIR *et al.*, 2007). O “*feedback*” extrínseco é uma informação que depende de algum meio externo ou artificial, gerada ao executante, como do fisioterapeuta, médico, educador físico ou de um vídeo. O “*feedback*” aumentado é relacionado ao complemento da informação do “*feedback*” (BYL *et al.*, 2003; GARRISON, WINSTEIN, AZIZ-ZADEH, 2010).

Ao vivenciar um movimento detalhadamente, amputados de membro inferior são capazes de extrair importantes informações, que auxiliarão de alguma forma a organização e execução de suas ações motoras. Em outras palavras, o “*feedback*” intrínseco apresenta-se como um modelo apropriado para a prática de uma habilidade motora, facilitando a o treinamento da marcha e com isso a protetização. (ANDRÉ *et al.*, 2001)

Enfim, ocorre uma relação de cascata de relação entre a interpretação, organização, produção e consequente execução de movimentos. Durante a execução e após sua conclusão, o ser humano consegue inferir através do “*feedback*”, informações sobre os movimentos e respostas agudas ou crônicas advindas de respostas da ação de fontes consideradas internas (órgãos sensoriais). Dentre inúmeros fatores que afetam a aquisição de habilidades motoras, o “*feedback*” e a realização do movimento têm papel de destaque nas pesquisas em Aprendizagem Motora (CIRSTEA, LEVIN, 2000).

O “*feedback*” é considerado como a informação obtida, que possibilita gerar sua retro alimentação da resposta na comparação entre o que foi planejado e o que foi executado. Os ajustes importantes para um movimento podem ser advindos da resposta de um “*feedback*” que possui uma ação interpretada, planejada e executada com provável correção dos ajustes necessários. A partir do treinamento motor baseado na IM observa-se uma maior capacidade de detecção, propriocepção e correção de erros (JONSDOTTIR *et al.*, 2010; JONSDOTTIR *et al.*, 2007; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013).

Outro importante fator relacionado à efetividade da marcha humana em amputados é atribuído às características da habilidade a ser aprendida. Horgan, Maclachlan (2004) e Tonello, Pellegrini (1997) ressaltam que a aquisição de habilidades ocorre devido às alterações nas variáveis do ambiente, que determinam a execução da ação, exigem que o executante se adapte ou até mesmo mude o plano motor durante a fase de diversificação, ou seja, o que corresponde em atingir um nível de proficiência na habilidade, retendo ou reformulando o plano motor geral adquirido anteriormente, fixando ou diversificando seu padrão de movimento de acordo com as exigências ambientais. Através da interação do indivíduo com o meio ambiente e as tarefas impostas que são desenvolvidas e melhor estruturadas as modalidades sensoriais.

Entende-se como instrução verbal àquelas informações que transmitem à sequência que deve ser seguida para se alcançar a meta da tarefa. Esse tipo de procedimento visa auxiliar/identificar o que deve ser realizado, a meta da tarefa, quanto o caminho que deve ser seguido para conseguir alcançá-la e outras informações adicionais que se façam necessárias. A instrução verbal mostra-se uma estratégia importante e eficiente em situações de aprendizagem relacionadas ao aprendizado do entendimento dos mecanismos de um movimento cinemático (JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001). Segundo Paz, Teixeira-Salmela, Tierra-Criollo (2013) instruções verbais podem agir como representantes cognitivos, melhor representação

corporal e atenção aos aspectos críticos e mais importantes de alguns movimentos cinemáticos muitas vezes poucos perceptíveis pelos pacientes.

## 2.5 - Prática mental e marcha

O estudo da PM é bastante antigo, sendo os primeiros estudos datados da década de 1930 (FELTZ, LANDERS, 1983). Porém, foi no período de 1960 a 1970, que a PM se destacou na literatura na área da psicologia do esporte (GROUIOS, 1992). Desde então, muitos estudos têm sido conduzidos para investigar esta técnica (FELTZ, LANDERS, 1983; GROUIOS, 1992). O uso do termo PM tendo sido desde muito tempo denominado como prática simbólica, exercício mental (GROUIOS, 1992; HIRD *et al.*, 1991; MCBRJDE, ROTHSTEIN, 1979; MILLARD, MAHONEY, WARDROP, 2001; RYAN, SIMONS, 1981; STEBBINS, 1968; WEINBERG, 1982), prática implícita (CORBIN, 1967; WEINBERG, 1982), ensaio mental (MACKAY, 1981; SUINN, 1993), imagem mental (BROUZIYNE, MOLINARO, 2005) e treinamento mental (LOMÔNACO, MARQUES, 1993).

Inicialmente, os estudos eram voltados à análise dos efeitos da PM sobre o desempenho e o aprimoramento de habilidades esportivas. Porém, mais recentemente tem-se observado uma modificação do enfoque científico para a aquisição de novas habilidades motoras e suas variáveis, tais como, complexidade da tarefa, tipo de tarefa e capacidade imaginativa dos sujeitos. Os métodos de neuroimagem tem permitido investigar as áreas corticais e subcorticais envolvidas na imaginação de uma habilidade motora (LOMÔNACO, MARQUES, 1993). Com os estudos da PM observaram-se possibilidades com objetivos diferentes dentro das pesquisas: uma relativa ao início da aquisição de habilidades motoras, e a outra na melhor adaptação ou mesmo no desempenho de uma habilidade já adquirida (DENIS, 1985; FELTZ, LANDERS, 1983; GENTILI, PAPAXANTHIS, POZZO, 2006; HIRAI, GOBBI, 1990).

A PM corresponde a uma ativação subliminar do sistema motor e sensitivo e deve ser parte de um fenômeno mais amplo, a representação motora, relacionado com o planejamento, a intenção e a preparação inconsciente ou consciente dos movimentos (JEANNEROD, 1995), e posteriormente o refinamento de habilidades motoras (BUCCINO, SOLODKIN, SMALL, 2006).

Existem três formas de praticar uma habilidade mentalmente: a) auto-observação, na qual o indivíduo se observa mentalmente praticando o movimento com

observação mental do próprio movimento. Pode-se inferir que o indivíduo torna-se “expectador” da sua própria execução (imaginação na 3ª pessoa); b) ideomotora, imaginação e sensação cinestésica do próprio movimento, na qual o indivíduo executa mentalmente o movimento (imaginação na 1ª pessoa) e c) auto-verbalização, que é a repetição mental e descrição verbal do movimento (BUCCINO, SOLODKIN, SMALL, 2006; LOMÔNACO, MARQUES, 1993; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013).

Estas formas de prática estão relacionadas à instrução para a tarefa, que direciona toda a atenção para os mais importantes aspectos vitais no controle motor. Além disso, é importante ressaltar que imaginar na perspectiva interna possibilita o executante utilizar-se de “*feedback*” intrínseco. Há o “*feedback*” intrínseco, quando a informação é percebida pelo próprio executante através de seu sistema sensorial como a visão, audição, tato e propriocepção (HARRIS, ROBINSON, 1986). O “*feedback*” extrínseco por sua vez, refere-se a informações avaliadas por fontes externas recebidas pelo praticante (fisioterapeuta, médico, educador físico, etc) (JEANNEROD, 1995; YVES, 2003).

Harris e Robinson (1986) e Yves (2003) ressaltaram que quando as pessoas se imaginam na perspectiva interna, fazem uso da imagem cinestésica e quando imaginam na perspectiva externa utilizam a imagem visual. Diante dos objetivos a imaginação interna ou externa pode obter papel expressivo. A imagem cinestésica provoca sensações proprioceptivas que remetem percepções à velocidade, força, direção e amplitude do movimento (HARRIS, ROBINSON, 1986; YVES, 2003). A imagem visual envolve maior amplitude a representação mental da trajetória, distância e localização espacial do movimento (FARAHAT, ILLE, THON, 2004).

A imagem interna tem sido então, associada ao melhor desempenho e níveis considerados significativos de atividade elétrica cortical ou subcortical e nas respostas motoras durante a imaginação (CHRISTAKOU, ZERVAS, LAVALLEE, 2007; FERY, HALE, 1982; GROUIOS, 1992; HARRIS, ROBINSON, 1986; MORIZOT, 2000). A utilização da PM a partir de estudos pioneiros como o de Jacobson (1932) no uso da imagem interna está associada à hipótese (neuromuscular), que apresentou atividade elétrica nos grupos musculares responsáveis pela execução da habilidade. Os sujeitos foram solicitados a se imaginar realizando certos movimentos e, através de eletrodos (sinal eletromiográfico), posicionados nos músculos envolvidos na ação real, porém,

abaixo do limiar do potencial de ação, verificou-se atividade elétrica nestes músculos, (JACOBSON, 1932).

Desta maneira, três explicações fundamentam a utilização da imaginação para o desempenho de habilidades motoras: a) medidas de atividade elétrica no sistema nervoso indicam que sua resposta pode ser caracterizada como similar sob as condições do movimento imaginado e real (movimento imaginado e exercitado mentalmente produz microcontrações e conseqüentemente uma melhora da coordenação neuromuscular) (DECETY *et al.*, 1993); b) medidas de atividade cerebral apontam que os processos que formam a base da imagem motora estão sob o controle de várias áreas corticais e subcorticais conhecidas por seu papel na preparação motora (treino mental de uma ação é correlato a uma ativação subliminal do sistema motor.) (LAFLEUR *et al.*, 2002); c) duração do movimento real e a duração do movimento imaginado podem ser similares (DECETY, MICHEL, 1989; PAPAXANTHIS *et al.*, 2002).

Um dos instrumentos utilizados para registrar a PM tem sido o eletroencefalograma, que identifica a atividade elétrica cerebral em diferentes regiões do córtex (CREMADES, 2002 PAZ *et al.*, 2012). Luft, Andrade (2006), em revisão de estudos, concluíram que o eletroencefalograma apresenta alto nível de confiabilidade na compreensão da aprendizagem motora em diferentes situações e indivíduos.

Estudos de neuroimagem e investigações fisiológicas apontaram para uma forte correlação entre a imaginação motora e a ação motora, ambos com tempo de reação e localização similares (LOTZE *et al.*, 1999; SCHWOEBEL, BORONAT, COSTELETT, 2002). A imaginação motora difere da execução motora, primariamente, pelo meio de processos que envolvem a inibição ou supressão motora. Ainda não há um consenso sobre a área que promovem a inibição dos movimentos motores diante da PM. Alguns autores relataram que a parte posterior do cerebelo promove a inibição do movimento durante a imaginação motora (LOTZE *et al.*, 1999) e outros estudos sugeriram que é o lobo parietal o responsável por esse processo inibitório (SCHWOEBEL, BORONAT, COSTELETT, 2002).

Estudos com neuroimagem confirmaram a eficiência das funções executivas na PM, mostrando que além das áreas motoras ativadas na prática física (DECETY, 1996; LACOURSE *et al.*, 2005; LOTZE, HALSBAND, 2006; MULDER, 2007; MUNZERT, LOREY, ZENTGRAF, 2009), a PM ativa também áreas relacionadas à memória de trabalho e à atenção (HELENE, XAVIER, 2006; JUEPTNER *et al.*, 1997). A ativação das áreas motoras e sensoriais primárias, as áreas pré-motora e motora suplementar

durante a PM, embora em níveis inferiores em comparação à prática física podem ser atribuídas à fase de preparação e planejamento da ação motora (JUEPTNER *et al.*, 1997; LOTZE, HALSBAND, 2006; MULDER, 2007; MUNZERT, LOREY, ZENTGRAF, 2009) e mais ainda à inibição do comando eferente, prevenindo a execução motora (LOTZE, HALSBAND, 2006; MUNZERT, LOREY, ZENTGRAF, 2009).

Da mesma forma que a prática física e a PM ativam redes neurais semelhantes, diversos autores apontaram que os modelos internos formados por meio dos dois tipos de práticas são equivalentes quanto ao componente temporal das tarefas nas execuções físicas e mentais (DECETY, 1996; JEANNEROD, 1995; LOTZE, HALSBAND, 2006; MULDER, 2007).

O aprendizado motor proporcionado pelo treinamento mental é possível pelo fortalecimento das redes sinápticas de transmissão ativando de forma repetitiva as redes neurais de representação do ato motor (GUILLOT *et al.*, 2008; HALSBAND, 2006; JEANNEROD, 1995; LOTZE, HALSBAND, 2006; WOHLDMANN, HEALY, BOURNE, 2008). Este processo além de permitir uma melhora do desempenho motor, desencadeia respostas que proporcionam uma melhor generalização do aprendizado para tarefas semelhantes e em diferentes contextos ambientais (GENTILI, PAPAXANTHIS, POZZO, 2008; HELENE, XAVIER, 2006; KOPCZYNSKI, 2006; WOHLDMANN, HEALY, BOURNE, 2008).

Feltz, Landers (1983) realizaram um estudo com 60 indivíduos utilizando a PM na área esportiva. Os resultados sugeriram que a PM facilita a representação cognitiva e simbólica do movimento podendo interferir no desempenho motor por meio do ensaio mental dos componentes simbólicos da tarefa. A PM pode desenvolver a capacidade de direcionar a atenção, preparar para o movimento, trabalhando principalmente mecanismos proprioceptivos proporcionando mecanismos importantes no processo de aprendizado (FELTZ, LANDERS, 1983).

A PM exige o uso da memória interna para que as informações advindas do “*feedback*” visual, e cinestésica sejam mantidas e manipuladas na memória de trabalho para atividades comuns ou mesmo complexas durante o ensaio mental. A memória de trabalho utiliza-se dos processos que alimentam respostas comportamentais (LUCIANA, NELSON, 1998). A memória de trabalho é o processo de manter ativa uma informação “on-line” na mente e utilizar esta informação para guiar e responder a um comportamento de diferentes formas (BARTON *et al.*, 2006; TSUJIMOTO, 2008).

Ryan, Simons (1981) investigaram o efeito da PM em duas tarefas diferentes quanto à demanda cognitiva e motora. Participaram do estudo 39 indivíduos que foram divididos aleatoriamente em três condições: prática física, prática mental e grupo controle. O grupo de prática física realizou 12 tentativas. No procedimento de PM a primeira tentativa correspondeu à prática física da tarefa, seguida de nove tentativas de PM e finalizando com duas tentativas de prática física. O grupo controle praticou na sequência: uma tentativa de prática física da tarefa, nove tentativas de um jogo não semelhante às tarefas observadas no estudo e duas tentativas de prática física semelhantes à primeira tentativa. Portanto de acordo com o objetivo da demanda cognitiva ou motora o procedimento aconteceu para as duas habilidades e diante dos resultados relativos à aprendizagem motora observa-se que o grupo de prática física com resultados mais significativos quando comparados aos grupos PM e grupo controle. Não foi identificada diferença significativa entre os grupos de PM e controle. Nos resultados atribuídos a parte cognitiva o grupo de PM apresentou ser mais efetivo que o grupo de prática física. O grupo PM e prática física foram significativamente superiores ao grupo controle. Tais resultados apontam que a PM é mais efetiva quando relacionada à habilidade com predominância cognitiva (RYAN, SIMONS, 1981).

Outros estudos investigaram o efeito da PM em habilidades abertas (ambiente imprevisível) e fechadas (ambiente previsível ou parado). Mcbrjde e Rothstein (1979) compararam as práticas mentais e físicas na aprendizagem de habilidades abertas e fechadas utilizando a tarefa do golfe. Cento e vinte sujeitos foram distribuídos aleatoriamente nos três grupos (n=120): PM, prática física e prática combinada (alternância de uma sessão de tentativas de PM com uma de prática física até completar o total de 40 tentativas). A fase de aquisição aconteceu em três dias sucessivos seguida da avaliação do conhecimento da tarefa. De acordo com este estudo pode-se inferir que todas as condições de prática conduziram a uma melhora em precisão das tarefas fechadas e abertas, mas o grupo de prática combinada foi o mais efetivo, seguido do grupo de prática física e, por último, o grupo de PM (MCBRJDE, ROTHSTEIN, 1979).

Quando comparada em estudos o nível de experiência com uma tarefa, as pesquisas em PM não possuem uma padronização sobre as interferências entre indivíduos experientes nos movimentos e indivíduos sem experiência ou aprendizado na tarefa. Porém na literatura, sobre a PM observam-se desvantagens em indivíduos não experientes ou com pouca experiência nos movimentos. (FELTZ, LANDERS, 1983; SUINN, 1993).

Assim, é apontada por alguns pesquisadores a importância de uma quantidade mínima de experiência, na realização de uma habilidade, para a efetividade da PM (CORBIN, 1967; FELTZ, LANDERS, 1983; MACKAY, 1981). Entretanto, tem sido procedimento comum na PM ou na PM combinada com a prática física (seja ela realizada antes ou após a prática física), a realização de uma fase de familiarização da tarefa, sendo ambos por meio de prática física ou mental (GROUIOS, 1992; HIRD *et al.*, 1991; STEBBINS, 1968; SUINN, 1993). O desenvolvimento motor advém da contínua alteração no comportamento ao longo do ciclo da vida, realizado pela interação entre as necessidades da tarefa, a fisiologia do indivíduo, sua capacidade de adaptação e as condições do ambiente. Diante disso a utilização da familiarização dos movimentos pode ser importante para o conhecimento dos mecanismos sensitivos para maior assimilação da tarefa. (BROUZYNE, MOLINARO, 2005; CAHN, 2008; GROUIOS, 1992).

Os melhores resultados com a técnica da PM estão intimamente ligados com os graus de familiarização das técnicas, o que implica que uma representação do movimento (simples ou complexo) deve estar presente (FELTZ, LANDERS, 1983; MULDER, 2007; LOMÓNACO, MARQUES, 1993).

Grouios (1992) em seu estudo objetivou investigar o efeito da PM no desempenho do salto ornamental. Foram distribuídos aleatoriamente 30 adolescentes com certa experiência nos movimentos em três grupos: prática física, PM e grupo controle (ausência de prática). A tarefa selecionada foi o salto de costas, da plataforma de saltos de três metros. Os sujeitos realizaram 10 tentativas de prática (para efeitos de familiarização com a tarefa). Os grupos de prática física e PM apresentaram diferenças significativas comparadas ao grupo controle. Além disso, o grupo de prática física foi significativamente superior ao de PM (GROUIOS, 1992).

