

Ministério da Saúde
SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE
INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA JAMIL HADDAD

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

SENDO DE POSIÇÃO ARTICULAR, FORÇA E DISTRIBUIÇÃO DE CARGA ENTRE OS
MEMBROS INFERIORES EM AMPUTAÇÃO TRANSTIBIAL-ESTUDO
TRANSVERSAL

Carlos Henrique da Silva Fontes Filho

Rio de Janeiro
2019

MINISTÉRIO DA SAÚDE
SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE
INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA JAMIL HADDAD

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

SENDO DE POSIÇÃO ARTICULAR, FORÇA E DISTRIBUIÇÃO DE CARGA ENTRE OS
MEMBROS INFERIORES EM AMPUTAÇÃO TRANSTIBIAL-ESTUDO
TRANSVERSAL

Carlos Henrique da Silva Fontes Filho

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Pós-graduação em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências

Orientadores: Prof. Dr. Eduardo Branco de Sousa
Prof^ª. Dr. Victor Cossich

Rio de Janeiro
Dezembro
2019

CATALOGAÇÃO NA FONTE
INTO/BIBLIOTECA SÉRGIO EDUARDO VIANNA

F683a Fontes Filho, Carlos Henrique da Silva.

 Senso de posição articular, força e distribuição de carga entre os membros inferiores em amputação transtibial – estudo transversal / Carlos Henrique da Silva Fontes Filho. — 2019.
 78f.

 Orientadores: Eduardo Branco de Sousa e Victor Rodrigues Amaral Cossich.

 Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético) — Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, Rio de Janeiro, 2019.

 1. Amputação traumática. 2. Propriocepção. 3. Força muscular. 4. Dinamômetro de força muscular. 5. Plataforma de carga. 6. Ortopedia. I. Sousa, Eduardo Branco de; Cossich, Victor Rodrigues Amaral, orient. II. Título.

NLM WE 504

*À minha esposa Débora, fonte de inspiração
para que eu conseguisse concluir mais essa
etapa na minha carreira profissional.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por me dar saúde, força e perseverança na busca por essa titulação. Essa conquista não poderia acontecer sem o apoio incondicional da minha família. Agradeço à minha esposa Débora e ao meu filho Gabriel que foram meu porto seguro nos momentos de cansaço e insegurança. Jamais poderia me esquecer de meu orientador Eduardo Branco, assim como de meu coorientador Victor Cossich pela sua dedicação, paciência e empenho aplicados neste projeto. Obrigado aos pesquisadores Conrado, Ubiratã e Jéssica que participaram ativamente na coleta dos dados realizados no Laboratório de Pesquisa Neuromuscular do INTO, permitindo-me alcançar o resultado final deste estudo. Agradeço à minha chefe Dra. Eliane Machado, que confiou a mim a responsabilidade de prezar pelos cuidados do paciente amputado e desenvolver um projeto capaz de modernizar a reabilitação destes pacientes.

“Seja você quem for, seja qual for a posição social que você tenha na vida, a mais alta ou a mais baixa, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma maneira você chega lá.”

Ayrton Senna da Silva

RESUMO

SOBRENOME, Carlos Henrique da Silva. Avaliação do senso de posição articular, da força e da distribuição da carga entre os membros inferiores em pacientes amputados no nível transtibial. Rio de Janeiro, 2019. Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético) - Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, Ministério da Saúde, 2019.

Introdução: A amputação é definida como a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro do corpo. As amputações traumáticas correspondem a aproximadamente 20% das amputações de membros inferiores não eletivas, sendo a amputação no nível transtibial o tipo mais frequente. Estudos anteriores já demonstraram alterações na sensibilidade do coto de amputação e quadro de hipotrofia muscular causada pelo desuso, tendo como principal consequência a deficiência de força. Diante disso, é importante identificar a influência da amputação na propriocepção, força e distribuição de carga entre os membros de pacientes com amputação transtibial de etiologia traumática. **Objetivo:** Avaliar alterações na distribuição de carga, propriocepção e capacidade de produção de força muscular dos músculos do joelho em indivíduos usuários de prótese devido à amputação no nível transtibial de origem traumática. **Métodos:** Estudo transversal no qual participaram 16 voluntários amputados, protetizados há mais de um ano e 16 indivíduos não amputados, que compuseram o grupo-controle. Os grupos foram avaliados através dos questionários de Perfil de Atividade Humana e Escala de Tegner para avaliar o perfil de atividade física. Os pacientes foram também avaliados em relação à distribuição de carga entre os membros, propriocepção, através do senso de posição articular, e força isométrica, na flexão e extensão dos joelhos. **Resultados:** Este estudo demonstrou que o grupo de pacientes amputados apresenta maior debilidade física. Observou-se que o membro amputado recebe menos peso corporal, não possui deficiência na propriocepção e apresenta força da musculatura isquiotibial maior quando comparados com os demais grupos. **Conclusão:** A amputação não provoca deficiência na propriocepção, mas acarreta um quadro de limitação física. Apesar disso, os músculos isquiotibiais apresentam mais força quando comparados com os demais grupos avaliados, o que torna interessante o desenvolvimento de mais estudos sobre a influência da amputação na biomecânica do ser humano.

Palavras-chave: *Amputação, Propriocepção, Força muscular, Dinamômetro de força muscular, Plataforma de carga.*

ABSTRACT

FONTES FILHO, Carlos Henrique da Silva. Assessment of Sense of joint position, strength and load distribution among lower limbs in amputated patients at transtibial level. Rio de Janeiro, 2019. Master Thesis. (Master's Degree in Applied Sciences to the Musculoskeletal System) - National Institute of Traumatology and Orthopedics Jamil Haddad, Ministry of Health, 2019.