Zecker (1982) conduziu um estudo para observar o papel do conhecimento prévio do movimento e da tarefa e da PM na aprendizagem de habilidades motoras. Participaram do estudo 40 universitários que foram distribuídos em quatro grupos: PM, prática física com conhecimento dos movimento e tarefa, prática física sem conhecimento de dos movimentos e tarefa e grupo controle. A tarefa foi arremessar um saco de feijão a um alvo. De acordo com os resultados inferiu-se que o conhecimento dos movimentos e tarefa são importantes, mas não são os fatores mais importantes para a melhora da performance, e a PM é efetiva se o sujeito tem experiência suficiente com a tarefa. (ZECKER, 1982).

Hird *et al.*, (1991) e Millard *et al.*, (2001), trabalharam com sujeitos sem experiência em diversas tarefas e foi observada efetividade da PM e da prática combinada. Cahn (2008) em seu estudo avalia a prática física no pré-teste. Observando os resultados verifica-se diferença significativa entre os grupos de prática (prática física, PM, práticas combinadas). Quanto à duração do período de PM, observa-se uma falta de padronização entre os estudos. Feltz e Landers (1983), em trabalhos revisados de 1934 a 1981, observaram respostas positivas no desempenho de tarefas cognitivas, após um pouco período de PM. Em tarefas motoras foi observada melhoras somente após um período de longa duração (10 minutos ou mais).

Por outro lado, Weinberg Hanks, Jackson (1991) investigaram durações da PM no arremesso da bola no basquetebol e as práticas (mental e física). Participaram do estudo 105 universitários, de ambos os sexos que foram distribuídos aleatoriamente entre sete grupos de prática (n=15): 1) 1PM3PF (1 minuto de PM seguido de 3 de prática física), 2) 5PM3PF (5 minutos de PM seguido de 3 de prática física), 3) 10PM3PF (dez minutos de PM seguido de 3 de prática física), 4) 3PF1PM (três minutos de prática física seguido de 1 minuto de PM), 5) 3PF5PM (três minutos de prática física seguido de 5 minutos de PM), 3PF10PM (três minutos de prática física seguido de 10 minutos de PM), GC (3 minutos de prática física, não realizou PM). Diante dos resultados observa-se que houve diferença dos grupos de PM quando comparados com o grupo controle, porém entre os sujeitos que praticaram mentalmente a tarefa não foi encontrado qualquer efeito significativo (WEINBERG, HANKES, JACKSON, 1991).

Brouziyne e Molinaro (2005) investigaram a combinação de prática (física e mental) em sujeitos sem experiência nos movimentos da tarefa de tacada no golfe. No estudo foram colocados 24 sujeitos, sem experiência no movimento, e divididos aleatoriamente em três grupos: prática física, prática combinada e grupo controle (ausência do uso da técnica de PM na tacada do golfe). Após avaliação dos resultados percebe-se superioridade do grupo de prática combinada sobre o grupo de prática física e ambos foram mais significativamente diferentes ao grupo controle. Os autores discutem a eficácia da PM quando combinada com a prática física na aprendizagem da habilidade motora comparada a indivíduos sem experiência. Os voluntários praticaram fisicamente a tarefa durante a fase de pré-teste para que tenham conhecimento dos movimentos, e também algumas tentativas de tacada no golfe sem a utilização da bola, que podem ser consideradas como familiarização da tarefa. Os autores consideraram as tentativas da fase de pré-teste e as tentativas físicas de familiarização como

aprendizagem da tarefa (baseline). Portanto o estudo discutiu e apresentou os efeitos da utilização da técnica de PM para indivíduos sem experiência nos movimentos da tacada do golfe. (BROUZIYNE, MOLINARO, 2005).

Esta divergência nos resultados, assim como a inconsistência nos achados de alguns estudos, quanto à duração ideal para observação dos efeitos da PM, evidencia a necessidade de novos estudos sobre a temática (FELTZ, LANDERS, 1983; MACKAY, 1981, RICHARDSON, 1967).

Algumas teorias tentaram explicar os mecanismos da PM. A teoria psiconeuromuscular foi mencionada inicialmente por Richardson, (1967). A PM facilita a aquisição de habilidades motoras, interfere na qualidade do movimento e também possui capacidade de interferir nas sensações cinestésicas, uma vez que reforça uma representação motora através da ativação dos músculos que participam do movimento imaginado. Porém, a ativação dos músculos ocorre de acordo com o potencial de ação (SUINN *et al.*, 1993), como observado anteriormente por Jacobson (1932).

Quanto à teoria da aprendizagem simbólica, Feltz e Landers (1983) explicaram que a imaginação simbólica, a aprendizagem e a subsequente repetição dos símbolos que representam os componentes de um movimento deverão facilitar a aprendizagem de habilidades nos fatores cognitivos (FELTZ, LANDERS, 1983).

Pensando nisso, o processo de imaginação pode atuar como um sistema codificador para contribuir na compreensão e aquisição indicando melhores movimentos com padrões mais completos (DECETY *et al.*, 1991). Nesta teoria, as tarefas primárias, movimentos mais simples, não são fortemente influenciadas pela repetição simbólica. A aprendizagem cognitiva refere-se a um conjunto de habilidades cerebrais/mentais necessárias para a obtenção de conhecimento que perpassam em elementos como pensamento, raciocínio, abstração, linguagem, memória, atenção, criatividade, capacidade de resolução de problemas, entre outras funções. As atividades cognitivas incluem a associação de imagens, sinais temporais e características individuais e implicam em capacidades de utilização e recrutamento dos “elos” motores armazenados na memória de longo prazo (SUINN *et al.*, 1993).

Outra teoria é a do processamento de informação ou bio-informacional, que explica a PM relacionada com os mecanismos de processamento de informação SNC e SNP. A PM envolve a ativação da rede neural e da fonte cerebral, ou seja, na memória de longo prazo. Dois princípios podem ser descritos: o princípio de estímulos, que consiste na descrição sobre os estímulos, por exemplo, o tamanho do objeto; e o

princípio de respostas, que envolve descrição sobre comportamentos psico-fisiológicos, incluindo aspectos verbais (SUINN *et al.*, 1993).

Em síntese, como se pode constatar, existem teorias que procuram explicar a influência da PM sobre a aprendizagem de habilidades motoras. Sendo assim, instiga-se que os efeitos da PM se devem a um complexo de fatores físicos, aprendizagem, conhecimento sobre os movimentos e psicológicos atuando em interação (GENTILI, PAPAXANTHIS, POZZO, 2006; RICHARDSON, 1967;).

Durante as últimas duas décadas, muitos estudos foram realizados com a utilização de PM para otimizar e/ou aperfeiçoar a reciclagem da função motora em pessoas portadoras de deficiências físicas (BROUZIYNE, MOLINARO, 2005; DENIS, 1985; FUSI *et al.*, 2005; PAPAXANTHIS *et al.*, 2002; WUYAM *et al.*, 1995). Embora grande parte do trabalho clínico com o treino mental tem-se concentrado em tarefas dos membros superiores (BROUZIYNE, MOLINARO, 2005; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013; WEINBERG, HANKES, JACKSON, 1991; WUYAM *et al.*, 1995), é importante analisar a evidência que apoia o potencial de IM para reabilitação da marcha e tarefas que envolvam coordenação dos membros inferiores, sustentação, adaptação da aceitação do peso e os movimentos do corpo (MALOUIN, RICHARDS, 2010).

Trabalhos experimentais têm utilizado abordagens diferentes para examinar a representação mental de locomoção em indivíduos com deficiência motora. Estudos que analisaram as semelhanças entre a locomoção real e a IM de movimentos da marcha, simulando atividades de locomoção. Alguns estudos apresentam que quando indivíduos saudáveis se imaginaram caminhando em uma esteira a velocidades diferentes, logo após a PM, demonstraram aumento na velocidade real durante prática física, ou seja, aumento da velocidade real (BAKKER, LANGE, STEVENS, 2007; DECETY *et al.*, 1991; FUSI *et al.*, 2005; WUYAM *et al.*, 1995).

Outra confirmação de semelhança funcional entre as caminhadas real e imaginada vem de estudos de imagem funcional do cérebro. A comparação da atividade cortical evocada durante a marcha real e da imaginação de marcha (MIYAI *et al.*, 2001) demonstraram que ambas aumentam a atividade do cérebro, com atividade bilateral no córtex medial, áreas primárias sensório-motoras (M1 e S1) e área motora suplementar (SMA). Não se trata do aprender a partir de regras estabelecidas, O sistema humano precisa viver e experimentar para conhecer e se adaptar. O limite dessa experiência é a

troca de experiências. As trocas recíprocas de imaginação motora e ação do movimento provocam respostas neurofisiológicas corporais que interferem na coordenação motora.

Mais demonstrações de semelhança na ativação das áreas corticais durante a IM e movimentação real, estão em estudos que examinaram os padrões de ativação cerebral durante o imaginar de pé (BAKKER *et al.*, 2008; WAGNER *et al.*, 2008), início da marcha (BAKKER *et al.*, 2008; JAHN *et al.*, 2004), marcha normal (BAKKER *et al.*, 2008; OUCHI *et al.*, 1999), andar com obstáculos (BAKKER *et al.*, 2008), precisão da marcha (ISEKI *et al.*, 2008), caminhando ao longo de uma trajetória com curvas (JAHN *et al.*, 2004) e execução durante o imaginar de outros movimentos complexos que envolvem todo o corpo (por exemplo, nadar, dançar, levantar uma caixa pesada) (SZAMEITAT, SHEN, STERR, 2007) e o movimento de flexão da metacarpofalangeana do segundo dedo (indicador) (SANTOS-FILHO *et al.*, 2009).

Os resultados dos estudos de imagem funcional do cérebro confirmaram que a imaginação de atividades locomotoras e tarefas físicas complexas resultaram na ativação de redes corticais semelhantes àsquelas encontradas durante a IM, sugerindo que as áreas comuns são acionadas em movimentos considerados simples ou movimentos complexos do corpo (SZAMEITAT, SHEN, STERR, 2007). Em resumo, atividades locomotoras mentalmente ou “fisicamente” executadas compartilham respostas cerebrais com organização temporal semelhante e ativando redes neurais que se sobrepõem (MALOUIN, RICHARDS, 2010; MIYAI *et al.*, 2001; SZAMEITAT, SHEN, STERR, 2007).

### **3 - OBJETIVOS**

#### **3.1 - Objetivo geral**

Avaliar a eficácia da PM orientada à tarefa da marcha no processo de reabilitação em indivíduos com amputação transtibial.

#### **3.2 – Objetivos específicos**

Comparar:

- Variáveis de força de reação do solo, duração da fase de apoio e velocidade, durante a marcha de indivíduos amputados através da plataforma de força.

**4 - HIPÓTESE:**

H<sub>1</sub>: Há diferença estatisticamente significativa entre o grupo experimental e controle em relação às variáveis cinéticas diante da intervenção com PM orientada à tarefa da marcha em amputados transtibiais.

## **5 - MATERIAL E MÉTODOS:**

### **5.1 - Cuidados éticos**

Este estudo respeitou todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional de Saúde (Res. 466/12) envolvendo pesquisas com seres humanos. O estudo, bem como todos os seus procedimentos foram submetidos e aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP) e posteriormente foi submetido e aprovado o ADENDO sob o parecer ETIC 0591.0.203.000-09 (Anexo 1 e 2).

### **5.2 - Delineamento do estudo**

Trata-se de um estudo clínico randomizado que compara o efeito de uma intervenção com controle em seres humanos. Cada fase durou 4 semanas. As medidas de avaliação foram obtidas com avaliações realizadas em quatro momentos distintos: *Baseline* um mês antes da primeira sessão de PM; Pré-PM um dia antes da primeira sessão de PM; Pós-PM no final das 12 sessões de PM (3 por semana); e Follow-up após um mês da última sessão de PM (Figura 2).

### **5.3 – Amostra**

#### **5.3.1 - Características dos voluntários**

No estudo participaram 15 voluntários do sexo masculino alocados aleatoriamente em dois grupos. O Grupo A (GA) com 10 voluntários e o Grupo B (GB) com 5 voluntários. O Grupo A com uma média de idade de  $33.2 \pm 2.69$  anos (variando de 20 a 46), Grupo B com uma média de idade de  $35.4 \pm 3.2$  anos (variando de 26 a 45). O Grupo A com uma média de tempo de tempo de amputação  $15.5 \pm 2.1$  anos (variando de 8 a 26 anos), e o Grupo B com uma média de tempo de tempo de amputação  $24,4 \pm 2.92$  anos (variando de 18 a 34 anos). O Grupo A executou a imaginação de tarefas motoras (MI) relacionadas aos componentes cinemáticos da marcha (Tabela 1). O Grupo B realizou a imaginação de uma tarefa não motora (Tabela 1).

Os critérios de inclusão estabelecidos foram: amputados unilaterais transtibiais, com tempo de amputação entre 1 ano e no máximo 40 anos, faixa etária de 18 até 60 anos, e com habilidade para realizar imaginação motora avaliada pelo Questionário de Imagética Motora – Segunda versão revisada – MIQ-RS- (Anexo 6) (GREGG, HALL, BUTLER, 2007).

Os critérios para exclusão para os dois grupos A e B foram: A) apresentar história prévia de cirurgia de membro inferior (não relacionada à amputação). B) doenças reumáticas, ortopédicas ou neurológicas com sequelas motoras. C) distúrbios vestibulares e/ou cerebelares. D) deficiência auditiva e/ou visual grave não corrigida. E) desordens cardiovasculares que poderiam influenciar a marcha.

Todos os voluntários apresentaram score com capacidade de habilidade para realizar imaginação motora visual e cinestésica pelo escore  $\geq 4$  nas questões, respectivamente. O Grupo A com uma média na capacidade visual de  $22.7 \pm 1.76$  e uma média na capacidade cinestésica de  $22.3 \pm 2.66$ . O Grupo B com uma média na capacidade visual de  $22 \pm 2.91$  e uma média na capacidade cinestésica de  $22.2 \pm 2.58$ .

Após triagem e obtenção do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), dados demográficos, antropométricos e informações clínicas foram coletadas para todos os voluntários (Anexo 3, 4 e 5). Os participantes foram alocados aleatoriamente para o Grupo A (experimental) e Grupo B (controle) após a obtenção do consentimento, dados demográficos, clínicos e antropométricos utilizando uma tabela de números aleatórios para cada voluntário sendo determinada por um Fisioterapeuta (Pesquisador II) que não tinha conhecimento da relação número – nome do voluntário.

A figura 2 sumariza os procedimentos do protocolo.

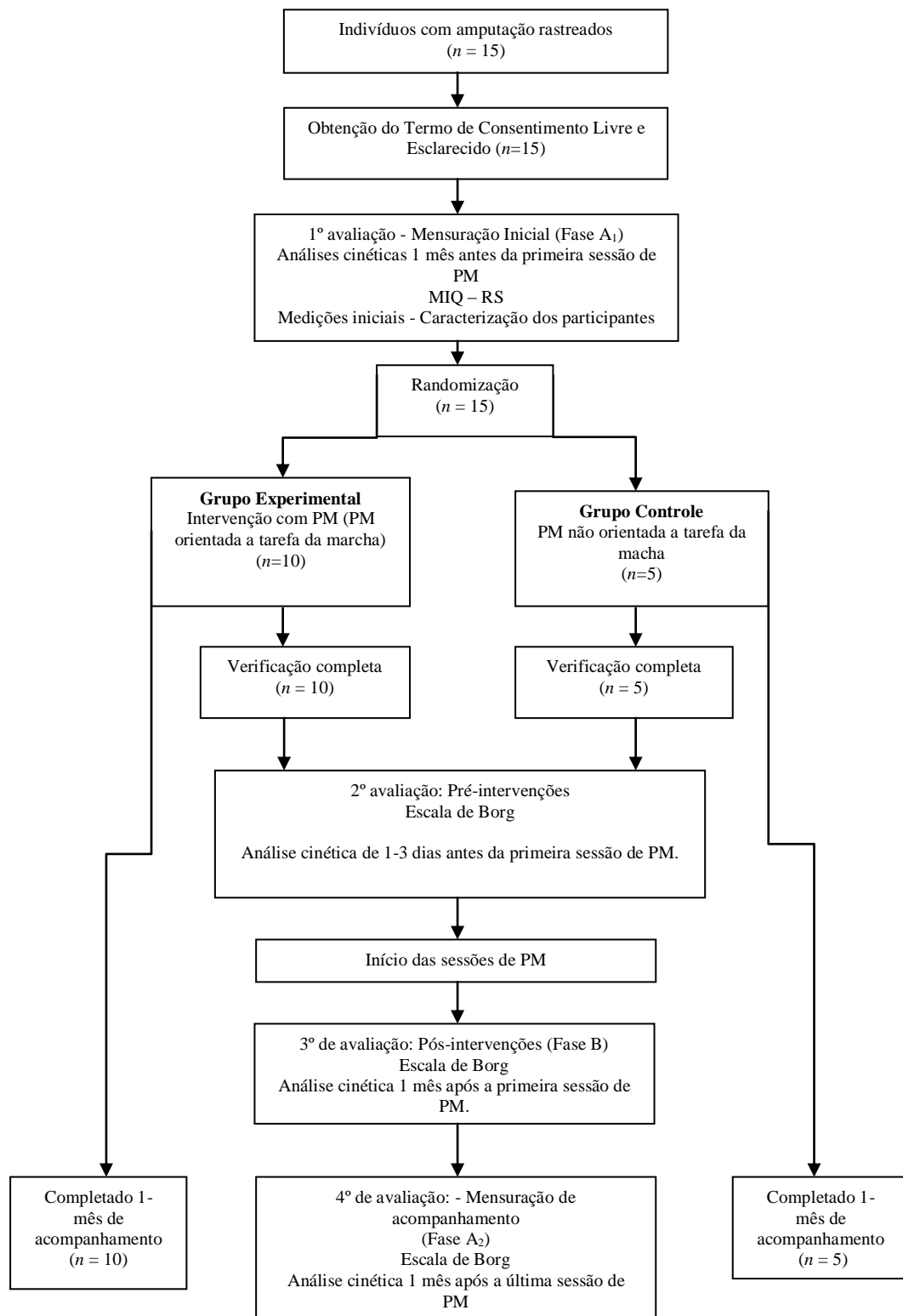


Figura 2: Diagrama do estudo

Antes de iniciar o estudo foi realizado um cálculo do tamanho de amostra, realizado a partir de um estudo piloto com 5 voluntários em cada grupo. Com esta amostra atingiu-se um poder estatístico de 89% e um tamanho de efeito de 2.0, baseado na medida de desfecho primária (variável cinética vertical primeiro pico V1), comparando as avaliações Pré-PM e Pós-PM, com um nível de significância de 5%. Para o cálculo amostral foi utilizado o GPower. Posteriormente foram adicionados mais 5 voluntários somente ao Grupo A. No melhor do nosso conhecimento não foram encontrados por estes autores estudos semelhantes.