Introduction: Amputation is generally defined as the surgical, total or partial removal of a body member. Traumatic amputations account for about 20% of non-elective lower limb amputations, with amputation at the transtibial level being the most frequent type. Previous studies have already shown changes in sensitivity of the amputation stump and muscle hypotrophy caused by disuse, with the main consequence being the strength deficit. Therefore, it is important to gain further insight into influence of amputation on proprioception, strength and load distribution among members of the transtibial amputee of traumatic etiology. **Objective:** To evaluate changes in load distribution, proprioception and muscle strength production capacity of knee muscles in prosthesis users due to amputation at transtibial level of traumatic origin. **Methods:** The study included 16 amputee volunteers who had been prosthetized for more than one year, and 16 non-amputees, who comprised the control group. The groups were submitted to the Human Activity Profile (HAP) and Tegner Scale questionnaires to assess their physical activity profile in addition to tests who evaluated load distribution, proprioception, through the sense of articular position, and isometric force, in flexion and knee extension. **Results:** Our study showed that the amputee group is physically impaired. We also noted that amputated limb receives less body weight, has no proprioceptive deficit, and has greater hamstring muscle strength when compared to other groups. **Conclusion:** Amputation does not cause proprioceptive deficit but causes physical limitation. Nevertheless, the hamstring muscles are stronger when compared to the other groups evaluated which makes interesting the development of further studies on the influence of amputation on human physiology.

Keywords: *Traumatic amputation, proprioception, muscle strength, muscle strength dynamometer, loading platform.*

SUMÁRIO

RESUMO	VII
ABSTRACT	VII
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	XI
LISTA DE FIGURAS	XII
LISTA DE QUADROS E TABELAS	XII
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Amputação	1
1.1.1 Definição e histórico.....	1
1.1.2 Epidemiologia	2
1.1.3 Etiologia da amputação.....	3
1.1.4 Amputação dos membros inferiores.....	3
1.1.4.1 Amputação transtibial.....	3
1.2 Propriocepção.....	5
1.2.1 Mecanorreceptores.....	7
1.3 Força muscular.....	11
1.3.1 Definição.....	11
1.3.2 A estrutura do músculo.....	11
1.3.3 Músculos isquiotibiais.....	12
1.3.4 Músculos extensores do joelho.....	13
1.4 A influência da amputação no indivíduo.....	14
2 JUSTIFICATIVA E HIPÓTESE.....	17
3 OBJETIVOS	18
3.1 Objetivo Geral	18
3.2 Objetivos Específicos.....	18
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
4.1 Aspectos éticos	19
4.2 População do estudo.....	19
4.3 Critérios de elegibilidade.....	19
4.3.1 Critérios de inclusão	19
4.3.2 Critérios de exclusão.....	20
4.4 Especificação da prótese.....	20

4.5	Protocolos de testes e instrumentação.....	21
4.5.1	Estratégia experimental.....	21
4.5.2	Estratificação de nível de atividade física.....	22
4.5.3	Avaliação da transferência de carga entre os membros inferiores.....	23
4.5.4	Avaliação da propriocepção.....	24
4.5.5	Avaliação da força muscular.....	27
4.5.6	Análise estatística.....	28
5	RESULTADOS.....	30
5.1	Características da amostra	30
5.2	Comparação entre os membros do grupo-controle.....	33
5.3	Distribuição do peso corporal entre os membros.....	34
5.4	Propriocepção.....	34
5.5	Força muscular e torque articular.....	35
6	DISCUSSÃO	36
6.1	Distribuição de peso entre os membros inferiores.....	36
6.2	Propriocepção.....	38
6.3	Força Muscular.....	41
6.4	Considerações.....	43
7	CONCLUSÃO	45
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	46
	ANEXO A. PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	52
	ANEXO B. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	54
	ANEXO C. QUESTIONÁRIO DO PERFIL DE ATIVIDADE HUMANA.....	60
	ANEXO D. ESCALA TEGNER.....	63

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AMP	Amputado
BF	Bíceps femoral
CAMPU	Centro de Amputados
CTL	Controle
CVIM	Contração Voluntária Isométrica Máxima
θ EXT	Ângulo de extensão
θ FLEX	Ângulo de Flexão
DOM	Dominante
KBM	<i>Kondylen Bettung Munster</i> (Encaixe KBM)
EA	Erro Absoluto
EAA	Escore Ajustado de Atividade
EC	Erro Constante
EMA	Escore Máximo de Atividade
EV	Erro Variável
EXT	Extensão
FLEX	Flexão
ISQ	Isquiotibiais
INTO	Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad
Kg	Quilograma
Kh _z	Quilo-hertz
LPMP	Limiar de percepção do movimento passivo
N	Newton
NA	Não aplicável
NAMP	Não amputado
NDOM	Não dominante
NM	Newton Metro
PAH	Perfil de Atividade Humana
PT	Pico de torque
QUA	Quadríceps
RF	Reto femoral
SF	Senso de força
SM	Semimembranoso
ST	Semitendinoso
SPA	Senso de posição articular
SNC	Sistema Nervoso Central
SUS	Sistema Único de Saúde
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
VI	Vasto intermédio
VL	Vasto lateral
VM	Vasto medial

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Imagem de uma amputação transtibial	5
Figura 2: Sensações somatosensoriais.....	6
Figura 3. Esquematização do sistema sensoriomotor.....	9
Figura 4. Representação da estrutura muscular.....	12
Figura 5: Musculatura localizada na região posterior da coxa.....	13
Figura 6: Musculatura localizada na região anterior da coxa.....	14
Figura 7: Modelo de prótese para amputados transtibiais fornecido aos pacientes do CAMPU.....	21
Figura 8: Fluxograma para realização das avaliações.....	22
Figura 9: Imagem da avaliação de transferência de carga entre os membros inferiores.....	24
Figura 10: Avaliação do senso de posição articular do joelho.....	26
Figura 11: Avaliação de força dos músculos flexores do joelho.....	28
Figura 12: Fluxograma de triagem dos participantes do grupo de pacientes amputados.....	31

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Tabela 1. Classificação dos mecanorreceptores articulares.....	8
Tabela 2. Dados demográficos dos integrantes da amostra.....	32
Tabela 3. Dados obtidos para as medidas dos membros dominante e não-dominante dos participantes do grupo-controle.....	33
Tabela 4. Dados relacionados a avaliação de distribuição de carga obtidos para os membros amputados, não-amputado e controle.....	34
Tabela 5. Dados relacionados a avaliação do senso de posição articular obtidos para os membros amputados, não-amputado e controle.....	34
Tabela 6. Avaliação da força nos membros amputados, não-amputado e controle.....	35

1 INTRODUÇÃO

1.1 Amputação

1.1.1 Definição e histórico

A palavra "amputação" é derivada do latim [*ambi* = ao redor de / em torno de; e *putatio* = podar/retirar] e se refere à retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro do corpo. Tal procedimento é realizado desde o surgimento da humanidade, conforme comprovado através de registros datados de 2.300 a.C., quando arqueólogos russos descobriram um esqueleto de mulher com pé artificial, no qual a prótese era constituída de um pé de cabra adaptado ao corpo (CARVALHO, 2003).