## **5.4 - Instrumentos**

As avaliações das medidas de desfecho primária foram realizadas por um único avaliador (pesquisador III) com experiência em reabilitação fisioterapêutica há 12 anos.

### **5.4.1 - Medidas de desfecho primária**

Baseado em estudos prévios sobre biomecânica/cinética o primeiro pico V1 variável vertical da FRS foi selecionado como medida de resultado primário devido à sua importância na avaliação no desempenho da marcha (GUISANDE *et al.*, 2013; HOLLMAN *et al.*, 2006; TAKAHASHI *et al.*, 2004; VERDINI *et al.*, 2006). Ao investigar o pico V1, é possível detectar alterações resultantes da forma em que o indivíduo toca o solo (contato inicial), e, conseqüentemente, a partir do suporte único do membro avaliar a fase de suporte do calcanhar e também alterações do deslocamento do Centro de Gravidade (CG) durante o movimento.

Os componentes verticais V1 e V2 (segundo pico) da FRS são maiores em magnitude do que os outros componentes. Em geral, o componente vertical domina a relação de impacto (tempo-força) em comparação com os outros dois componentes, e dessa maneira, é o mais fácil de ser quantificado. Este componente é o mais estudado dentre as variáveis da FRS e é capaz de gerar mais informações sobre o centro de gravidade. O componente vertical tem uma característica bimodal, ou seja, como dois valores máximos. A curva do contato do pé com o solo durante o apoio tem dois picos e um vale bastante característico (TAKAHASHI *et al.*, 2004; VERDINI *et al.*, 2006).

#### 5.4.2 - Medidas de desfecho secundárias

A aceitação do peso é a tarefa de maior exigência no ciclo de marcha, tendo três padrões funcionais necessários: absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão que podem ser mensurados pelas variáveis cinéticas. As medidas de desfecho secundárias incluíram as análises do padrão de marcha nos parâmetros cinéticos relacionados à plataforma de força, incluindo a análise da força do membro com prótese nas forças vertical (V2), ântero-posterior (AP1 e AP2), força médio-lateral (ML), duração da fase de apoio e velocidade.

A FRS vertical é caracterizada por um rápido pico nos primeiros correspondente ao contato do calcanhar com o solo e dois picos mais demorados (V1 e V2) que estabelecem uma relação na marcha correspondente às fases de frenagem (aceitação do peso) e propulsão do andar (fase de retirada dos dedos/prótese), respectivamente. Entre esses dois picos há um vale (menor valor de força vertical atingido durante a fase de apoio médio), representando a transição da fase de frenagem para propulsão, que está associado à flexão do joelho da perna de apoio (BATENI, OLNEY 2002; FARIA *et al.*, 2011).

A variável ântero-posterior da FRS apresenta uma fase (AP1) de desaceleração ou frenagem (negativa) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase (AP2) de aceleração (positiva) durante a outra metade desse período (FARIA *et al.*, 2011). A análise do AP1 e AP2 é utilizada para avaliar a capacidade na marcha de desaceleração e aceleração (força propulsiva).

A curva de força médio-lateral é a de menor magnitude, mas também importante durante a fase de apoio. Inicialmente, a força tem um breve instante com sentido lateral, sendo logo mudada para o medial. Esta variável pode estar relacionada com a posição do pé protético na plataforma, estabelecendo um padrão em “abdução e/ou adução” (BATENI, OLNEY 2002; FARIA *et al.*, 2011; MENARD *et al.*, 2002).

A duração da fase de apoio estabelece o tempo de contato do membro na plataforma. Esta aceitação do peso estabelece três padrões funcionais primordiais no controle da prótese como absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. A duração da fase de apoio pode estabelecer maior aceitação do peso, confiança e consciência corporal no membro protético (GUISANDE *et al.*, 2013).

A amputação transtibial é um fator limitante para a velocidade da marcha. Com este nível de amputação o indivíduo adquire fraqueza do peso muscular nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, menor aceitação do peso no domínio, gerando interferências no uso da prótese (JONES *et al.*, 2005; KURICHI *et al.*, 2011).

## 5.5 - Intervenções

### 5.5.1 - PM orientada a tarefas funcionais

O protocolo da PM foi elaborado pelo pesquisador (pesquisador I), que é fisioterapeuta com experiência em reabilitação em amputados há seis anos. O protocolo foi baseado em estudos prévios sobre PM e prática física orientada à tarefa (LETSWAART *et al.*, 2011; LIN *et al.*, 2009; PAGE *et al.*, 2009a,b; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013).

No Grupo A, a PM foi realizada na perspectiva da 1ª pessoa, sendo que a dificuldade da tarefa motora foi incrementada ao longo das sessões conforme contínuo de intensidade relatado pelos voluntários (Tabela 1). Nas sessões de PM os voluntários do Grupo A imaginaram durante 10 vezes cada movimento (Tabela 1), posteriormente foi orientado a descrever cada componente cinemático imaginado durante a tarefa. Finalmente, o voluntário realizou a marcha demonstrando o movimento imaginado (Figura 3).



Figura 3: Exemplos de algumas tarefas propostas para o Grupo A. Do autor 2014.

Nas sessões de PM, os voluntários do Grupo B imaginaram durante 10 vezes cada tarefa não motora proposta (Tabela 1), posteriormente foram orientados a descrever cada tarefa. Todas as sessões de PM para o Grupo A e B foram orientadas pelo pesquisador I (fisioterapeuta).

Os parâmetros relacionados à elaboração da PM foram baseados no estudo de (PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013). Estes parâmetros apresentam um continuum de intensidade que é determinado pela aprendizagem dos componentes do movimento que foram trabalhados. Considerando não somente o princípio de intensidade e especificidade do treinamento, mas também do aprendizado motor que considera que em estágios iniciais do aprendizado, o indivíduo utiliza estratégias cognitivas (singulares) e, posteriormente não precisa focar a atenção em um único movimento, mas na tarefa como um todo (ex: subir escadas ou correr), tornando a execução do movimento mais sincrônica (BOUTIN, BLANDIN, 2010, PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013).

Após as sessões, todos os voluntários foram orientados a relatar por meio da escala de Borg a percepção subjetiva do esforço relacionada à PM. Para o Grupo A, as sessões de PM tiveram a duração de 40 minutos, 3 vezes por semana, durante 4 semanas totalizando 12 sessões, sendo realizadas em locais silenciosos, utilizando objetos e obstáculos que simulavam locais similares ao ambiente domiciliar na marcha. As tarefas de imaginação a serem executadas foram identificadas e analisadas diante dos graus de dificuldade durante as avaliações iniciais e selecionadas de acordo com os objetivos de cada voluntário. As imaginações foram realizadas na perspectiva da primeira pessoa, quando o indivíduo é orientado a realizar a IM como se ele mesmo estivesse executando o movimento. Os indivíduos foram orientados a estabelecer uma posição confortável durante todo o treinamento. Quando algum voluntário durante uma série de treinamento perdeu a atenção, foi interrompido temporariamente e reiniciou-se a tentativa de imaginar. Para o Grupo B, as sessões de PM também tiveram a duração de 40 minutos, 3 vezes por semana, durante 4 semanas totalizando 12 sessões.

Tabela 1: Tarefas propostas de PM para Grupo A (em contínuo de intensidade conforme relato dos voluntários) e Grupo B.

GA	GB
Sentar e levantar da cadeira	Imaginar e pensar nos objetivos de vida
Andar com prótese	Imaginação de viagens
Andar rápido	Imaginar e pensar sobre sua relação com a família
Pular – obstáculos	Pensar e lembrar sobre os momentos felizes
Correr	
Subir escadas	
Subir rampas	
Andar e correr em “zigue zague”	
Descer escadas	
Descer rampas	

### 5.6 - Parâmetros cinéticos e Instrumentos de avaliação

A análise da marcha foi baseada nos parâmetros cinéticos relacionados à plataforma de força, incluindo a análise da força do membro com prótese nas forças ântero-posterior (AP1 e AP2), força vertical (V1, V2), força médio-lateral (ML), duração da fase de apoio e velocidade m/s. A análise cinética da marcha foi realizada com base nas séries temporais das variáveis da força de reação ao solo (FRS) normalizado pelo peso corporal de cada voluntário. O voluntário foi orientado a caminhar calçado em velocidade habitual, trajetória linear de 10 metros realizando contato do pé protetizado sobre a plataforma de força (AMTI, OR6-7 - Alemanha) embutida no solo (Figura 3). O software DasyLab® versão 10.0 foi utilizado para a obtenção das curvas de força vs tempo. (MENZEL *et al.*, 2013).

A aquisição das variáveis biomecânicas (cinéticas) foi realizada através de uma plataforma de força. A plataforma de força possui as seguintes características:

- Capacidade: de 10.000 N para forças verticais e 4.000 N para forças horizontais.
- Dimensões: 46,4 cm de largura; 50,8 cm de comprimento e 8,26 cm de espessura.
- Sensibilidade: A “sensibilidade” que será utilizada para cada canal (saída e entrada) será: para as forças (uV/ V0/ N),  $F_x$  0.177,  $F_y$  0.168 e  $F_z$  0.039.
- Conversor Analógico Digital: foi utilizado durante a coleta de dados o conversor analógico digital Data Translation DT9800-EC (Data Translation Inc, USA).
- Medidas antropométricas: A massa e a estatura dos indivíduos foram mensuradas com a utilização de uma balança Filizola e do estadiômetro acoplado neste mesmo equipamento, com precisões de 0,1 kg e 0,5 cm, respectivamente.

As curvas da FRS foram Filtradas por filtros passa baixas Chebyshev Tipo 2 de 4ª ordem com frequência de corte de 15Hz.

As avaliações da marcha aconteceram um mês antes da primeira sessão de PM (Baseline), a segunda um dia antes da primeira sessão de PM (Pré-PM), a terceira um dia após a última sessão de PM (Pós-PM), e a quarta um mês após a última sessão de PM (Follow-up) conforme podemos observar na figura 3.



Figura 4: Marcha com prótese sobre a plataforma de força, Do autor 2014.

## 5.7 - Análise dos dados

Para caracterização da amostra um pesquisador independente (IV) que desconhecia as intervenções de cada grupo realizou a base de dados e análise estatística usando o SPSS pelo Windows software (version 13.0). O teste Kolmogorov Smirnov (nível de significância de 5%) indicou distribuição não gaussianas para as diferentes variáveis cinéticas. Assim, testes não paramétricos foram utilizados para comparação entre grupos e intra-grupo. Inicialmente, comparou-se por meio do teste Mann-Whitney cada variável da FRS (V1, V2, AP1, AP2, ML, duração da fase de apoio e velocidade) dos Grupos A e B para as avaliações Baseline e Pré-PM. O teste de Friedman foi utilizado para comparar cada variável nas 4 avaliações cinéticas (Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up) dentro de cada grupo. Finalmente, empregou-se o teste de Wilcoxon com correção de Bonferroni para comparar cada variável em duas avaliações cinéticas (Pré-PM e Pós-PM; Pós-PM e Follow-up) dentro de cada grupo. O nível de significância estabelecido foi de 5%.

## 6 - RESULTADOS

### 6.1 - Características dos voluntários

Tabela 2: Características dos voluntários – não houve perda amostral.

Variáveis	<i>n</i> GA = 10; <i>n</i> GB 5
Idade ( <i>anos</i> ): média (variação) GA	33.2 ± 2.69 anos (20 a 46)
Idade ( <i>anos</i> ): média (variação) GB	35.4 ± 3.2 anos (26 a 45)
Sexo GA:	Masculino
Sexo GB:	Masculino
Tempo de amputação ( <i>anos</i> ): média (variação) GA	15.5 ± 2.1 (8 a 26)
Tempo de amputação ( <i>anos</i> ): média (variação) GB	24,4 ± 2.92 (18 a 34)
Membro da amputação GA	6 lado direito, 4 lado esquerdo
Membro da amputação GB	4 lado direito, 1 lado esquerdo
Raça GA	Branca 7 voluntários, Negra 3 voluntários
Raça GB	Branca 3 voluntários, Negra 2 voluntários
Razão da amputação GA	
Traumática	7
Vascular	2
Câncer	1
Razão da amputação GB	
Traumática	3
Vascular	1
Diabetes	1

*n*=número de indivíduos; GA = Grupo intervenção; GB = Grupo controle

### 6.2 - Medidas de desfecho

As variáveis cinéticas nas avaliações Baseline e Pré-PM apresentam-se estatisticamente similares para ambos os Grupos A e B (avaliação 1 e 2 das figuras 5-

11), não existindo diferença significativa ( $p>0,2$ ) entre estas avaliações, conforme o teste de Mann-Whitney (Tabela 3). Assim, a avaliação da marcha antes da intervenção com PM indica a homogeneidade dos grupos.

Tabela 3: Teste Mann-Whitney para as variáveis cinéticas: V1, V2, AP1, AP2, ML, Duração da fase de apoio e velocidade entre Baseline e Pré-PM.

Variável	Baseline			Pré-PM		
	GA	GB	Valor p	GA	GB	Valor p
<b>V1</b>	0,938±0,051	0,909±0,037	0,513	0,896±0,072	0,959±0,069	0,206
<b>V2</b>	0,633±0,033	0,625±0,015	0,859	0,664±0,073	0,624±0,023	0,440
<b>AP1</b>	-0,136±0,007	-0,132±0,004	0,310	-0,134±0,005	-0,132±0,006	0,859
<b>AP2</b>	0,102±0,004	0,099±0,004	0,371	0,105±0,007	0,102±0,005	0,371
<b>ML</b>	0,033±0,003	0,031±0,002	0,371	0,031±0,004	0,032±0,003	0,679
<b>Duração da fase de apoio</b>	0,420±0,074	0,421±0,029	0,759	0,434±0,088	0,431±0,094	0,953
<b>Velocidade</b>	1,662±0,151	1,706±0,099	0,859	1,605±0,175	1,731±0,110	0,297

Para todos os voluntários o pico da força vertical V1 na Pré-PM apresentou uma magnitude mais próxima do peso corporal (Figura 5a, superior), indicando uma menor absorção de impacto da prótese. Além disso, o pico V2 apresentou grandezas que variaram de 60 a 70% do peso corporal. Por outro lado, após a intervenção com a PM (Pós-PM: Figura 5a, inferior), é possível notar que V1 diminuiu (menos de 80% do peso corporal), ao passo que V2 aumentou. Os resultados sugerem que a intervenção com PM melhorou a fase de absorção de impacto e também a força exercida no fim da fase de suporte.

Para o mesmo Grupo A, o primeiro pico da FRS ântero-posterior depois da Pós-PM (Figura 5b, inferior) observa-se uma magnitude menos negativa do que o observado na Pré-PM em AP1 (Figura 5b, superior). Além disso, o pico AP2 aumentou no final do impulso. Estes resultados sugerem uma melhor absorção de impacto, de travagem e de transferência do centro de massa. Além disso, a força de medio-lateral Pós-PM (Figura 5c, inferior) foi inferior em comparação com a magnitude de Pré-PM (Figura 5c, superior), o que pode estar relacionado com uma melhor absorção de choque e maior estabilidade da prótese.

No Grupo B (Figura 6), a PM não baseada a marcha, não houve grandes mudanças nos picos das forças verticais, ântero-posterior e médio-lateral antes (Pré-PM) e após a intervenção (Pós-PM).

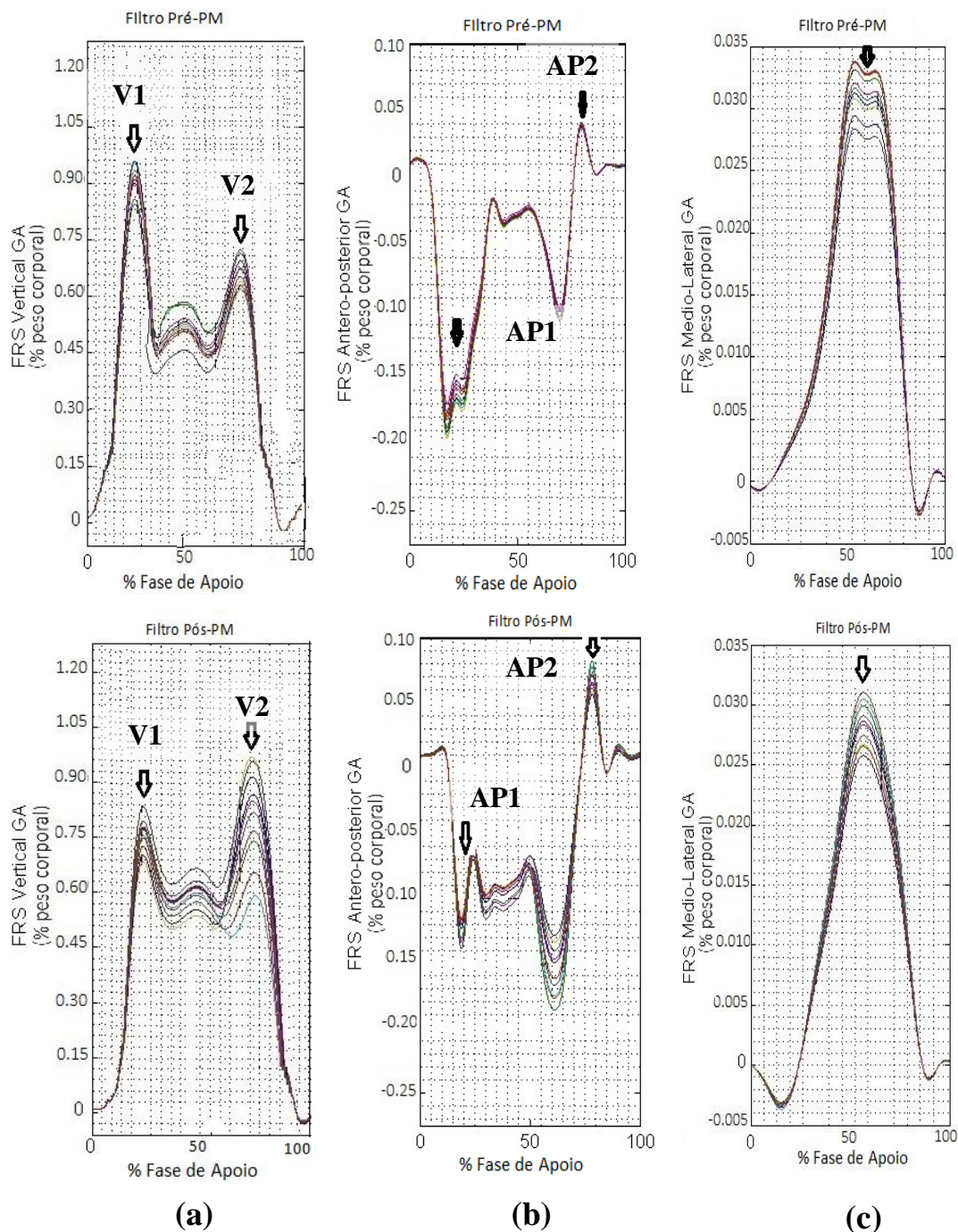


Figura 5: Grupo A - PM orientada a marcha: Curvas temporais de FRS (a) componente vertical; (b) componente ântero-posterior; e (c) componente médio-lateral. Curva média (5 repetições válidas) de todos os 10 participantes. Superior: Pré-PM. Inferior: Pós-PM.

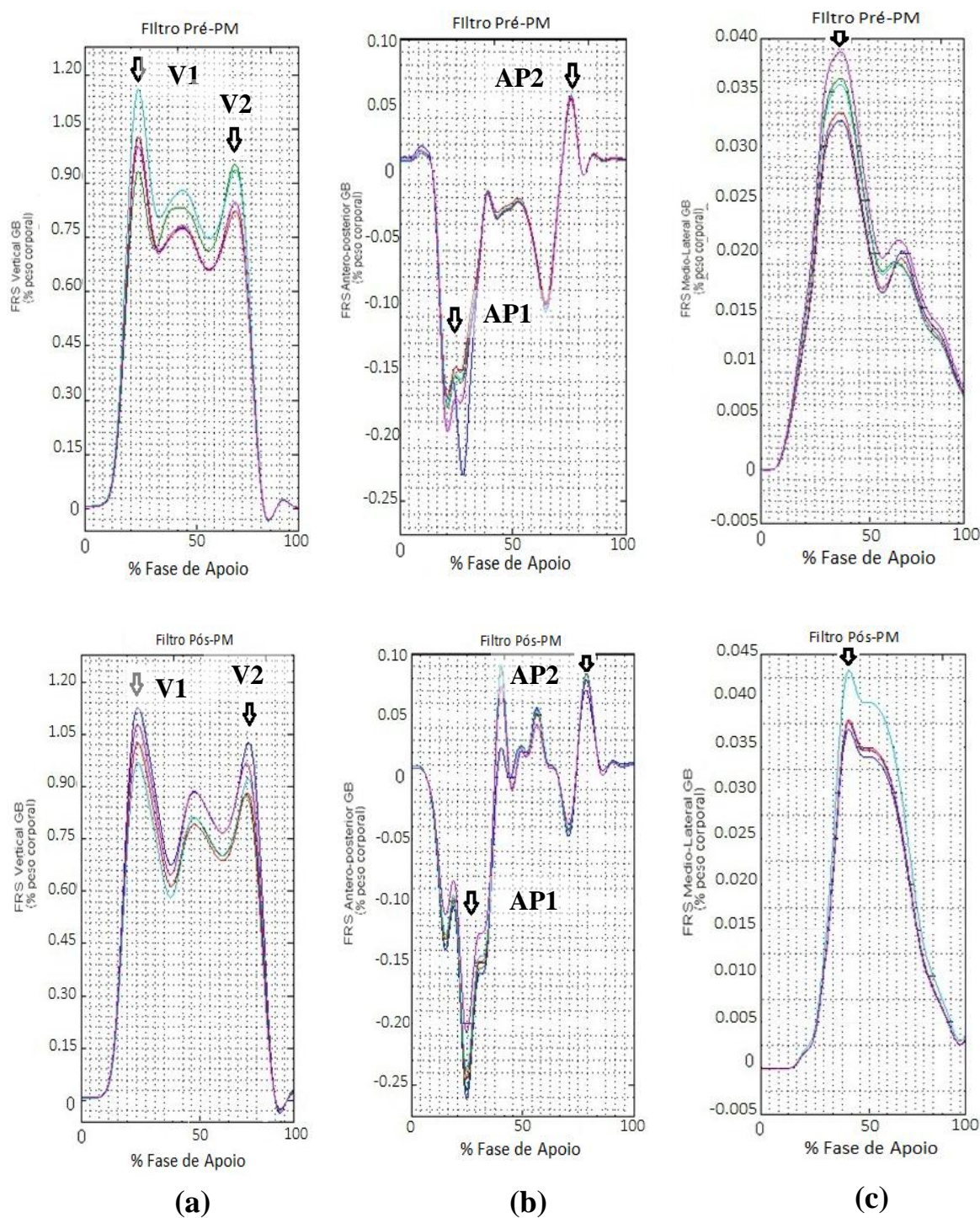


Figura 6: Grupo B – Controle: Curvas temporais de FRS (a) componente vertical; (b) componente ântero-posterior; e (c) o componente médio-lateral. Curva média (5 repetições válidas) de todos os 5 participantes. Superior: Pré-PM. Inferior: Pós-PM.

A comparação estatística entre as 4 avaliações (Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up), para cada uma das variáveis cinéticas, com o teste de Friedman, mostra uma diferença significativa ( $p=0,000$ ) no Grupo A (Figuras 7-11). Esta diferença

estatística é significativa entre as avaliações Pré-PM e Pós-PM, conforme indica o teste de Wilcoxon ( $p=0,02$ ). O resultado da reabilitação com a PM manteve-se após um mês da intervenção, uma vez que não existiu diferença significativa entre as avaliações Pós-PM e Follow-up ( $p>0,1$ ). Por outro lado, para o Grupo B não houve diferença significativa entre as 4 avaliações ( $p>0,26$  teste de Friedman).

Os valores de V1 (figura 7) no Grupo A, em média, na sessão Pré-PM foi de 0,9 e diminuiu significativamente ( $p=0,02$ ) na sessão Pós-PM para 0,63. Este valor manteve-se muito próximo na avaliação Follow-up, sendo que não foi estatisticamente diferente aos valores de V1 Pós-PM ( $p\cong 1$ ). Por outro lado, nos valores de V2, observou-se um aumento significativo ( $p=0,02$ ) da avaliação Pré-PM de 0,63 para 0,94 da avaliação Pós-PM. Semelhante ao pico V1, os valores de V2 Pós-PM e Follow-up mantiveram muito similares estatisticamente ( $p\cong 1$ ). No Grupo B, estas alterações não aconteceram e não há diferenças significativas entre as 4 avaliações Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up.

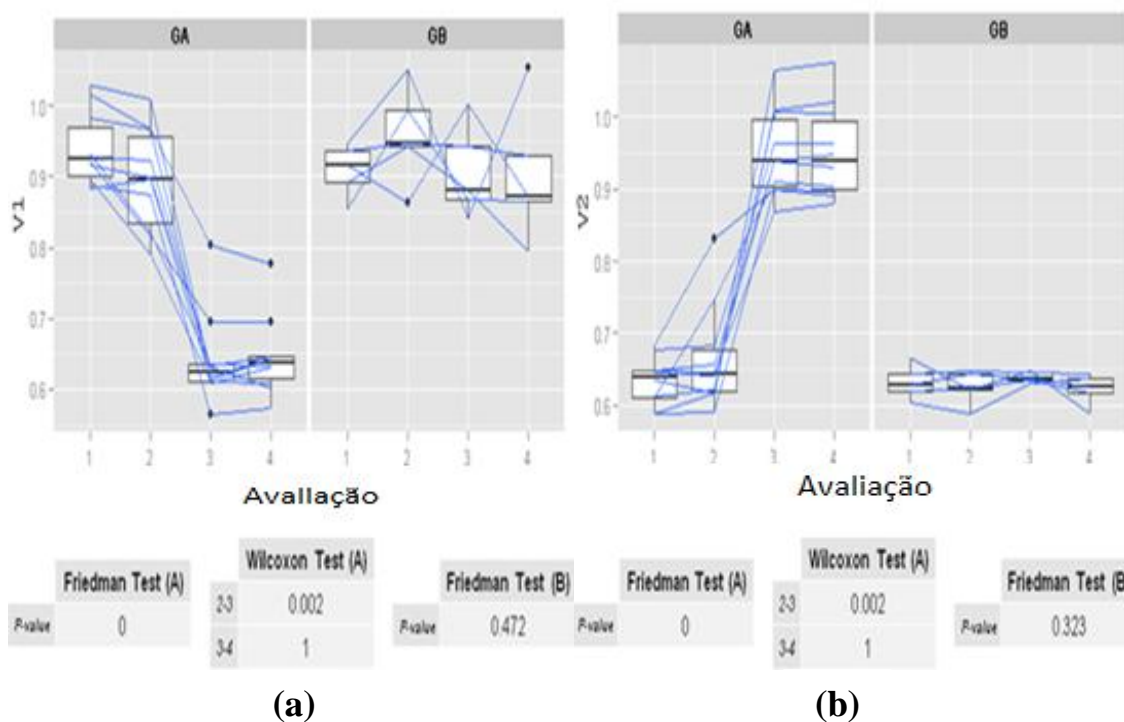


Figura 7: Análise estatística da variável vertical (a) 1º pico - V1 e (b) 2º pico - V2. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.

A variável ântero-posterior na figura 8 apresenta para o Grupo A valor médio de AP1 igual a -0,14 nas avaliações Baseline e Pré-PM, sendo que *diminui* (em módulo) significativamente ( $p=0,02$ ) para -0,10 durante Pós-PM e Follow-up. Adicionalmente, os valores médios de AP2 apresentaram incrementos significativos ( $p=0,02$ ) de 0,10 (Baseline e Pré-PM) para 0,13 (Pós-PM e Follow-up). Por outro lado, os valores de AP1 e AP2 nas avaliações Pós-PM e Follow-up não apresentaram mudanças significativas ( $p>0,982$ ). No Grupo B, não há diferenças significativas entre as 4 avaliações Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up.

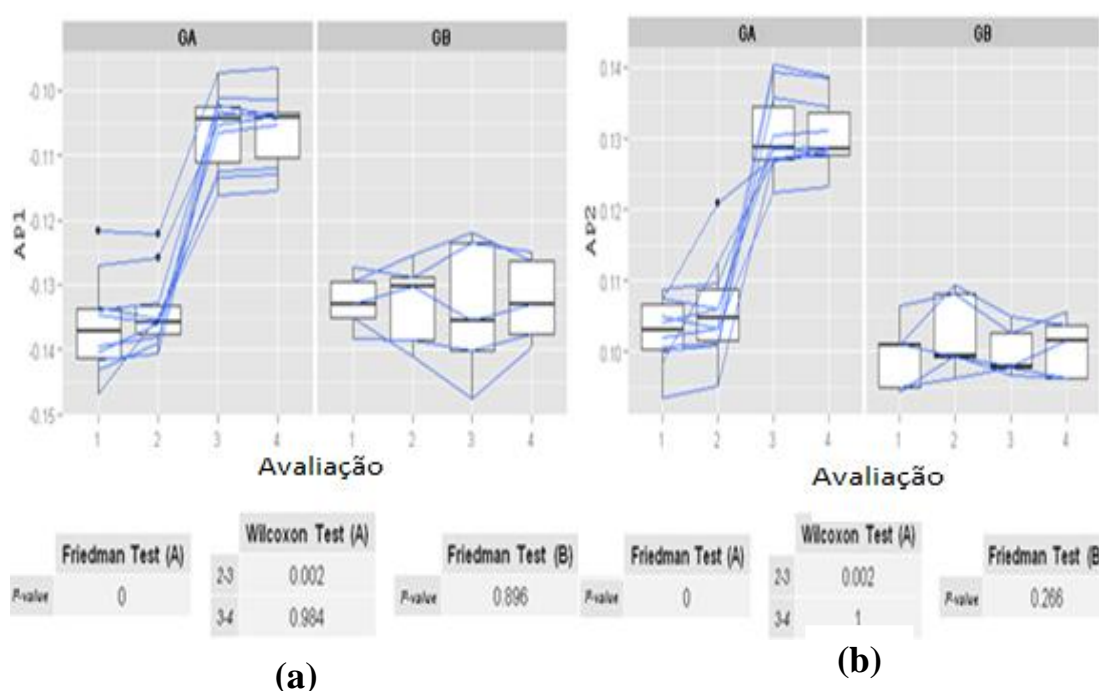


Figura 8: Análise estatística da variável ântero-Posterior (a) 1º pico - AP1 e (b) 2º pico – AP2. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.

A figura 9 mostra a FRS médio-lateral - ML com uma redução significativa ( $p=0,02$ ) da avaliação Pré-PM 0,034 para a Pós-PM 0,018 no Grupo A. Observa-se que no Grupo B estas alterações não acontecem e não há diferenças significativas entre as 4 avaliações Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up.

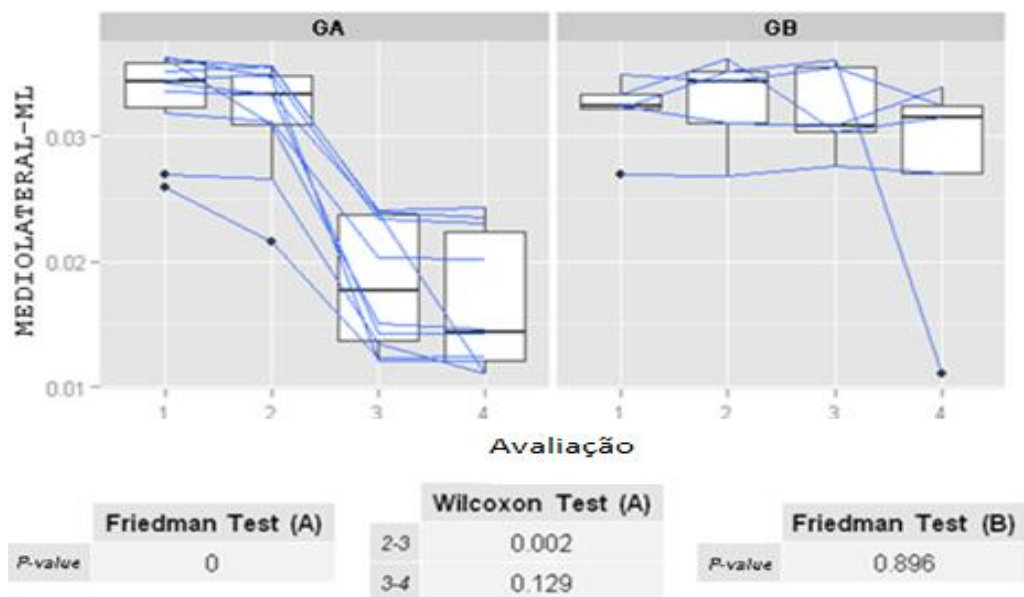


Figura 9: Análise estatística da variável médio-lateral (ML). Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.

Nos resultados relativos à Duração da fase de apoio na figura 10, notamos no Grupo A um aumento significativo ( $p=0,02$ ) de 0,42s (Pré-PM) para 0,64s (Pós-PM). Novamente, observa-se que, no Grupo B, estas alterações não aconteceram e não há diferenças significativas entre as 4 avaliações Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up.

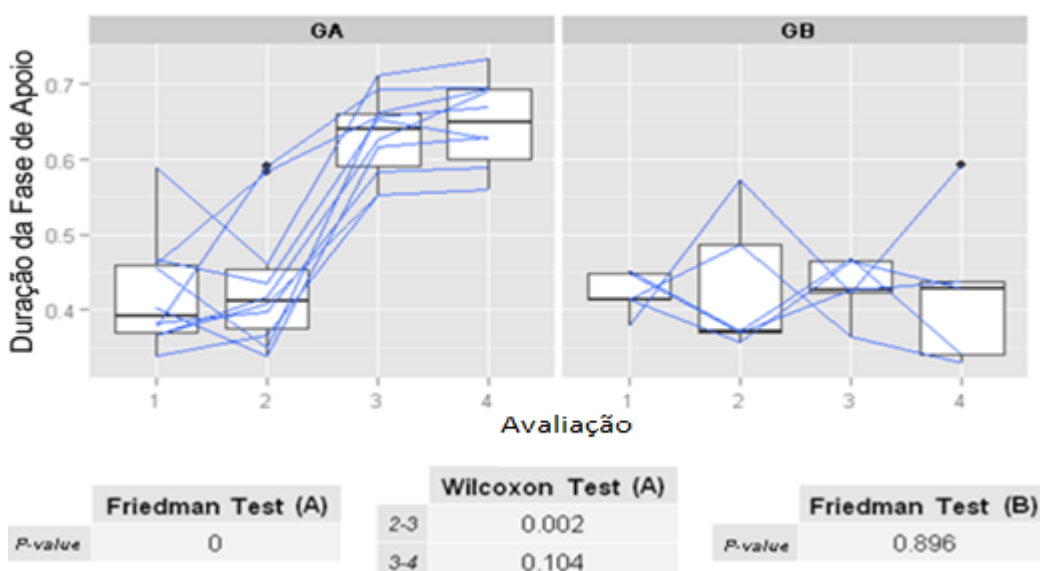


Figura 10: Análise estatística da Duração da fase de apoio. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.