A mais antiga descrição técnica de amputação é de Hipócrates (460-377 a.C.), na qual era utilizada uma guilhotina para amputar tecidos necróticos, sendo a gangrena a única indicação formal para tal procedimento. A segunda mais antiga descrição foi de Celsus (25 a.C – 50 d.C.) que realizou amputações em tecidos vivos, com secções ósseas, utilizando ligadura de vasos (CARVALHO, 2003).

Na chamada Era das Trevas (séc. V-XV) a pouca evolução científica existente até então deu lugar à reintrodução por Ambroise Paré (1510-1590) das técnicas de Hipócrates e Celsus que haviam caído em desuso com o declínio político-científico da época (CARVALHO, 2003).

O uso do torniquete, descrito em 1953 pelo cirurgião alemão Wihelm Fabry, o desenvolvimento da anestesia, a partir de 1846, e a descoberta da antissepsia, em 1867, permitiram que as amputações passassem a ser realizadas com mais destreza, favorecendo a criação de próteses (CARVALHO, 2003).

A partir da Primeira Guerra Mundial, surgiu um elevado número de indivíduos amputados, vítimas de danos bélicos. Tal fato impulsionou o desenvolvimento técnico-científico das próteses. Além disso, a evolução da medicina e o desenvolvimento de novas metodologias e equipamentos permitiram o diagnóstico de patologias que antes eram negligenciadas, resultando em mudança do perfil dos indivíduos amputados (BOCOLINI, 2000).

1.1.2 Epidemiologia

De acordo com a diretriz brasileira intitulada "Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada do Ministério da Saúde" (2012), as amputações traumáticas são responsáveis por cerca de 20% das amputações de membros inferiores não eletivas, sendo as vítimas, em sua maioria, do sexo masculino. Estima-se que as amputações do membro inferior correspondam a 85% de todas as amputações. Dados do Ministério da Saúde relataram que 94% das amputações realizadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS), em 2011, foram no membro inferior (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012).

Aproximadamente 80% das amputações de membros inferiores são realizadas em pacientes com doença vascular periférica e/ou diabetes, e a segunda maior causa de amputações são os traumas causados por acidentes de trânsito e ferimentos por arma de fogo (DE LUCCIA; SIMÃO; SILVA, 2003). Bamparas et al. (2010) analisaram amputados por trauma e constataram que 59% das amputações afetaram o membro inferior, sendo pedestres e motociclistas as vítimas predominantes (BAMPARAS et al., 2010).

No Brasil, são escassas as estatísticas envolvendo a realização de amputação. Entre 2005 e 2008 a Santa Casa de Campo Grande – MS, constatou a realização de 108 amputações, em pacientes na faixa etária de 2 a 78 anos com predomínio do sexo masculino (72% dos casos) tendo como causa mais frequente os acidentes automobilísticos (SENEFONTE, 2012).

1.1.3 Etiologia da amputação

As principais causas de amputação são: congênitas, tumorais, iatrogênicas, infecciosas, vasculares, neuropáticas e os traumas. Nas amputações dos membros superiores, a etiologia é predominantemente traumática e nas amputações dos membros inferiores as patologias vasculares são a principal causa (DE LUCCIA; SIMÃO; SILVA, 2003).

As amputações de membros inferiores, por etiologia vascular, acometem uma população com faixa etária mais elevada e, conseqüentemente, mais suscetíveis às doenças crônico-degenerativas (CARVALHO, 2003). Já as amputações traumáticas acometem uma população mais jovem, na qual existe uma maior propensão aos acidentes de trabalho, automobilísticos, com armas de fogo, queimaduras graves e descargas elétricas (CARVALHO, 2003).

1.1.4 Amputação dos membros inferiores

A definição do nível de amputação não é uma tarefa fácil já que é necessário atender algumas premissas, tais como: I) nível adequado de amputação, considerando que nem sempre o melhor coto é o mais longo; II) coto estável sem deformidades que possam dificultar a deambulação e a protetização; III) a presença de um bom coxim com mioplastia e miodese; IV) um bom estado de pele com boa sensibilidade, sem úlceras e V) a ausência de neuromas terminais e espículas ósseas (CARVALHO, 2003). Como o foco deste trabalho se resume às amputações no nível transtibial, não serão descritas as amputações nos demais níveis.

1.1.4.1 Amputação transtibial

A amputação no nível transtibial é o tipo mais frequente entre as amputações do membro inferior (SCHOPPEN et al., 2003; PINTO et al., 1998). Este tipo de amputação

consiste na secção entre o joelho e a articulação tíbio-talar, podendo ser realizada em três níveis: terço proximal, terço médio ou terço distal. As doenças vasculares, os processos traumáticos, infecciosos, neoplásicos e as alterações congênicas são as principais causas de amputação transtibial. As amputações de origem vascular acometem mais frequentemente a população idosa, enquanto as de origem traumática acometem mais a população de perfil mais jovem (SPINCHLER et al., 2004).

A amputação transtibial realizada na região do terço mais distal apresenta um coto de amputação longo, permitindo um braço de alavanca maior que irá facilitar o controle da prótese pelo paciente. Já a amputação transtibial no terço médio (**Figura 1A**) é realizada na junção miotendínea dos músculos gastrocnêmios. Tal localização confere um bom comprimento ao coto de amputação e permite a existência de um satisfatório coxim terminal, facilitando a adaptação do coto ao encaixe da prótese. Por fim, na amputação transtibial proximal (**Figura 1B**), o nível limite para secção aceite é logo abaixo do tubérculo de Gerdy (CARVALHO, 2003).

Comparando-se as amputações transtibiais com as amputações mais proximais, têm-se como vantagens a preservação da articulação do joelho, ocasionando uma marcha mais fisiológica e, conseqüentemente, com menor gasto energético, além da maior facilidade para colocação e remoção da prótese (CARVALHO, 2003).



Figura 1. Imagem de uma amputação transtibial. (A) Radiografia em perfil do joelho de paciente com amputação transtibial; (B) Foto de paciente com amputação transtibial bilateral realizada logo abaixo da referência anatômica conhecida como tubérculo de Gerdy;

Fonte: Adaptado de www.unisalesiano.edu.br.