Finalmente, na variável Velocidade, observou-se uma redução, ( $p=0,002$ ), entre as avaliações Pré-PM e Pós-PM de 1,66 m/s para 1,5 m/s (figura 11). A velocidade do voluntário no experimento diminuiu diante da PM orientada a tarefa. Novamente observa-se que no Grupo B estas alterações não aconteceram e não houve diferenças significativas entre as 4 avaliações Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up.

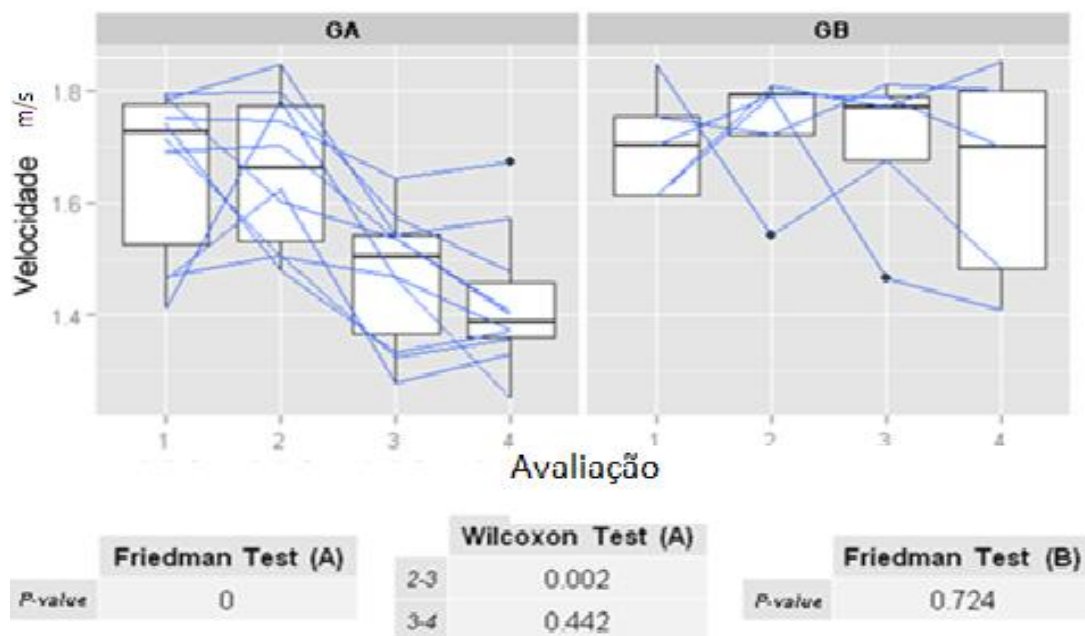


Figura 11: Análise estatística da variável Velocidade. Grupo A: PM orientada a marcha; Grupo B: Controle. Avaliação 1: Baseline, Avaliação 2: Pré-PM; Avaliação 3: Pós-PM e Avaliação 4: Follow-up.

## 7 - DISCUSSÃO

Este trabalho avaliou o efeito da PM com base na imagética motora sobre os componentes da FRS da marcha na reabilitação em amputados transtibiais. A metodologia foi utilizada para associar a ativação das redes do córtex sensorio motor para alterações no desempenho motor, como sugerido por (DOBKIN; 2005; EDGERTON *et al.*, 2004; HUBBARD *et al.* 2009; JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001; NOLAN *et al.*, 2003; SCHMALZ, BLUMENTRITT, JARASCH, 2012; SOLODKIN, HLUSTIK, CHEN, 2004). Utilizou-se a PM na perspectiva de primeira pessoa, considerando as tarefas como um todo. Além disso, a PM orientada à tarefa da marcha foi realizada com base na estratégia de tarefa com intensidade contínua, especificidade e aprendizagem motora. Portanto, nós nos concentramos nos benefícios de habilidades motoras para a reabilitação de amputados de membros inferiores como similar ao observado na reabilitação neural motora de lesões ou durante o treino no desempenho das atividades em atletas (DOBKIN; 2005; EDGERTON *et al.*, 2004; HUBBARD *et al.*, 2009; JACKSON *et al.* 2004; JACKSON *et al.*, 2001; LYNSKEY, BELANGER, JUNG 2008; MALOUIN, RICHARDS 2010; MALOUIN, RICHARDS, DURAND, 2009; MENZEL *et al.*, 2013; NOLAN *et al.* 2003; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013; SCHMALZ, BLUMENTRITT, JARASCH, 2012; SOLODKIN, HLUSTIK, CHEN, 2004; STINEAR *et al.*, 2006). Porém, no melhor do nosso conhecimento não foi encontrado na literatura nenhum estudo similar com o uso de PM em voluntários amputados transtibiais.

Os dados adquiridos nas plataformas de força geralmente são utilizados para entender melhor as interações mecânicas solo-sujeito. Existem três momentos importantes no contato do pé com o solo: aceitação de peso (AP), apoio simples (AS) e avanço do membro (AVM). A AP inicia o período de apoio e utiliza as duas primeiras fases da marcha (contato inicial e resposta à carga). O AS de membro exerce continuidade ao apoio com as próximas duas fases da marcha (apoio médio e apoio terminal). O AVM começa na fase final de apoio (pré-balanço) e então continua através das três fases do balanço (balanço inicial, balanço médio e balanço terminal) (GABRIEL *et al.*, 2008; MENZEL *et al.*, 2013).

Os parâmetros avaliados durante a FRS na avaliação da marcha Baseline e Pré-PM indicaram que ambos os grupos possuíam homogeneidade antes da intervenção com PM. Para ambos os grupos, o pico V1 curva de força vertical apresentou magnitude

mais próxima do peso do corpo e, portanto, menos absorção de impacto. No entanto, apenas no Grupo A ocorreram mudanças após intervenção com PM orientada à marcha em todos os parâmetros da FRS (vertical, ântero-posterior e forças medio-lateral), indicando melhor comando para o movimento durante a aceitação do peso, suporte único do membro e avanço do membro para iniciar o próximo passo. De acordo com Calmels *et al.*, 2001; Jones *et al.*, 2005; Nolan *et al.*, 2003; Schmalz, Blumentritt, Jarasch, 2002 tais parâmetros são úteis para avaliar o desempenho da marcha.

Os resultados da PM em 1ª pessoa aplicada aos amputados transtibiais mostraram que o pico V1 da componente vertical da FRS no Grupo A apresenta uma diminuição significativa ( $p=0,02$ ) entre as avaliações Pré-PM e Pós-PM, enquanto que o pico V2 apresenta um incremento significativo ( $p=0,02$ ). Entretanto, os picos V1 e V2 mantiveram-se muito próximos ( $p\cong 1$ ) nas avaliações Pós-PM e Follow-up. Estes resultados podem indicar um processo de recuperação de cada passada relacionada às compensações do sistema locomotor diante do uso das próteses. A diminuição dos valores em V1 após as sessões indicam uma melhora na fase de absorção de impacto. Tal fato implica distribuição de carga mais simétrica para a manutenção do equilíbrio. Assim, pode-se inferir que houve maior estabilidade articular proporcionando maior capacidade de adaptação à prótese com o entendimento dos movimentos dos segmentos quadril e joelho por meio da PM. O aumento dos valores em V2 após as sessões de PM pode estar relacionado à diminuição da velocidade (cadência) indicando melhor capacidade de propulsão para o próximo passo ocasionando um posicionamento adequado do pé-protético no solo. (JONES *et al.*, 2005; NOLAN *et al.*, 2003). Portanto, tais achados na variável vertical V1 e V2 corroboram com diversos trabalhos nos ganhos e melhoras na reabilitação (BAKER, HEWISON, 1990; NOLAN *et al.*, 2003; SOLODKIN, HLUSTIK, CHEN, 2004; VERDINI *et al.*, 2006; YİĞİTER *et al.*, 2002;).

A variável ântero-posterior na figura 7 refere-se à força de atrito entre o pé/prótese e a superfície de contato, indicando correlações entre acelerações e desacelerações na progressão do corpo. O pico AP1 da força ântero-posterior no Grupo A apresentou uma *diminuição* (em módulo) significativa ( $p=0,02$ ) entre as avaliações Pré-PM e Pós-PM, enquanto o pico AP2 apresenta um incremento significativo ( $p=0,02$ ). Entretanto, os picos AP1 e AP2 mantiveram-se muito próximos ( $p\cong 1$ ) nas avaliações Pós-PM e Follow-up. Estes achados indicam possível ganho nas transferências de tronco com melhora da consciência corporal interferindo na capacidade de frenagem (AP1) e propulsão (AP2), consequentemente melhorando a

cadência advinda possivelmente de uma reeducação da musculatura (CALMELS *et al.*, 2001; NOLAN *et al.*, 2003; SCHMALTZ, BLUMENTRITT, JARASCH, 2002;).

Os resultados na variável médio-lateral apresentam uma diminuição significativa no Grupo A ( $p=0,02$ ) comparando as avaliações Pré-PM e Pós-PM. Estes dados sugerem um ganho de equilíbrio e/ou propriocepção, o qual pode ser relacionado a um aumento do tempo de apoio do peso corporal protetizado no solo. Acredita-se que com o aumento da duração da fase de apoio, ocorre um posicionamento adequado do coto-encaixe-calcanhar-pé durante o período de apoio, evitando posições errôneas do pé como adução ou abdução (BAKER, HEWISON, 1990; BREakey, 1976; DINGWELL *et al.*, 1996; ISAKOV *et al.*, 1996; KADABA *et al.*, 1990; SEBASTIÃO *et al.*, 2009).

A duração da fase de apoio do Grupo A apresentou um aumento significativo ( $p=0,02$ ) entre a avaliação Pré-PM e Pós-PM. Assim, pode-se inferir que a PM proporcionou maior confiança no controle do encaixe coto/prótese com uma descarga de peso com consciência corporal e/ou propriocepção. Em geral, durante o ciclo da marcha, o tempo de duração do suporte para a prótese é reduzido para compensar algumas das deficiências associadas à prótese (ISAKOV *et al.*, 1996; KADABA *et al.*, 1990).

Kadaba *et al* (1990) apresentam que, durante o ciclo da marcha a fase de apoio no membro remanescente é mais longa 61% do que o membro com prótese 39%. Além disso, indivíduos com amputações unilaterais confiam mais em sua perna remanescente/sadia para compensar algumas das deficiências associadas às próteses. De acordo com Vrieling *et al* (2008), o treinamento com reabilitação pode aumentar o tempo de duração da fase de apoio na perna protetizada, reduzindo a velocidade. O nosso estudo com PM aplicada a marcha corrobora com Breakey (1976); Dingwell *et al* (1996); Isakov *et al* (1996); Sanderson, Martin (1997); Zmitrewicz *et al* (2006) apresentando uma diminuição significativa ( $p=0,02$ ) de 1,7 m/s para 1,5 m/s na velocidade da marcha sugerindo também uma “realimentação” visual e de habilidades cinestésicas advindas da maior confiança na relação coto prótese.

Pode-se inferir que os ganhos com a PM aplicada a marcha se devem às atividades propostas. Estas atividades foram escalonadas de acordo com a percepção, necessidade e orientação do voluntário. Diante destes ganhos, sugere-se que as sessões de PM podem aumentar a ativação de unidades motoras (reeducação da musculatura), resultando na melhora da confiança (controle), conhecimento dos movimentos da marcha, do uso da prótese estabelecendo melhora do padrão postural. O membro

remanescente sofre maior sobrecarga do que o membro protetizado no início das intervenções na reabilitação e que diante de uma reabilitação bem sucedida o indivíduo começa a utilizar mais o membro protetizado.

No Grupo B, não houve diferença significativa entre as 4 avaliações Baseline, Pré-PM, Pós-PM e Follow-up nas variáveis cinéticas: força ântero-posterior AP1, AP2, força vertical V1, V2, médio-lateral ML, duração da fase de apoio e velocidade. Portanto, pode-se inferir que a PM baseada em imagética motora dos componentes cinemáticos da marcha pode resultar em modificações agudas e crônicas no controle das próteses interferindo nos parâmetros cinéticos da marcha.

A habilidade dos voluntários em imaginar pode significar em melhoras das variáveis dos componentes da marcha, uma vez que estes estão relacionados ao conhecimento anterior e pode ser usado em estágios iniciais de treinamento objetivando o “reaprendizado” motor. Portanto, sugere-se que ocorre o desenvolvimento de alterações no SNC ou SNP advindos ao treinamento gerando modificações e respostas aos estímulos repetitivos (CHEN *et al.*, 1998; GRÜSSER *et al.*, 2004; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013). Os efeitos do treinamento, a partir do reaprendizado motor e neuroplasticidade cortical, permitem aos amputados melhorar o controle sobre seus movimentos e incorporar o coto e/ou a prótese o que contribui para o desempenho de habilidades funcionais na marcha. O objetivo da reabilitação é capacitar o paciente ao maior aproveitamento de suas potencialidades de forma que ele possa ser independente nas atividades de vida diária.

Como ponto positivo para este estudo é a capacidade de controlar a influência das diferenças individuais (PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013; PORTNEY, WALKINS, 2009). Características dos indivíduos, tais com a idade (cronológica), tempo de amputação, tempo de protetização e motivação permaneceram constantes durante todo o período entre as avaliações e foram monitoradas pelo pesquisador (I). Assim, as diferenças observadas entre os resultados cinéticos da marcha podem refletir o efeito do tratamento. Neste estudo, além da comparação entre Grupo A e B utilizam-se também os sujeitos como o seu próprio controle nas avaliações Baseline, Pré-PM e Pós-PM e Follow-up.

Outra possível limitação poderia ser o número da amostra (n= 15 dividido em GA: 10 e GB: 5). Entretanto, isto não comprometeu a qualidade do estudo, uma vez que com o estudo piloto atingiu-se um poder estatístico de 89% e um tamanho de efeito de 2.0, baseado na medida de desfecho primária (variável cinética, vertical primeiro pico

V1), comparando as avaliações Pré-PM e Pós-PM, com um nível de significância de 5%.

Para a realização de tarefas foram utilizados locais de treino similares àqueles utilizados em ambiente domiciliar para facilitar a PM. A reabilitação de amputados de membro inferior através da PM orientada a tarefa da marcha tem como objetivo focar a restauração das funções cotidianas e da locomoção independente. Percebe-se que a maioria dos voluntários deste estudo tiveram um processo de reabilitação direcionado somente aos primeiros mecanismos da protetização. Este período de reabilitação muitas vezes não é focado na percepção e consciência corporal e sim no alongamento, fortalecimento muscular, tratamento do edema e na utilização da prótese.

Os mecanismos envolvidos com a plasticidade incluem a remoção da inibição cortical local, o aumento do número de sinapses existentes e a sinaptogênese (CHEN *et al.*, 1998; FLORENCE, KAAS, 1995; GRÜSSER *et al.*, 2004; KNECHT *et al.*, 1995). À medida que a marcha é restabelecida, ocorre à reorganização do padrão motor com a finalidade de aperfeiçoar as funções do sistema locomotor. A reabilitação cognitiva do reconhecimento do coto/prótese ao corpo estabelece uma complexa correlação de funções mentais que incluem atenção, percepção, compreensão, aprendizagem, memória e raciocínio, dentre outras. Uma provável justificativa destas modificações relaciona-se à hipótese do treinamento neural, que estabelece uma reeducação da musculatura, proporcionando uma consciência corporal, com o aumento de mecanismos proprioceptivos causada por mudanças adaptativas neurais nos níveis de programação e planejamento do sistema motor (CHEN *et al.*, 1998; GRÜSSER *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2004; JACKSON *et al.*, 2001; MIYAI, 2007; PAGE *et al.*, 2009b; PAZ, TEIXEIRA-SALMELA, TIERRA-CRIOLLO, 2013; RICCIO *et al.*, 2010).

Todas as tarefas que compunham a PM foram escolhidas especificamente para cada indivíduo de acordo com os objetivos, de acordo com a queixa principal e as maiores dificuldades nas atividades de vida diária (AVDs). A intensidade da PM foi monitorada sempre de acordo com a percepção do pesquisador (I) Assim, a imaginação de tarefas significantes e motivadoras pode proporcionar a ativação de áreas corticais, subcorticais que modulam a resposta motora (circuito fronto-parietal, sistema límbico e o tálamo), permitindo gerar novas conexões neurais com estratégias compensatórias, facilitando o reaprendizado e novas conexões neurais dos movimentos da marcha (HEMING *et al.*, 2010; MÜLLER-PUTZ *et al.*, 2014; TANGWIRIYASAKUL *et al.*, 2014).

Assim, após o período de intervenção com PM, é possível inferir que houve o reaprendizado das tarefas motoras relacionadas aos movimentos da marcha, uma vez que o efeito do treinamento se manteve após um mês, podendo estar relacionado a modificações duradouras da ativação cortical, subcortical, modificações neurofisiológicas crônicas que podem interferir em variáveis biomecânicas.

Entender o processo reorganizacional do córtex cerebral é de fundamental importância na elaboração de estratégias de reabilitação para indivíduos amputados, pois através das intervenções terapêuticas pode-se promover uma recuperação funcional estabelecendo uma melhora da qualidade de vida. As explicações para as modificações neurofisiológicas devem ser melhor exploradas com estudos utilizando como ferramentas: eletroencefalograma (EEG) e ressonância magnética funcional (fMRI) que demonstrem modificações no padrão de ativação cortical ou subcortical relacionadas ao treinamento dos movimentos da marcha em indivíduos com amputação de membro inferior. Portanto, os estudos dos padrões encefálicos facilitariam o entendimento da influência da PM embasado no treinamento motor sobre modificações nas atividades neurofisiológicas.

## 8 - CONCLUSÃO

As avaliações Baseline e Pré-PM para os Grupos A e B indicaram a homogeneidade entre os voluntários deste estudo. O Grupo B, o qual não recebeu atividade de PM orientada a tarefa da marcha, manteve os valores médios das variáveis cinéticas aqui investigadas. Por outro lado, no Grupo A, a intervenção da PM relacionada à tarefa da marcha proporcionou diferença significativa entre os resultados da aplicação das avaliações Pré-PM e Pós-PM. Ganhos semelhantes entre as avaliações Pós-PM e Follow-up indicam a potencialidade da PM na reabilitação da marcha. Com base na imagética motora orientada à tarefa da marcha, a PM no processo de reabilitação de indivíduos com amputação transtibial alterou as variáveis cinéticas (força ântero-posterior, força vertical, força médio-lateral, duração da fase de apoio e velocidade). Portanto, a PM torna-se uma intervenção útil na reabilitação de amputados protetizados, proporcionando uma estratégia cognitiva de planejamento capaz de gerar aquisição de habilidades motoras no controle da marcha.

## 9 - BIBLIOGRAFIA

ALMEIDA, L. F.; CAMARGOS, G. V.; CORRÊA, C. L. Mudanças reorganizacionais nos córtices somatossensorial e motor em amputados: Revisão da literatura. **Revista de Neurociências**, v. 17, p. 146-155, 2009.

AMSTRONG, M. Supraespal Contributions to the Initiation and Control of Locomotion on the Cat. **Progress in Neurobiology**. v. 26, p. 273-361, 1986.

ANDRÉ, J. M. *et al.* Classification et mécanismes des perceptions et illusions corporelles des amputés. **Ann Readapt Med Phys**. v. 44, n. 1, p. 13-8, 2001.

ANG, K. K. *et al.* A clinical evaluation of non-invasive motor imagery based brain-computer interface in stroke. **30th Annual International IEEE EMBS Conference**. p. 20-24, 2008.

ARAMPATZIS, A.; KARAMANIDIS, K.; MADENLI, L. Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. **Journal of Biomechanics**. v. 41, p. 1754-1761, 2008.

ARECHAVALETA, G. *et al.* An Optimality Principle Governing Human Walking. **IEEE Transactions on Robotics**. V. 24, n. 1, p. 5-14, 2008.

ARENDT, T. Neurodegeneration and plasticity. **Inter J Develop Neuroscienc**. v. 22, p. 507-14, 2004.

BAKKER, M. *et al.* Cerebral correlates of motor imagery of normal and precision gait. **Neuroimage**. v.41, p. 998-1010, 2008.

BAKKER, M.; De LANGE, F.P.; STEVENS, J.A. Motorimagery of gait: a quantitative approach. **Exp Brain Res**. v. 179, p. 497-504, 2007.

BAKER, P. A.; HEWISON, S. R. Gait recovery pattern of unilateral lower limb amputees during rehabilitation. **Prosthet Orthot Int**. v. 14, n. 2, p. 80-4, 1990.

BARTON, J. J. S. *et al.* The use of working memory for task prediction: what benefits accrue from different types of foreknowledge? **Neuroscience**. v. 139, p. 385-392, 2006.

BATENI, H.; OLNEY, S. Kinematic and kinetic variations of below- knee amputee gait. **Journal of prosthetics and orthotics**. v. 14, n. 1, p. 2-12, 2002.

BATES, B. *et al.* Risk factors associated with mortality in a male veteran population following transtibial or transfemoral amputation. **J. Rehabil Res Dev**. v. 43, p. 917-28, 2006.

BERGADO-ROSADO, J. A.; ALMAGHER-MELIAN, W. Mecanismos celulares de La neuroplasticidad. **Revista de Neurología**. v. 31, n.11, p. 1074-1095, 2000.

BERLUCCHI, G. The origin of the term plasticity in the neurosciences: Ernesto Lugaro and chemical synaptic transmission. **J Hist. Neurosci**. v. 11, p. 305-09, 2002.

BEYAERT, C. *et al.* Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. **Gait and Posture**. v. 2, n. 18, p. 278-284, 2008.

BLUMENTRITT, S. *et al.* Design principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion: a preliminary report. **J. Prosthet Orthot**. v. 9, n. 1, p. 18-24, 1997.

BONINI-ROCHA, A. C. *et al.* "Methodology to observation and quantification of EEG signs related to cognitive evidences of motor learning". **Ciências & Cognição**. v. 13, n. 2, p. 27-50, 2008.

BOONSTRA, A. M.; SCHRAMA, J. M.; EISMA W.H. Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. **Arch. Phys. Med. Rehabil**. v. 77, n. 5, p. 515-520, 1996.

BRASIL, N. J. Neurofisiologia e plasticidade no córtex cerebral pela estimulação magnética transcraniana repetitiva. **Rev Psiquiatr Clín.** v. 31, n. 5: 216-20, 2004.

BRAUN, C. *et al.* Dynamic organization of the somatosensory cortex induced by motor activity. **Brain.** v. 124: p. 2259-67, 2001.

BROUZIYNE, M.; MOLINARO, C. Mental Imagery combined with physical practice of approach shots for golf beginners. **Perceptual and Motor Skills.** v. 101, p. 203-211, 2005.

BRUDZYNSKI, S. M.; MOGENSEN, G. J. Association of the mesencephaliclocomotor region with locomotor activity induced by injections of amphetamine into the nucleus accumbens. **Brain Res.** v. 334, p. 77-84, 1985.

BRUNELLI. *et al.* Efficacy of Progressive Muscle Relaxation, Mental Imagery, and Phantom Exercise Training on Phantom Limb: A Randomized Controlled Trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,** v. 96, Issue 2, p. 181 – 187, 2015.

BUCCINO, G.; SOLODKIN, A.; SMALL, S. L. Functions of the mirror neuron system: implications for neurorehabilitation. **Cognitive Behavioral Neurology.** v. 19, n.1, p.55-63, 2006.

BUCKLEY, J. Sprint of athletes with lower-limb amputations. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 80(5), p. 501-508, 1999.

BUONOMANO, D. V.; MERZENICH, M. M. Cortical plasticity: from synapses to maps. **Ann Rev Neuroscien.** v. 21, p. 149-86, 1998.

BYL, N. *et al.* Effectiveness of sensory and motor rehabilitation of the upper limb following the principles of neuroplasticity: patients stable post stroke. **Neurorehab Neural Repair.** v. 17, n. 3, p. 176-91, 2003.

CAHN, D. The effects of varying ratios of physical and mental practice, and task difficulty on performance of a tonal pattern. **Psychology of Music**. v. 36, n. 2, p. 179-191, 2008.

CALMELS, P. *et al.* Échelles dévaluation fonctionnelle et amputation du membre inférieur. Functional assessment scales and lower limb amputation. **Ann Readapt Med Phys**. v. 44, n. 8, p. 499-507, 2001.

CAPPELLINI, G. *et al.* Motor patterns during walking on a slippery walkway. **J Neurophysiol**. v. 103, p. 746–760, 2010.

CARSTEN, M. R. *et al.* Inference of hand movements from local field potentials in monkey motor cortex. **Nature Neuroscience**. v. 6, n. 12, p. 1253-1255, 2003.

CATTIN P. C. **Biometric authentication system using human gait**. [Tese]. Eth-Zürich: Institute of Robotics, 2002.

CHAMBERS, H. G.; SUTHERLAND, D. H. A practical guide to gait analysis. **Journal of the American Academy of Orthopedic Surgeons**. v. 10, n. 3, p. 222-231, 2002.

CHAU, T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. **Gait and Posture**. v. 13, n. 2, p. 49-66, 2001.

CHEN, R.; COHEN, L. G.; HALLET, M. Nervous System reorganization following injury. **Neuroscience**. v. 111, p. 761-73, 2002.

CHEN, R. *et al.* Mechanisms of cortical reorganization in lower-limb amputees. **J Neuroscienc**. v. 18, n. 9, p. 3443-50, 1998.

CHUNG, T. M. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino. **Acta Fisiátrica**. v. 7, n. 2, p. 61-67, 2000.

CIRSTEA, C. M.; LEVIN, M. F. Compensatory strategies for reaching in stroke. **Brain**. v. 123, p. 940–953, 2000.

CORBIN, C. B. The effects of covert rehearsal on the development of a complex motor skill. **The Journal of General Psychology**. v. 76, p. 143-150, 1967.

COSTA, A. M.; SOUSA, S. B. Educação física e esporte adaptado: história, avanços e retrocessos em relação aos princípios da integração/inclusão e perspectivas para o século XXI; **Rev. Bras. Cienc. Esporte**. v. 25, n 3, p. 27-42, 2004.

COTMAN, C. W.; GÓMEZ-PINILLA, F.; KAHLE, J. S. - Neural plasticity and regeneration. In: SIEGEL, G. J. - **Basic neurochemistry**. 5<sup>a</sup>- ed. New York, p. 607-26, 1994.

CHRISTAKOU, A.; ZERVAS, Y.; LAVALLEE, D. The adjunctive role of imagery on the functional rehabilitation of a grade II ankle sprain. **Human Movement Science**. v. 26, p. 141-154, 2007.

CREMADES, J. G. The effects of imagery perspective as a function of skill level on alpha activity. **International Journal of Psychophysiology**. v. 43, p. 261-271, 2002.

COURTINE, G. *et al.* Gait-dependent motor memory facilitation in covert movement execution. **Cog Brain Res**. v. 22, p. 67-75, 2004.

CZERNIECKI, J. M. Rehabilitation in Limb Deficiency: Gait and Motion Analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 77, n. 3, p 122-134, 1996.

DECETY, J. *et al.* Vegetative responses during imagined movement is proportional to mental effort. **Behav Brain Res**. v. 42, p. 1-5, 1991.

DECETY, J. *et al.* Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. **Journal of Sport Psychology**. v. 461, p. 549-563, 1993.

DECETY, J.; MICHEL, F. Comparative analysis of actual and mental movement time in two graphic tasks. **Brain and Cognition**. v. 11, p. 87-97, 1989.

DECETY, J. Do imagined and executed actions share the same neural substrate? *Cognitive. Brain Research*. v. 3, p. 87-93, 1996.

DECETY, J.; GRÈZES, J. Neural mechanisms subserving the perception of the human actions. *Trends in Cognitive Sciences*. v. 3, n.5, p. 172-178, 1999.

DENIS, M. Visual imagery and the use of mental practice in the development of motor skills. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*. v. 10, p. 4-6, 1985.

DOBKIN, B. Clinical practice. Rehabilitation after stroke. *N Engl J Med*. v. 352, p. 1677–1684, 2005.

DORMANDY, J.; HEECK, L.; VIG, S. Major amputations: clinical patterns and predictors. *Semin Vasc Surg*. v. 12, n. 2, p. 154-61, 1999.

EDGERTON, V. R. *et al.* Plasticity of the spinal neural circuitry after injury. *Annu Rev Neurosci*. v. 27, p. 145–67, 2004.

EILS, E. *et al.* Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait & Posture*. v. 20 (1), p. 54-60, 2004.

ELBERT, T. *et al.* Input-increase and input decrease types of cortical reorganization after upper extremity amputation in humans. *Exp Brain Res*. v. 117, p. 161-4, 1997.

EMANUEL, T. Direct cortical control of muscle activation in voluntary arm movements: a model. *Nature Neuroscience*. v. 3, p. 391-398, 2000.

EPHRAIM, *et al.* Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil*. v. 86, p. 1910–9, 2005.

FARAHAT, E.; ILLE, A.; THON, B. Effect of visual and kinesthetic imagery on the learning of a patterned movement. *International Journal Sport Psychology*. v. 35, p. 119-132, 2004.

FARIA, A. *et al.* Biomechanical properties of the triceps sural muscle tendon unit in young and postmenopausal women. **Clinical Biomechanics**. v. 3, p. 523–528, 2011.

FELDMAN, D. E.; BRECHT, M. Map plasticity in somatosensory cortex. **Science**. v. 310, p. 810-5, 2005.

FELTZ, D. L.; LANDERS, D. M. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. **Journal of Sport Psychology**. v. 5, p.25-57, 1983.

FERY, Y. A.; MORIZOT, P. Kinesthetic and visual image in modeling closed motor skills: the example of the tennis serve. **Perceptual and Motor Skills**. v. 90, p. 707-722, 2000.

FLORENCE, S. L. *et al.* Sensory enrichment after peripheral nerve injury restores cortical, not thalamic, receptive field organization. **Eur J. Neuroscienc.** v. 13, p. 1733-66, 2001.

FLORENCE, S. L.; KAAS, J. H. Large-scale reorganization at multiple levels of the somatosensory pathway follows therapeutic amputation of the hand in monkeys. **J Neuroscienc.** v. 15, p. 8083-95, 1995.

FÖRANDER, P.; HOFFER, B.; STRÖMBERG, I. Nerve fiber formation and catecholamine in adult rat adrenal medullary transplants after treatment with NGF, NT-3, NT-4/5, BFGF, CNTF, AND GDNF. **Cell tissue research**. v. 292, p. 503-512, 1998.

FUSI, S. *et al.* Cardio ventilatory responses during real or imagined walking at low speed. **Arch Ital Biol**. v. 143, p. 223–228, 2005.

GABRIEL, R. E. *et al.* Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. **Physical Therapy in Sport**. v. 12(8), p. 16–24, 2008.

GANONG, W. F. "Higher Functions of the Nervous System": Conditioned Reflexes, Learning, Related Phenomena. **Review of Medical Book of Physiology**. v. 21, p. 259-269, 2003.

GARCIA-RILL, E. *et al.* Posterior midbrain-induced locomotion. **Brain Res Bull.** v. 24(3), p. 499-508, 1990.

GARRISON, K. A.; WINSTEIN, C. J.; AZIZ-ZADEH, L. The Mirror Neuron System: A Neural Substrate for Methods in Stroke Rehabilitation. **Neurorehabil Neural Repair.** v. 5, p. 1-9, 2010.

GENTILI, R.; PAPAXANTHIS, C.; POZZO, T. Improvement and generalization of arm motor performance through motor imagery practice. **Neuroscience.** v. 137, p. 761-772, 2006.

GUILLOT, A. *et al.* Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. **NeuroImage.** v. 41, n. 4, p. 1471-1483, 2008.

GUISANDE, T. P. *et al.* As forças transientes durante a marcha militar. **Rev Bras Med Esporte.** v. 19, n. 6, p. 390-393, 2013.

GRABOWSKI, J.; RIFKIN, K. R. K3 promoter™ prosthetic foot reduces the metabolic cost of walking for unilateral transtibial amputees. **Journal of Prosthetics and Orthotics.** v. 22(2), p. 113–120, 2010.

GREGG, M.; HALL, C.; BUTLER, A. The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability. **eCAM Advance Acces.** v. 7(2), p. 249–257, 2007.

GROUIOS, G. Mental practice: a review. **Journal of Sport Behavior.** v. 15, n. 1, p.42-59, 1992.

GROUIOS, G. The effect of mental practice on diving performance. **International Journal of Sport Psychology.** v. 23, p. 60-69, 1992.

GRUMILLIER, C. *et al.* Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral transtibial amputees. **J Biomech.** v. 41(14), p. 2926-2931, 2008.

GRÜSSER, S. M. *et al.* Remote activation of referred phantom sensation and cortical reorganization in human upper extremity amputees. **Exp Brain Res.** v. 154, p. 97-102, 2004.

HAGBERG, K.; BRANEMARK, R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems. **Prosthet Orthot Int.** v. 25(3), p. 186-94, 2001.

HALE, B. D. The effects of internal and external imagery on muscular and ocular concomitants. **Journal of Sport Psychology.** v. 4, p. 379-387, 1982.

HARRIS, D. V.; ROBINSON, W. J. The effects of skill level on EMG activity during internal and external imagery. **Journal of Sport Psychology.** v. 8, p. 105-111, 1986.

HARRIS, G. F.; WERTSCH, J. J. - Procedures for gait analysis. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v. 75, p. 216-25, 1994.

HELENE, A. F.; XAVIER, G. F. Working memory and acquisition of implicit knowledge by imagery training, without actual task performance. **Neuroscience.** v. 139, p. 401-413, 2006.

HEMING, E.; SANDEN, A.; KISS, Z. H. T. Designing a somatosensory neural prosthesis: percepts evoked by different patterns of thalamic stimulation. **J. Neural Eng.** v. 7 064001, 2010.

HIRAI, C. Y.; GOBBI, L. T. B. O desempenho em tarefa motora fina sobre diferentes condições de prática. **Revista da Educação Física.** v. 2, p. 45-50, 1990.

HIRD, J. S. *et al.* Physical practice is superior to mental practice in enhancing cognitive and motor task performance. **Journal of Sport & Exercise Psychology.** v. 8, p. 281-293, 1991.

HLUSTÍK, P.; MAYER, M. Paretic hand in stroke: from motor cortical plasticity research to rehabilitation. **Cogn Behav Neurol.** v. 19, p. 34-40, 2006.

HOLLMAN, J. H. *et al.* Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment. **Gait Posture.** v. 23, p. 441-4, 2006.

HORAK, F. B.; FRANK, J.; NUTT, J. Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects: scaling, set, and tone. **J Neurophysiol.** v. 75(6), p. 2380-96, 1996.

HORGANO.; MACLACHLAN, M. Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: a review. **Disabil Rehabil.** v. 26, p. 837-50, 2004.

HSU, M. J. *et al.* The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 87(1), p. 123-126, 2006.

ILIC, T. V.; ZIEMANN, U. Exploring motor cortical plasticity using transcranial magnetic stimulation in humans. **Ann NY Acad Sci.** v. 1048, p. 175-84, 2005.

ISEKI, K. *et al.* Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait. **Neuroimage.** v. 41, p. 1021-1031, 2008.

JACKSON, P. L. *et al.* Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation.** v. 82, p. 1133-41, 2001.

JACKSON, P. L. *et al.* The efficacy of combined physical and mental practice in the learning of a foot-sequence task after stroke: a case report. **Neurorehabilitation Neural Repair.** v. 18(2), p. 106-111, 2004.

JACOBSON, E. Eletrophysiology of mental activities. **The American Journal of Psychology.** v. 44, n. 4, p. 677-694, 1932.

JAHN, K. *et al.* Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging. **Neuroimage**. v. 22, p. 1722–1731, 2004.

JAMES, U.; OBERG, K. Prosthetic gait pattern in unilateral above- knee amputees. **Journal of Rehab.Med.** v. 5.p. 35-50, 1973.

JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA, D.; KORZENIOWSKI, B. “**Method for gait aiding and analysis**”, In: The 3 rd European Medical and Biological Engineering Conference, Prague, Czech Republic, Nov, 2005.