1.2 Propriocepção

A palavra "propriocepção" é derivada do latim, no qual: *próprio* significa de si mesmo e *ceptive* significa receber. Foi originalmente definida como a percepção do movimento articular, bem como a posição do corpo ou de seus segmentos no espaço e, geralmente, é dividida em dois elementos correspondendo à sensação de posição articular (SPA) e à sensação de movimento articular ou cinestesia (SHERRINGTON, 1906). É caracterizada pela consciência de postura, do movimento, e das mudanças de equilíbrio descritas pelos receptores sensoriais presentes em diferentes estruturas que, através de seus aferentes, transmitem tais informações ao sistema nervoso central (SNC) (ROSSI, 2003).

O conceito de propriocepção vem sofrendo mudanças no decorrer dos anos. Atualmente, a propriocepção é definida como a capacidade de perceber a posição, o movimento e as forças impostas e produzidas pelos segmentos corporais, tendo papel crucial para a estabilidade articular, controle postural e motor, com origem em informações do aferente neural relacionado às sensações de movimento articular, localização espacial e geração de força processada pelo SNC (LEPHART e FU, 2000). A maioria dos pesquisadores

contemporâneos define propriocepção como uma variação especializada da modalidade sensorial do toque, que engloba a sensação de movimento articular (cinestesia) e de posição articular (senso de posição articular) (**Figura 2**) (LEPHART et al., 1997).

Estímulos visuais, auditivos, vestibulares, cutâneos, articulares e musculares são responsáveis, através de receptores sensoriais, por reconhecer um estímulo no ambiente interno e/ou externo do corpo e transformá-lo em um impulso nervoso (GUYTON, 2002). O impulso nervoso gerado pelos estímulos mencionados anteriormente envia informações a três níveis distintos do controle motor: medula espinhal, tronco cerebral e centros superiores (RIBEIRO; OLIVEIRA, 2008) de modo a promover interação, buscando definir o movimento, a posição articular ou a força (**Figura 2**) (RIEMANN; LEPHART, 2002).

Os receptores sensoriais podem ser classificados, de acordo com a natureza do estímulo captado, em: quimiorreceptores (capazes de captar estímulos químicos), termorreceptores (capazes de captar estímulos térmicos) e mecanorreceptores (capazes de captar estímulos mecânicos como compressão ou o estiramento da pele e de órgãos internos) (GUYTON, 2002).

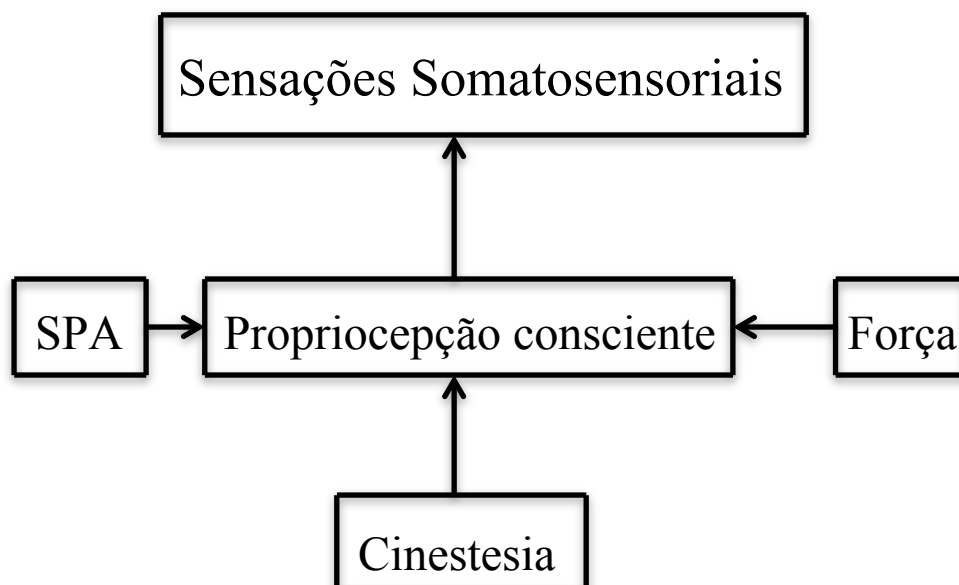


Figura 2: Sensações somatossensoriais. As sensações somatossensoriais são compostas pelo senso de posição articular (SPA), pela propriocepção consciente e pela força.

1.2.1 Os Mecanorreceptores

Os mecanorreceptores são terminações nervosas (receptores aferentes) especializados em traduzir, de forma quantitativa, os eventos mecânicos em sinais neurais ao SNC (GRIGG,1994).

O primeiro pesquisador a identificar a função dos mecanorreceptores foi Sherrington em 1906. Porém, somente em 1966, Polacek classificou tais estruturas em três grupos: as terminações nervosas livres; as terminações equipadas com células auxiliares; e os corpúsculos encapsulados.

Em 1967, Freeman e Wyke classificou os mecanorreceptores articulares em 4 tipos **(Tabela 1)**:

- a) Tipo I ou terminações de Ruffini e Golgi-Mazzoni, localizadas nas camadas mais superficiais da cápsula articular, são os mais frequentemente descritos. Segundo Barrack (1994), são mecanorreceptores de adaptação lenta, de comportamento estático e dinâmico, com função de fornecer informações sobre pressão articular, velocidade de rotação e detecção do limite da amplitude articular;
- b) Tipo II ou corpúsculo de Paccini, Krause e Vater-Pacine, localizados nas camadas mais profundas da cápsula articular. Encontram-se inativos quando a articulação está imóvel, sendo mais sensíveis na aceleração e desaceleração (JOHANSSON, 1993);
- c) Tipo III ou terminações de Golgi: localizadas nos ligamentos articulares e meniscos, apresentam limiar alto durante grandes tensões sobre tendões e ligamentos (ZIMNY, 1986);
- d) Tipo IV: plexos não mielinizados, terminações livres não mielinizadas e nervos terminais não mielinizados; apresentam dimensões pequenas, respondem pelos estímulos de dor e estão localizados nas cápsulas articulares, tendões, periósteo,

ligamentos, vasos sanguíneos e em partes dos meniscos (FREEMAN; WYKE, 1967).