JEANNEROD, M. Mental imagery in the motor context. **Neuropsychologia**. v. 33, n.11, p. 1419-1432, 1995.

JOHNSON, S. H. *et al.* Selective activation of a parieto frontal circuit during implicitly imagined prehension. **NeuroImage**. v. 17, p. 1693–1704, 2002.

JONES, S. F. *et al.* The gait initiation process in unilateral lower-limb amputees when stepping up and stepping down to a new level. **Clin Biomech**. v. 20 (4), p. 405-13, 2005.

JONSDOTTIR, J. *et al.* Task-oriented biofeedback to improve gait in individuals with chronic stroke: motor learning approach. **Neurorehabilitation Neural Repair** v. 24(5), p. 478-85, 2010.

JONSDOTTIR, J. *et al.* Concepts of Motor Learning Applied to a Rehabilitation Protocol Using *feedback* to Improve Gait in a Chronic Stroke Patient: An A-B System Study With Multiple Gait Analyses. **Neurorehabilitation Neural Repair**. v. 21(2), p. 190-94, 2007.

JORDAN, L. M. Initiation of Locomotion in Mammals. **Annals of the New York Academy of Sciences**. v. 860, p. 1983-93, 1998.

JUEPTNER, M. *et al.* Anatomy of motor learning. I. Frontal cortex and attention to action. **Journal of Neurophysiology**. v. 77, p. 1313-1324, 1997.

KADABA, M. P. *et al.* Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **J. Orthop Res.** v. 7(6), p. 849-60, 1989.

KAN, S.; STEPHEN, H. S. A motor learning strategy reflects neural circuitry for limb control. **Nature Neuroscience.** v. 6(4), p. 399-403, 2003.

KLEIM, J. A. *et al.* Motor learning-dependent synaptogenesis is localized to functionally reorganized motor cortex. **Neurobiol Learn Mem** v. 77, p. 63-77, 2002.

KLEIM, J. A. *et al.* Functional organization of adult motor cortex is dependent upon continued protein synthesis. **Neuron.** v. 40, p. 167–176, 2003.

KNECHT, S. *et al.* Cortical reorganization in human amputees and mislocalization of painful stimuli to the phantom limb. **Neuroscienc Let.** v. 201, p. 262-4, 1995.

KNECHT, S. *et al.* Plasticity of plasticity? Changes in the pattern of perceptual correlates of reorganization after amputation. **Brain.** v. 121, p. 717-24, 1998.

KOPCZYNSKI, M. C. **A realimentação é fundamental para o aprendizado de sequencias de movimentos?** 2006. 113p. Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Psicologia. Área de Concentração: Neurociências e Comportamento) – Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

KREPCKIA, R. *et al.* Berlin Brain – Computer Interface. The HCI communication channel for discovery. **International Journal of Human-Computer Studies.** v. 65, n.5, p.460–477, 2007.

KURICHI, J. E. *et al.* Factors associated with late specialized rehabilitation among veterans with lower extremity amputation who underwent immediate postoperative rehabilitation. **Am J Phys Med Rehabil.** v. 90, p. 387-398, 2011.

LACQUANITI, F.; BORGHESE, N. A.; BIANCHI, L. Kinematic determinants of human locomotion. **Journal of Physiology.** v. 494(3), p. 863-879, 1996.

LACOURSE, M. G. *et al.* Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movements. **NeuroImage**. v. 27, p. 505-519, 2005.

LAFLEUR, M. F. *et al.* Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. **NeuroImage**. v. 16, p. 142-157, 2002.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a systematic review. **Lancet Neurology**. v. 8, p. 741-54, 2009.

LIN, K. *et al.* Constraint-induced therapy versus dose-matched control intervention to improve motor ability, basic/extended daily functions, and quality of life in stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v. 23, p. 160-165, 2009.

LITTLE, T.; AILLIAMS, A. G. Specificity of acceleration, maximum speed, and agility in professional soccer players. **J. Strength Cond. Res.** v. 19(1), p. 76-78, 2005.

LYNSKEY, J. V.; BELANGER, A.; JUNG, R. Activity-dependent plasticity in spinal cord injury. **J Rehabil Res Dev**. v. 45(2), p. 229-240, 2008.

LOEB, G. E.; BROWN, I. E.; CHENG, E. J. A hierarchical foundation for models of sensorimotor control. **Exp Brain Res**. v. 126 n. 1, p. 1-18, 1999.

LOMÔNACO, J. F. B.; MARQUES, C. P. Prática mental e aprendizagem de habilidades motoras: uma visão das revisões. **Estudos de Psicologia**. v. 10, n. 1, p. 93-101, 1993.

LOTZE, M.; HALSBAND, U. Motor imagery. **Journal of Physiology**. v. 99, p.386-395, 2006.

LOTZE, M. *et al.* Phantom movements and pain: An fMRI study in upper limb amputees. **Brain**. v. 124, p. 205-12, 2001.

LOTZE, M. *et al.* Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: An fMRI study. **J Cogn Neurosci**. v. 11, p. 491–501, 1999.

LUCIANA, M.; NELSON, C. A. The functional emergence of pré-frontally-guided working memory systems in four- to eight-year-old children. **Neuropsychologia**. v.36, n. 3, p. 273-293, 1998.

LUFT, C.; ANDRADE, A. A pesquisa com EEG aplica à área de aprendizagem motora. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v. 6, n. 1, p. 106-115, 2006.

LUNDBORG, G. Nerve injury and repair – a challenge to the plastic brain. **J PeripNerv Sys**. v. 8, p. 209-26, 2003.

MACKAY, D. G. The problem of rehearsal or mental practice. **Journal of Motor Behavior**. v. 13, n. 4, p. 274-285, 1981.

MACKAY-LYONS, M. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. **PhysTher**. v. 82(1), p. 69-83, 2002.

MALOUIN, F.; RICHARDS, C. L. Mental practice for relearning locomotor skills. **PhysTher**. v. 90, p. 240–251, 2010.

MALOUIN, F. *et al.* Effects of practice, visual loss, limb amputation and disuse on motor imagery vividness. **Neurorehabil Neural Repair**. v. 23, p. 449–463, 2009.

MALOUIN, F. *et al.* Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study. **Hum Brain Mapp**. v. 19, p. 47–62, 2003.

MATTES, S. J.; MARTIN, P. E.; ROYER, T. D. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 81, p. 561-568, 2000.

MAZZARO, M. C.; SZNAIER, M.; CAMPS, O. A model (in) validation approach to gait classification. **IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.** v. 27 n. 11, p. 1820-5, 2005.

MCBRJDE, E. R.; ROTHSTEIN, A. L. Mental and physical practice and the learning and retention of open and closed skills. **Perceptual and Motor Skills.** v. 49, p. 359-365, 1979.

MENZEL, H. J. K. *et al.* Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. **Journal of Strength and Conditioning Research** v. 5, n.27, p.1370–1377, 2013.

MERCIER, C. *et al.* Mapping phantom movement representations in the motor cortex of amputees. **Brain.** v. 129, p. 2202-10, 2006.

MENARD, M. R. *et al.* Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 73, n. 5, p. 451-8, 1992.

MICHAELSEN, S. M.; LEVIN, M. F. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. **Stroke.** v. 35, n. 8, p. 1914-1919, 2004.

MILLARD, M.; MAHONEY, C.; WARDROP, J. A preliminary study of mental and physical practice on the kayak wet exit skill. **Perceptual and Motor Skills.** v. 92, p. 977-984, 2001.

MIYAI, I. *et al.* Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. **NeuroImage.** v. 14, n. 5, p. 1186–1192, 2001.

MOGILNER, A. *et al.* Somatosensory cortical plasticity in adult humans revealed by magnetoencephalography. **Proced Nat Acad Sci USA.** v. 90, p. 3593-7, 1993.

MONFILS, M. H.; PLAUTZ, E. J.; KLEIM, J. A. In search of the motor engram: motor map plasticity as a mechanism for encoding motor experience. **Neuroscient.** v. 11, n. 5, p. 471-83, 2005.

MONTEIRO, M. *et al.* Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. **Clinical Biomechanics.** v. 8, n. 2, p. 461–467, 2010.

MONTEIRO, M. *et al.* Exercise effects in plantar pressure of postmenopausal women. **Menopause.** v. 21, n. 5, p. 1017–1025, 2010.

MOORE, C. E. G.; SCHADY, W. Investigation of the functional correlates of reorganization within the human somatosensory cortex. **Brain.** v. 123, p. 1883-95, 2000.

MORRISH, G. M.; WOLEDGE, R. C. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. **Scand. J. Rehak. Med.** v. 23, p. 43-48, 1997.

MULDER, T. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. **Journal of Neural Transmission.** v.114, p. 1265-1278, 2007.

MÜLLER-PUTZ, G. R. I.; DALY, I.; KAISER, V. Motor imagery-induced EEG patterns in individuals with spinal cord injury and their impact on brain–computer interface accuracy. **J. Neural Eng.** v. 11 035011, 2014.

MUNZERT, J.; LOREY, B.; ZENTGRAF, K. Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. **Brain Research Reviews.** v. 60, p. 306-326, 2009.

NAJARIAN, S. *et al.* Muscle contributions in the swing phase of transfemoral amputee gait: an inverse dynamics approach. **Research Journal of Biological Sciences.** v. 4 n. 10, p. 1076-1084, 2009.

NEUMANN, N.; KÜBLER, A. Training locked-in patients: a challenge for the use of brain-computer interfaces. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. v. 11, p. 169-172, 2003.

NOLAN, L.; WIT, A.; DUDZIŃSK, K. Adjustments in gait symmetry with walking speed in transfemoral and trans-tibial amputees. **Gait & Posture**. v. 17(2), p. 142-151, 2003.

NUDO, R. J.; PLAUTZ, E. J.; FROST, S. B. Role of adaptative plasticity in recovery of function after damage to motor cortex. **Muscle Nerve**. v. 24, p. 1000-19, 2001.

ORLOVSKY, G. N. Cerebellum and locomotion. In: Neurobiological basis of human locomotion. Shimamura M., Grillner S. And Edgerton V.R. (eds.), **Japan Scientific Societies Press**, Tokyo, p. 187-199, 1991.

OSTROSKY, K. *et al.* A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Phys Ther**. v. 74, p. 637-46, 1994.

OUCHI, Y. *et al.* Brain activation during maintenance of standing postures in humans. **Brain**. v. 22- 2, p. 329 –338, 1999.

PAGE, S. *et al.* Cortical Plasticity Following Motor Skill Learning During Mental Practice in Stroke. **Neurorehabil Neural Repair**. v. 23, p. 382-388, 2009.

PAPAXANTHIS, C. *et al.* Imagined and actual arm movements have similar durations when performed under different conditions of direction and mass. **Experimental Brain Research**. v. 143, p. 447-452, 2002.

PASCUAL-LEONE, A. *et al.* The plastic human brain cortex. **Annu Rev Neurosci**. v. 28, p. 377– 401, 2005.

PAZ, C. C. S. C.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. The addition of functional task-oriented mental practice to conventional physical therapy

improves motor skills in daily functions after stroke. **Brazilian Journal of Physical Therapy**. vol.17, n.6, p.564-571, 2013.

PAZ, C. C. S. C. *et al.* The acute influence of mental practice on cortical delta oscillations – a pilot study. **Rev. Bras. Eng. Bioméd**, v. 28 n.4, p. 375-386, 2012.

PETERS, A.; KRUMREY, L. Schwarzwaldklinik orthopadie, bad krozingen. **Rehabilitation (Stuttg)**. v. 39, p. 223-230, 2000.

PEZZIN, L. E.; DILLINGHAM, T. R, MACKENZIE, E. J. Rehabilitation and the long-term outcomes of persons with trauma-related amputations. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 81, p. 292-300, 2000.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C.; KRAUSZ, G. Functional dissociation of lower and upper frequency mu rhythms in relation to voluntary limb movement. **Clin. Neurophysiol**. v. 111, p. 1873–9, 2000.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology – Revised Series, Elsevier Science B.V., Amsterdam, Netherlands. v. 6, p. 51-56, 1999.

PHAM, T. M. *et al.* Environmental influences on brain neurotrophins in rats. **Pharmacology Biochemistry and Behavior**. v. 73, p. 167-175, 2002.

PORTNEY, L. G.; WALKINS, M. P. **Foundations of clinical research: Applications to practice**. 3rd ed. New Jersey: Pearson Prentice Hall; 2009.

POWERS, C.; RAO, S.; PERRY, J. Knee Kinetics in Trans-Tibial Amputee Gait. **Gait & Posture**. v.8, n. 1, p.1-7, 1998.

RAMACHANDRAN, V. S.; ARMEL, K.; CARRIE. Projecting sensations to external objects: evidence from skin conductance response. **Proceedings of the Royal Society of London: Biological**. v. 270, p. 1499-1506, 2003.

RAMACHANDRAN, V. S.; ROGERS-RAMACHANDRAN, D. Phantom limbs and neural plasticity. **Archives of Neurology**. v. 57, p. 317-320, 2000.

RAMACHANDRAN, V. S.; HIRSTEIN.; WILLAIM. The perception of phantom limbs: The D. O. Hebb lecture. **Brain**. v. 21, p. 1603-1630, 1998.

RAMACHANDRAN, V. S. Behavioral and magnetoencephalographic correlates of plasticity in the adult human brain. **Proc Nat Acad Sci USA**. v. 90, p. 10413-20, 1993.

RAMACHANDRAN, V. S.; GREGORY, R. L. Perceptual filling in of artificially induced scotoma in human vision. **Nature**. v. 350, p. 699-702, 1991.

RAMANATHAN, D.; CONNER, J. M.; TUSZYNSKI, M. H. A form of motor cortical plasticity that correlates with recovery of function after brain injury. **PNAS**. v. 103, n. 30, p. 11370-5, 2006.

REILLY, K. T. *et al.* Persistent hand motor commands in the amputees brain. **Brain**. v. 129, p. 2211-23, 2006.

RICHARDSON, A. Mental practice: a review and discussion (Part 1). **The Research Quarterly**. v. 38, n. 1, p. 95-107, 1967.

ROSSI, W.; DOYLE, W.; SKINNER, H. Gait initiation of person with below-knee amputation. **Journal of Rehab.Res.** v. 32.p. 120-127, 1995.

ROSSIGNOL, S.; DUBUC, R.; GOSSARD, J. P. Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. **Physiol Rev**. v. 86, p. 89 –154, 2006.

ROSSINI, P. M.; PAURI, F. Neuromagnetic integrated methods tracking human brain mechanisms of sensorimotor areas ‘plastic’ reorganization. **Brain Res Rev**. v. 33 (2–3), p. 131–154, 2000.

RYAN, E. D.; SIMONS, J. What is learned in mental practice of motor skills: a test of the cognitive-motor hypothesis. **Journal of Sport Psychology**. v. 5, p. 419-426, 1983.

RYAN, E. D.; SIMONS, J. Cognitive demand, imagery, and frequency of mental rehearsal as factors influencing acquisition of motor skills. **Journal of Sport Psychology**. v. 3, p. 35-45, 1981.

RYBAK, I. A.; PATON, J. F. R.; SCHWABER, J. S. Modeling neural mechanisms for genesis of respiratory rhythm and pattern: I. Models of respiratory neurons. **J. Neurophysiol.** v. 77, p. 1994-2006, 1997.

SANTOS-FILHO, A. S. *et al.* Magnitude Squared of Coherence to detect imaginary movement. **EURASIP Journal on Advances in Signal Processing**. 2009, p. 1-12. 2009.

SCHAEFER, M. *et al.* Dynamic shifts in the organization of primary somatosensory cortex induced by bimanual spatial coupling of motor activity. **Neuroimage**. v. 25, p. 395-400, 2005.

SCHMALZ, T.; BLUMENTRITT, S.; JARASCH, R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. **Gait and Posture**. v. 3, n. 16, p. 255-263, 2002.

SCHWOEBEL, J.; BORONAT, C. B.; COSTELET, H. B. The man who executed “imagined” movements: Evidence for dissociable components of the body schema. **Brain Cogn.** v. 50, p. 1-16, 2002.

SCHUSTER, C. *et al.* Comparison of embedded and added motor imagery training in patients after stroke: study protocol of a randomised controlled pilot trial using a mixed methods approach. **Trials**. v. 10, p. 97, 2009.

SCHWENKREIS, P. *et al.* NMDA-mediated mechanisms in cortical excitability changes after limb amputation. **Acta Neurol Scan**. v. 108, p. 170-84, 2003.

SEBASTIÃO, R. A. S. **Análise Cinética da Marcha: Estudo comparativo entre membro amputado e Membro Remanescente de Amputados Transfemorais**. [Dissertação]. Porto: Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, 2009.

SEGAL, A. D. *et al.* Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using c-leg and mauch sns prosthetic knees. **Journal of Rehabilitation Research and Development.** v. 43, n. 7, p. 857-870, 2006.

SHARMA, N.; BARON, J. C.; ROWE, J. B. Motor imagery after stroke: Relating outcome to motor network connectivity. **Annals of Neurology.** v. 66, n. 5, p. 604-616, 2009.

SHARMA, N.; POMEROY, V. M.; BARON, J. C. Motor Imagery: A Backdoor to the Motor System After Stroke? **Stroke.** v. 37, p. 1941-1952, 2006.

SINNAMON, H. M. Preoptic and Hypothalamic Neurons And The Initiation Of Locomotion In The Anesthetized Rat. **Progress in Neurobiology.** v. 41, p. 323-344, 1993.

SIMPSON, K. J.; JIANG, P. Foot landing position during gait influences ground reaction forces. **Clin Biomech.** v. 14, n. 6, p. 396-402, 1999.

SKINNER, H.; EFFENEY, D. Gait Analysis in Amputees. **American Journal of Physical Medicine.** v. 64, n. 2, p 82-89, 1985.

SMANIA, N. Constraint-induced movement therapy: an original concept in rehabilitation. **Europa Medico Phisica.** v. 42, n. 3, p. 239-240, 2006.

SMITH, D. G. Transtibial Amputations Successes and Challenges. **Motion.** v. 13, n. 4, p. 57-63, 2003.

SOLODKIN, A. *et al.* Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. **Cerebral Cortex,** v. 14, p. 1246–1255, 2004.