Tipo	Morfologia	Diâmetro (μm)	Característica funcional	Eponimos
I	Globular ou ovóide	5-8 (mielinizada)	Mecanorreceptor; adaptação lenta, baixo limiar.	Terminações de Ruffini, Golgi-Mazzoni, corpúsculo de Meissner.
II	Cilíndrico ou cônico	8-12 (mielinizada)	Mecanorreceptor, baixo limiar, adaptação rápida.	Corpúsculo de krause, vater, Vater-Pacine
III	Fusiforme	13-17 (mielinizada)	Mecanorreceptor, alto limiar, adaptação muito lenta.	Terminações de Golgi, corpúsculo de Golgi- Mazzoni
IV	a)plexos não mielinizadas	2-5 (mielinizada)	Receptor de dor	-
	Terminações livres não mielinizadas	< 2 (não mielinizada)	Receptor de dor	-
	b) nervos terminais não mielinizadas	< 2 (não mielinizada)	Eferente vasomotora	-

Tabela 1. Classificação dos mecanorreceptores articulares segundo Freeman e Wyke (1967).
Tabela classificando os mecanorreceptores de acordo com morfologia, tamanho e características funcionais.

Existem ainda quatro tipos de receptores cutâneos, sendo dois de adaptação rápida, o corpúsculo de Meissner e o corpúsculo de Paccini, e dois de adaptação lenta, as células de Merkel e as terminações de Ruffini. Os mecanorreceptores musculares são constituídos pelo fuso muscular (aferências Ia), o órgão tendinoso de Golgi (aferências Ib) e as aferências musculares de pequeno diâmetro (aferências grupo III e IV) (RIBEIRO;OLIVEIRA, 2008) (Figura 3).

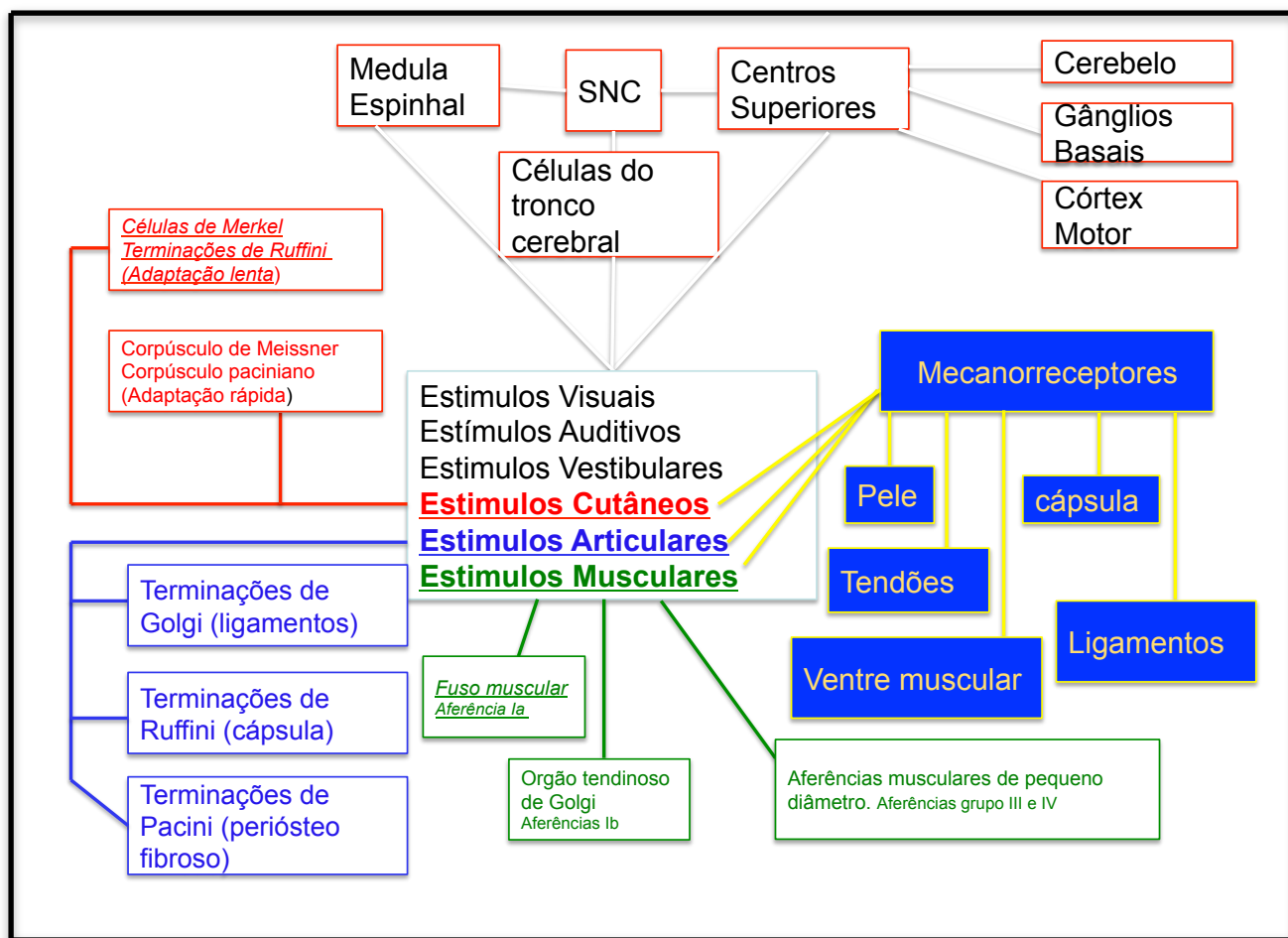


Figura 3. Esquematização do sistema sensório- motor. Esquematização da distribuição dos mecanorreceptores de acordo com sua localização e com os estímulos aos quais os mesmos são ativados. Fonte: adaptado de Ribeiro e Oliveira (2008).

A ativação dos mecanorreceptores articulares é desencadeada pela deformação e transmissão de carga aos tecidos moles que compõem a articulação. Esse estímulo neural é transmitido ao SNC através das vias corticais e reflexas (LEPHART et al., 1997). Porém, os receptores possuem funções diferentes na construção da propriocepção articular (RIBEIRO; OLIVEIRA, 2008). Os receptores musculares parecem ser a fonte predominante de informação proprioceptiva. Contudo, os receptores cutâneos e articulares também participam na construção da propriocepção. Os receptores musculares, articulares e cutâneos contribuem para a sensação de movimento, enquanto a sensação de posição é principalmente sinalizada pelos receptores cutâneos de adaptação lenta e pelas aferências do fuso muscular (RIBEIRO; OLIVEIRA, 2008).

Os mecanorreceptores convertem as cargas mecânicas impostas à articulação em impulsos aferentes fundamentais para movimentos de precisão, contribuindo para a contração muscular reflexa, de forma a permitir estabilidade dinâmica à articulação (RIBEIRO; OLIVEIRA, 2008). De fato, o controle do movimento depende da qualidade da informação aferente originada nos vários sistemas somatossensoriais envolvidos na propriocepção, sendo de consenso geral que a mesma é uma entidade complexa que engloba diversas submodalidades diferentes como, por exemplo, força, velocidade, a detecção do movimento e sensação de posição. Além disso, o sinal aferente que dá origem a estas diferentes sensações tem origem predominante em diferentes tipos de receptores (RIBEIRO; OLIVEIRA, 2008).

A aferição da propriocepção é um assunto que tem sido abordado exhaustivamente na literatura há mais de um século e, atualmente, os métodos mais utilizados são o teste de senso de posição articular (SPA), o limiar de percepção do movimento passivo (LPMP) e o senso de força (SF) (HILLIER; IMMINK; THEWLIS, 2015).

Tem sido dada maior importância ao SPA, que é fundamental para inúmeras atividades da vida diária, uma vez que o tempo e a coordenação muscular dependem deste (PROSKE, 2005). O SPA pode ser definido, funcionalmente, como a consciência da posição da articulação, e é tradicionalmente assinalada pelos fusos musculares e pelos receptores cutâneos de adaptação lenta. Contudo, para movimentos multiarticulares, a contribuição dos receptores cutâneos e articulares deve ser levada em consideração (PROSKE, 2005). Em relação ao joelho, a maioria das suas estruturas estáticas e dinâmicas contribui para a propriocepção. Os tendões e músculos periarticulares, os ligamentos cruzados e colaterais, os meniscos e a cápsula articular apresentam aferências propioceptivas (HOWARD et al., 1998). No entanto, a propriocepção do joelho é providenciada primariamente pelos mecanorreceptores articulares (terminações de Ruffini, corpúsculos de Paccini) e aferências musculares (fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi).

Como consequência da amputação, ocorre a perda de estruturas como músculos, tendões, ligamentos, cápsulas articulares, onde estão localizadas as aferências proprioceptivas, ocasionando aos pacientes amputados uma série de alterações no sistema proprioceptivo, já que este recebe informações de todos esses receptores e utiliza esses estímulos sensoriais para localizar os membros no espaço e determinar a amplitude e a velocidade de movimento (COHEN, 2001).

Quando se faz necessário o procedimento de amputação, o indivíduo sofrerá a perda de estímulos cutâneos, articulares e musculares que auxiliam na consciência postural, do movimento e do equilíbrio, restando somente informações proprioceptivas do coto da amputação (COHEN, 2001).

1.3 Força Muscular

1.3.1 Definição

A força muscular é definida como a máxima tensão que pode ser gerada por um músculo específico ou um grupo muscular (ACSM, 2003), sendo influenciada pela massa muscular (GOPALAKRISHNAN et al., 2010).

1.3.2 A estrutura do músculo

O músculo esquelético é um tecido contrátil composto de fibras que contêm proteínas especializadas (SIZINIO, 2009).

A estrutura do músculo é formada pelo ventre muscular, fascículo e fibra muscular sendo revestidos pela fáscia que se divide em três camadas. O epimísio é a primeira camada da fáscia e reveste todo o músculo. A segunda camada, conhecida como perimísio, reveste os feixes musculares e, por fim, o endomísio envolve as fibras musculares (**Figura 4**) (SHADRIN et al., 2016).

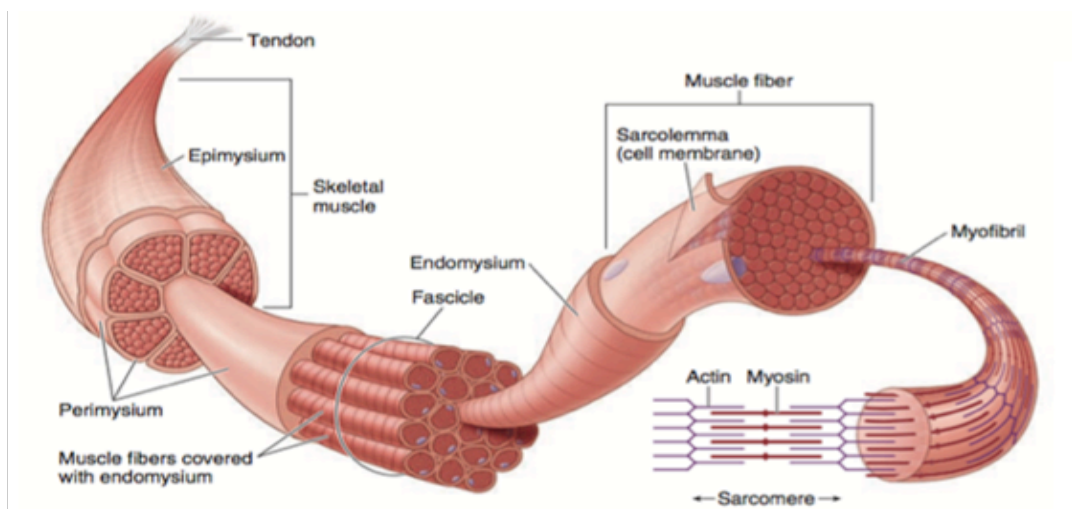


Figura 4. Representação da estrutura muscular. A estrutura muscular é constituída pelo ventre muscular, fascículo e fibra muscular. São revestidos pela fâscia que se divide em epimísio, perimísio e o endomísio.
Fonte: Adaptado de Powers & Howley, 2000.