STACOFF, A. *et al.* Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. **Gait Posture** v. 21, n. 1, p. 24–38, 2005.

STAVRINO, M. *et al.* Evaluation of Cortical connectivity during real and imagined rhythmic finger tapping. **Brain Topography**. v. 19, n. 3, p. 137-145, 2007.

STEBBINS, R. J. A comparison of the effects of physical and mental practice in learning a motor skill. **The Research Quarterly**. v. 39, n. 3, p. 714-720, 1968.

STEFAN, K. *et al.* Induction of plasticity in the human motor cortex by paired associative stimulation. **Brain**. v. 123, p. 572-84, 2000.

STEVENS, P. M. Clinimetric Properties of Timed Walking Events Among Patient Populations Commonly Encountered in Orthotic and Prosthetic Rehabilitation. **JPO Journal of Prosthetics and Orthotics**. v. 22, n 1, 2010.

STINEAR, C. M. *et al.* Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. **Experimental Brain Research**. v. 168, p. 157–164, 2006.

STINEMAN, M. G. *et al.* The Effectiveness of inpatient rehabilitation in the acute postoperative phase of care after transtibial or transfemoral amputation: study of an integrated healthcare delivery system. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 89, p. 1863-72, 2008.

SUINN, R. Imagery. In: R. N. N. SINGER; M. MURPHEY; L. K. TENNANT. Handbook of research on sport psychology. *New York: Macmillian Publicher Company*. p. 492-510, 1993.

SZAMEITAT, A. J.; SHEN, S.; STERR, A. Motor imagery of complex everyday movements: an fMRI study. **Neuroimage**. v. 34, p. 702–713, 2007.

TAKAHASHI, T. *et al.* Vertical ground reactions force shape is associated with gait parameters, time up and go, and functional reach in elderly females. **J Rehabil Med**. v. 36, p. 42–45, 2004.

TANGWIRIYASAKUL, C. *et al.* Classification of motor imagery performance in acute stroke. **J. Neural Eng**. v. 11, p. 036-001, 2014.

TAUB, E. *et al.* The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. **Europa Medico Phisica.** v. 42, n. 3, p. 241-255, 2006.

TAUB, E. *et al.* Efficacy of Constraint-Induced Movement Therapy for Children With Cerebral Palsy With Asymmetric Motor Impairment. **Pediatrics.** v. 113, p. 305-312, 2004.

TAUB, E. *et al.* An operant approach to rehabilitation medicine: overcoming learned nonuse by shaping. **Journal of The Experimental Analysis of Behavior.** v. 61, n. 2, p. 281-293, 1994.

TSUJIMOTO, S. The prefrontal cortex: functional neural development during early childhood. **The Neuroscientist.** v. 14, n. 4, p. 345-358, 2008.

VAN VELZEN, J. M. *et al.* Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. **Clin Rehabil.** v. 20, n. 11, p. 999-1016, 2006.

VAUGHAN, C. L. “Theories of bipedal walking: an odyssey”. **Journal of Biomechanics.** v.36, p.513-523, 2003.

VERDINI, F. *et al.* Identification and characterization of heel strike transient. **Gait Posture.** v. 24, p. 77-84, 2006.

VERMA, R. *et al.* Task oriented circuit class training program with motor imagery for gait rehabilitation in poststroke patients: randomized controlled trial. **Top Stroke Rehabil.** v. 18, n. 1, p. 620-32, 2011.

WAGNER, J. *et al.* Mind the bend: cerebral activations associated with mental imagery of walking along a curved path. **Exp Brain Res.** v. 191, p. 247–255, 2008.

WATERS, R. L. *et al.* Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. **J Bone Joint Surg Am.** v. 58, p. 42-46, 1976.

WEINBERG, R. S. The relationship between mental preparation strategies and motor performance: a review and critique. **Quest**. v. 33, n. 2, p. 195-213, 1982.

WEINBERG, R.; HANKES, D.; JACKSON, A. Effect of the length and temporal location of the mental preparation interval on basketball shooting performance. **International Journal of Sport Psychology**. v. 22, p. 3-14, 1991.

WHITE, R.; AGOURIS, I.; FLETCHER, E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. **Clin Biomech**. v.20, n. 5, p. 508-16, 2005.

WOHLDMANN, E. L.; HEALY, A. F.; BOURNE, L. E. Jr. A mental practice superiority effect: less retroactive interference and more transfer than physical practice. **Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory and Cognition**. v. 34, n. 4, p. 823- 833, 2008.

WOODHOUSE, A. Phantom limb sensation. **Clin Exp Pharmacol Physiol**. v. 32, p. 132-34, 2005.

WUYAM, B. *et al.* Imagination of dynamic exercise produced ventilatory responses which were more apparent in competitive sportsmen. **J Physiol**. v. 482, p. 713–724, 1995.

ZECKER, S. G. Mental practice and knowledge of results in the learning of a perceptual motor skill. **Journal of Sport Psychology**. v. 4, p. 52-63, 1982.

ZIEMANN, U. *et al.* Modulation of practice-dependent plasticity in human motor cortex. **Brain**. v. 124, p. 1171-81, 2001.

ZMITREWCZ, R. J. *et al.* The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 87(10), p. 1334-1339, 2006.

YAZICIOGLU, K. *et al.* Effect of playing football (soccer) on balance, strength, and quality of life in unilateral below-knee amputees. **Am J Phys Med Rehabil.** v. 86, p. 800–805, 2007.

YİĞİTER, K. *et al.* A comparison of traditional prosthetic training versus proprioceptive neuromuscular facilitation resistive gait training with trans-femoral amputees. **Prosthetics and Orthotics International.** v. 26, p. 213-217, 2002.

YVES, A. F. Differentiating visual and kinesthetic imagery in mental practice. **Canadian Journal of Experimental Psychology.** v. 57, n. 1, p. 1-10, 2003.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 0591.0.203.000-09

Interessado(a): Prof. Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes  
Departamento de Engenharia Eletrônica  
Escola de Engenharia - UFMG

### DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 09 de março de 2010, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado “Estudo da reorganização cerebral de amputados utilizando técnica de processamento de sinais” bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

Prof. Maria Teresa Marques Amaral  
Coordenadora do COEP-UFMG

## ANEXO 2



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 0591.0.203.000-09

Interessado(a): Prof. Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes  
Departamento de Engenharia Eletrônica  
Escola de Engenharia - UFMG

### DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 04 de abril de 2012, a emenda abaixo relacionada, referente ao projeto de pesquisa intitulado “Estudo da reorganização cerebral de amputados utilizando técnica de processamento de sinais”:

- Inclusão da prática mental funcional orientada a tarefa da marcha de amputados de membro inferior.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

Profa. Maria Teresa Marques Amaral  
Coordenadora do COEP-UFMG

## CONSENTIMENTO FORMAL

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**NÚCLEO DE ESTUDO E PESQUISA EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DO**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA/NEPEB-UFMG.**

**Pesquisa: “Prática mental funcional orientada a tarefa da marcha de amputados de membro inferior.”**

Responsável pelo projeto: Prof. Dr. Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes (Departamento de Engenharia Elétrica e Neurociências - UFMG)

Prof. Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo (Departamento de Engenharia Elétrica e Neurociências - UFMG)

Colaborador - Doutorando: Rodrigo Gontijo Cunha (Doutorando em Neurociências - UFMG, Fisioterapeuta responsável pela Associação Mineira de Desporto ao Amputado - AMDA, Professor do Instituto Metodista Isabela Hendrix)

Convido-o a participar da pesquisa científica que tem como objetivo de analisar a influência da Prática mental orientada à tarefa da marcha no processo de recuperação motora funcional em indivíduos com amputação de membro inferior.

Antes do início do teste em questão, será esclarecido sobre o objetivo da pesquisa e como a coleta de dados será realizada. Este estudo é um ensaio clínico controlado randomizado que compara o efeito e valor de uma intervenção com controles em seres humanos, onde o investigador distribui o fator de intervenção a ser analisado de forma aleatória pela técnica de randomização.

Descrição dos procedimentos:

O voluntários participarão de sessões de PM com duração de 40 minutos, 3 vezes por semana, durante 4 semanas totalizando 12 sessões. O voluntário irá imaginar 10 vezes cada movimento, posteriormente orientado a descrever cada componente cinemático imaginado durante a tarefa e finalmente, o voluntário realiza a marcha enfatizando o movimento imaginado. Para avaliação serão feitas 4 coletas no laboratório de

Biomecânica (BIOLAB - UFMG). Estas medidas serão realizadas em quatro momentos distintos: momentos agendados previamente.

Benefícios: Você não obterá benefícios imediatos por participar desta pesquisa. No entanto, estará contribuindo para o estudo da influência da prática mental sobre a reabilitação em amputados de membro inferior, o que poderá orientar os fisioterapeutas quanto a esta abordagem.

Todos os dados serão mantidos em sigilo no NEPEB, a identidade dos voluntários não será revelada publicamente em nenhuma hipótese e somente o pesquisador responsável e equipe envolvida neste estudo terão acesso a estas informações que serão apenas para fins de pesquisa.

Para fins de confidencialidade: Esta pesquisa tem um caráter estritamente científico e, portanto, confidencial. O voluntário receberá um código e não será reconhecido por seu nome, mas pelo código, o que garante a confidencialidade dos seus dados. Além disso, de maneira alguma, seus dados serão analisados e divulgados individualmente, mas em conjunto com os dados dos demais participantes desta pesquisa.

Natureza voluntária do estudo/Liberdade para se retirar: A participação é voluntária e tem o direito de se retirar por qualquer razão a qualquer momento. Não haverá qualquer tipo de penalização caso queira se retirar do estudo.

Pagamento: O voluntário não receberá nenhuma forma de pagamento por participar desse estudo. Entretanto receberá um auxílio transporte para se locomover até o local da avaliação.

A coleta de dados é desprovida de qualquer efeito secundário. Entretanto, poderei interromper a coleta, a qualquer momento, se for do meu interesse.

As informações obtidas durante a pesquisa serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha expressa autorização por escrito. As informações assim obtidas poderão ser usadas para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando minha privacidade.

Eu li e entendi as informações precedentes. Além disso, todas as dúvidas que me ocorreram já foram sanadas.

Seguirei com o programa da pesquisa, salvo algum problema que possa surgir e que me impossibilite de participar. Ainda, tenho a liberdade de abandonar o programa a qualquer momento, caso seja de minha vontade.

Eu, \_\_\_\_\_  
nascido em \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_, portador do RG N° \_\_\_\_\_ residente à Rua

(Av).\_\_\_\_\_

Bairro: \_\_\_\_\_, Estado: \_\_\_\_\_,

Cidade: \_\_\_\_\_, concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado, que será realizado no Núcleo de Ensino e Pesquisa em Engenharia Biomédica – NEPEB da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG.

Voluntário: \_\_\_\_\_

Fone: \_\_\_\_\_

Belo Horizonte, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

---

Prof. Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo

M. Sc. Rodrigo Gontijo Cunha

COEP: Comitê de Ética em Pesquisa

Endereço: Av. Antônio Carlos, 6627

Unidade Administrativa II – 2o andar

Campus Pampulha

Belo Horizonte, MG – Brasil

Cep: 31270-901

Telefone: (31) 3499-4592

(31) 3499-4027

Em caso de qualquer dúvida ou reclamação sobre o projeto, procurar Rodrigo Gontijo Cunha, através do telefone (31) 96778747 ou no laboratório – NEPEB (Universidade Federal de Minas Gerais - Escola de Engenharia - Departamento de Engenharia Elétrica - Av. Antônio Carlos 6627 - Sala 2114 – Telefone: (31) 3409 - 3407

**ANEXO 4****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

**Via para arquivo/ NEPEB-UFMG**

**Eu \_\_\_\_\_,**  
**voluntário, aceito participar da pesquisa intitulada: “Prática mental funcional orientada a tarefa da marcha de amputados de membro inferior” no Núcleo de Ensino e Pesquisa em Engenharia Biomédica – NEPEB da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG.**  
**Portanto, concordo com tudo que foi acima citado e livremente dou o meu consentimento.**

**Belo Horizonte, de de 2012**

---

**Assinatura do voluntário**

## ANEXO 5

**Projeto de Pesquisa: Prática mental funcional orientada à tarefa na marcha de indivíduos amputados de membro inferior.**

**FICHA DE AVALIAÇÃO DOS DADOS CLÍNICOS E SÓCIO-DEMOGRÁFICOS**

Data de avaliação:

Dados Pessoais		
Nome:		Código:
Idade:	Sexo:	Estado Civil:
Escolaridade:		Profissão:
n.º de filhos :		Horas de Sono :
Altura: _____	Peso: _____	IMC _____
Em caso de emergência avisar/ Tel: _____		

Queixa principal:

Intervenções cirúrgicas:

Patologias associadas:

PA:                      FC:

Tempo de AMPUTAÇÃO:

Lado amputado:

Membro dominante:

Razão da amputação:

Informações sobre Fisioterapia:

Quantas vezes/semana:

Tipo de atividades realizadas:

Desde quanto:

Realiza as atividades em casa:

Medicação em uso/ dosagem e horário:

Atividade física:

Atividades de lazer:

**MIQ-RS (Questionário de imaginação motora – versão revisada)**

1 – Posição inicial:	Fique de pé com seus pés e pernas juntos e seus braços ao longo do corpo
Ação:	Dobre seu joelho o mais alto possível. Assim, você ficará de pé sobre uma perna só com o joelho da sua outra perna fletido à frente. Agora, abaixe sua perna, ficando novamente de pé sobre seus dois pés.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem fazê-lo realmente. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: \_\_\_\_\_

2 – Posição inicial:	Enquanto sentado, coloque sua mão em seu colo e com o punho cerrado.
Ação:	Levante sua mão acima da sua cabeça até que seu braço esteja totalmente estendido. Mantendo seu punho cerrado. Depois, recolocar sua mão sobre seu colo, mantendo punho cerrado.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: \_\_\_\_\_

3 – Posição inicial:	Estenda seu braço ao lado do corpo, até a altura dos ombros, mantendo-os paralelos ao chão, com seus dedos estendidos e sua palma da mão para baixo.
Ação:	Mova seu braço para frente até que ele esteja totalmente à frente do seu corpo (ainda paralelo ao chão). Mantenha seu braço estendido durante o movimento e faça-o lentamente. Agora, mova seu braço de volta à posição inicial, estendido ao lado do corpo.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: \_\_\_\_\_

4 – Posição inicial:	Fique de pé com seus braços estendidos totalmente acima de sua cabeça.
Ação:	Lentamente, curve-se à frente pela cintura e tente tocar os dedos dos pés. Agora, retorne à posição inicial, mantendo seus braços estendidos acima da cabeça.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: \_\_\_\_\_

5 – Posição inicial:	Coloque sua mão em frente de você aproximadamente na altura do seu ombro como se você fosse empurrar uma porta. Seus dedos devem estar apontando para cima.
Ação:	Estenda seu braço rapidamente como se você fosse abrir a porta, mantendo seus dedos apontando para cima. Agora deixe a porta voltar, retornando sua mão e braço para a posição inicial.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: \_\_\_\_\_

6 – Posição inicial:	Sentado, coloque sua mão sobre seu colo. Simule um copo com água em uma mesa diretamente à sua frente.
Ação:	Pegue o copo e levante-o da mesa. Agora coloque-o de volta na mesa e retorne seu braço para seu colo.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: \_\_\_\_\_

7 – Posição inicial:	Sua mão está ao seu lado. Simule que há uma porta em sua frente que está fechada.
Ação:	Gire a maçaneta e abra a porta. Agora, lentamente, feche a porta, largue a maçaneta e retorne sua mão para seu lado.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: \_\_\_\_\_

8 – Posição inicial:	Fique de pé com seus pés e pernas juntos e seus braços ao longo do corpo
Ação:	Dobre seu joelho o mais alto possível. Assim, você ficará de pé sobre uma perna só com o joelho da sua outra perna fletido à frente. Agora, abaixe sua perna, ficando novamente de pé sobre seus dois pés.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: \_\_\_\_\_

9 – Posição inicial:	Enquanto sentado, coloque sua mão em seu colo e com punho serrado.
Ação:	Levante sua mão acima de sua cabeça até que seu braço esteja totalmente estendido. Mantendo seus dedos fletidos. Após, recoloque sua mão sobre seu colo, mantendo punho serrado.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: \_\_\_\_\_

10 – Posição inicial:	Estenda seu braço para o lado do corpo, mantendo-os paralelos ao chão, com seus dedos estendidos e sua palma da mão para baixo.
Ação:	Mova seu braço para frente até que ele esteja totalmente à frente do seu corpo (ainda paralelo ao chão). Mantenha seu braço estendido durante o movimento e faça-o lentamente. Agora, mova seu braço de volta à posição inicial, esticado ao lado do corpo.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: \_\_\_\_\_

11 – Posição inicial:	Fique de pé com seus braços estendidos totalmente acima de sua cabeça.
Ação:	Lentamente, curve-se à frente pela cintura e tente tocar os dedos dos pés com a ponta dos dedos. Agora, retorne à posição inicial, mantendo seus braços estendidos acima da cabeça.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: \_\_\_\_\_

12 – Posição inicial:	Coloque sua mão em frente de você aproximadamente na altura do seu ombro como se você fosse abrir a porta. Seus dedos podem estar apontando para cima.
Ação:	Estenda seu braço rapidamente como se você fosse abrir a porta, mantendo seus dedos apontando para cima. Agora deixe fechar a porta, retornando sua mão e braço para a posição inicial
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: \_\_\_\_\_

13 – Posição inicial:	Sentado, coloque sua mão sobre seu colo. Simule um copo com água em uma mesa diretamente à sua frente.
Ação:	Alcance à frente, pegue o copo e levante-o da mesa. Agora o coloque de volta à mesa e retorne seu braço para seu colo.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: \_\_\_\_\_

14 – Posição inicial:	Sua mão está ao seu lado. Simule que há uma porta em sua frente que está fechada.
Ação:	Alcance à frente, pegue a maçaneta da porta e abra a porta. Agora lentamente feche a porta, largue a maçaneta da porta e retorne sua mão para seu lado.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/ dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

## Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: \_\_\_\_\_

GREGG, HALL, BUTLER, 2007)