A força do músculo é proporcional à sua área transversal e à sua massa. A força de contração muscular está relacionada a diversos fatores como, por exemplo, o comprimento das fibras, velocidade de contração e à direção na qual a fibra se move na contração. Os tipos de contração são: concêntrica ou encurtamento, excêntrica ou alongamento, e isométrica, na qual inexistente alteração no comprimento do músculo (SIZÍNIO, 2009).

1.3.3 Músculos isquiotibiais

Também conhecidos como músculos posteriores da coxa, são constituídos por três músculos distintos, o bíceps femoral (BF), o semimembranoso (SM) e o semitendinoso (ST) (SAUERLAND; GRANT, 1999). O BF representa a porção lateral dos isquiotibiais e é composto de duas cabeças, curta e longa, que se fundem e depois se dividem, cobrindo a cabeça da fíbula (GRAY, 1973). O SM tem sua origem na porção superior da tuberosidade do ísquio com inserção próxima ao músculo poplíteo. O ST se origina um pouco mais abaixo e medialmente da origem do SM e, em conjunto com o mesmo, forma a porção medial dos isquiotibiais.

Os isquiotibiais têm como função principal a flexão do joelho e extensão do quadril, possuindo ainda importante papel no auxílio da rotação externa e interna da tíbia após 20° de flexão (**Figura 5**).



Figura 5: Musculatura localizada na região posterior da coxa: Os músculos isquiotibiais são formados pelo bíceps femoral, semimembranoso e semitendíneo. Fonte: NETTER, 2000.

1.3.4 Músculos extensores do joelho

Conhecidos como músculos anteriores da coxa, são formados por quatro músculos distintos com uma única inserção na patela, o retofemoral (RF), o vastomedial (VM), o vasto intermédio (VI) e o vasto lateral (VL). O músculo RF é um músculo biarticular e tem como função realizar a flexão do quadril e extensão do joelho. Os músculos VM, VI, VL são músculos monoarticulares e possuem a função de realizar a extensão do joelho (**Figura 6**).

Algumas alterações podem ser observadas no equilíbrio e força de indivíduos que sofreram amputação no membro inferior, podendo alterar a força muscular principalmente nos primeiros anos pós-amputação (VRIELING et al., 2009), interferindo nos resultados da reabilitação e, eventualmente, na adaptação para utilização de próteses em indivíduos amputados (ISAKOV et al., 1996).

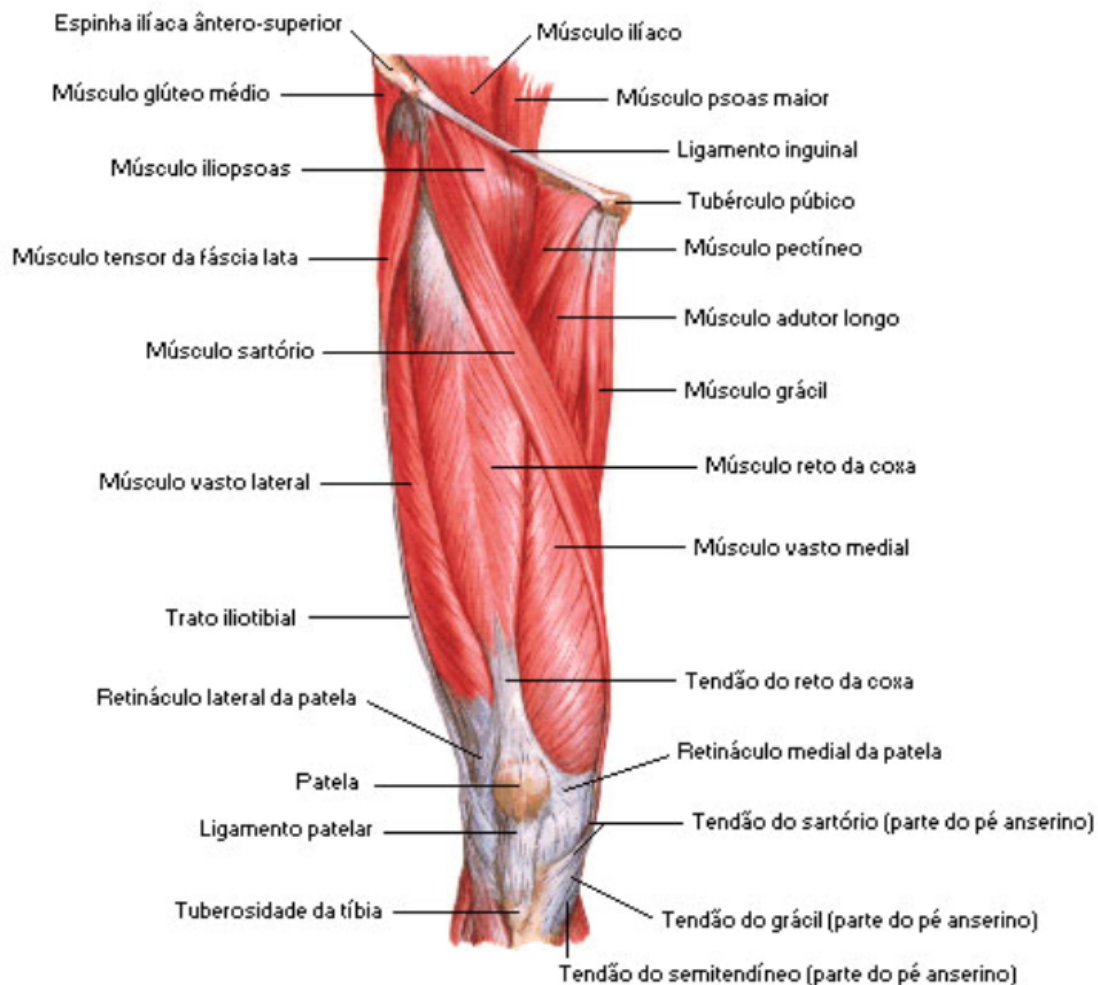


Figura 6: Vista superficial da musculatura localizada na região anterior da coxa: Os músculos extensores do joelho são formados pelo reto femoral, Vasto Medial e Vasto Intermédio (localizado num plano mais profundo, abaixo do músculo reto da coxa). Fonte: NETTER, 2000.

1.4 A influência da amputação no indivíduo

O controle postural e do movimento corporal é baseado na integração de diversas informações do sistema sensorial (KAVOUNOUDIAS, 2001). A perda de um membro e seus aferentes somatossensoriais, principalmente os aferentes proprioceptivos do tornozelo e região cutânea plantar dos pés, conhecidos pela sua importância no controle da posição ereta do ser humano, pode afetar a percepção corporal como um todo (LATANIOTI, 2013), exigindo, dessa forma, adaptações para restaurar a função sensoriomotora (KAVOUNOUDIAS, 2005).

O rompimento da informação proprioceptiva do membro inferior é seguido por uma reorganização do sistema nervoso central, em todos os níveis, desde a medula espinhal até os

hemisférios cerebrais, bem como das vias aferentes e eferentes que controlam e coordenam o movimento deste membro (LATANIOTI, 2013).

Como uma das formas de compensar a perda de um segmento corporal, o indivíduo amputado se torna mais dependente do sistema visual no início da reabilitação, porém tal dependência tende a diminuir gradualmente até alcançar níveis normais nos primeiros oito meses do programa de reabilitação fisioterápica (GEURTS et al., 1992).

Estudos anteriores já demonstraram alterações na sensibilidade do coto de amputação (EAKIN et al., 1992) e outros já avaliaram possíveis alterações no membro não amputado (LIAO; SKINNER, 1995).

Diante disso, existe a possibilidade da existência de adaptações somatossensoriais como, por exemplo, a melhoria da função sensorial no coto de amputação ou o aumento da função somatossensorial no membro não amputado, que seriam capazes de compensar a dependência desse indivíduo (KAVOUNOUDIAS, 2005).

Alterações na representação sensoriomotora também podem levar a uma reorganização estrutural cortical e neural do lado não amputado (SIMOES et al., 2012). Essas adaptações sensoriais no lado não amputado podem refletir a reorganização do SNC (KAVOUNOUDIAS, 2005). Além disso, já há evidências de uma reorganização do SNC em seres humanos amputados (FLOR et al., 1995; CHEN et al., 2002).

A integridade dos centros nervosos, do sistema vestibular, visual, proprioceptivo e muscular são fundamentais para a manutenção do equilíbrio (PRESUMIDO, 1995). Nos pacientes amputados, são observadas mudanças significativas no equilíbrio e marcha, com distribuição de peso assimétrica e aumento do risco de quedas que podem acarretar fraturas (VRIELING, 2009).

Além disso, a amputação também promove um quadro de hipotrofia muscular causada pelo desuso (RYSER, 1988). Estima-se que tal hipotrofia tenha origem na redução do tamanho da fibra muscular que pode ser em torno de 25% (RENSTROM, 1983). A principal consequência é o déficit de força, mais preponderante nos primeiros anos após a amputação (ISAKOV, 1996). Nos indivíduos amputados, a sarcopenia associada à redução da fibra muscular, comprovada pela diminuição da sua área de secção transversa, (RENSTROM et al. 1983b) pode levar à diminuição da geração de força (ISAKOV et al., 1996b), cujo déficit de força influencia negativamente, já que o gasto metabólico destes indivíduos está próximo da faixa fisiológica superior encontrada na população normal (PINZUR, 1996). Estima-se que o consumo de energia necessário para deambular é 22% maior nos indivíduos com coto de

amputação longo e 40% maior nos indivíduos com coto de amputação curto (GONZALEZ et al., 1974).

A reabilitação da força muscular dos membros inferiores é essencial para que o indivíduo amputado possa retornar às suas atividades de vida diárias (PEDRINELLI, 2002). Pacientes amputados no nível transtibial apresentam importante redução da atividade física com consequente hipotrofia muscular (THORSTENSSON, 1997) e aumento da incidência de doença coronariana (FLETCHER, 1996), sendo fundamental o retorno precoce às atividades de vida diária, como forma de evitar tal desfecho (SKINNER, et al. 1985).

Um dos fatores que pode contribuir para o sucesso da reabilitação do paciente amputado é a atividade física regular. O aumento da atividade física e a prática esportiva influenciam de forma positiva a condição física e o bem-estar psicossocial do amputado (BRAGARU, 2011).

Estudos anteriores demonstraram alterações na propriocepção, na força e na distribuição da carga entre os membros inferiores de indivíduos submetidos à amputação em diversos níveis e diferentes etiologias. No Brasil, ainda há poucos estudos sobre o referido tema. Sendo assim, a verificação dessas alterações em um grupo de etiologia e nível de amputação mais homogêneo se torna interessante para que, se necessário, o tratamento hoje implementado possa ser direcionado para corrigir deficiências ainda pouco conhecidas visando à melhoria da qualidade de vida e reinserção social e econômica desta população.

2 JUSTIFICATIVA E HIPÓTESE

Devido ao aumento dos acidentes automobilísticos e da violência urbana, a população de amputados no Brasil vem gradativamente crescendo e adquirindo um perfil constituído por indivíduos jovens e ativos do ponto de vista social e econômico.

O Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO) é o órgão de referência do Ministério da Saúde para as áreas de Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação, sendo responsável por receber pacientes amputados e encaminhados de diversas unidades do SUS para tratamento e acompanhamento. Deste modo, é de extrema importância que o instituto conheça melhor os aspectos biomecânicos destes pacientes amputados de forma a promover um melhor atendimento, já que a produção científica sobre o amputado no Brasil é escassa. A maioria dos estudos já publicados envolve apenas a avaliação proprioceptiva do ponto de vista fisiopatológico, de modo que sua aplicação na prática clínica fica reduzida.

Dessa forma, este estudo pretende ampliar mais o conhecimento do impacto da amputação transtibial sobre a força, a propriocepção e distribuição de carga dos pacientes acometidos visando, no futuro, melhorar os protocolos de reabilitação utilizados hoje permitindo uma melhora na qualidade de vida destes pacientes.

Nossa hipótese, como já descrita em estudos anteriores, é que existe deficiência proprioceptiva no membro amputado, diminuição da força muscular e um desequilíbrio na descarga de peso.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Investigar a distribuição de carga entre os membros inferiores, a propriocepção do joelho e a capacidade de produção de força muscular dos músculos extensores e flexores do joelho em indivíduos com prótese devido à amputação transtibial de origem traumática.

3.2 Objetivos Específicos

- Investigar o padrão de distribuição de carga entre os membros inferiores de pacientes amputados transtibiais no nível médio.
- Investigar a propriocepção do joelho no membro inferior amputado (AMP) em relação ao membro contralateral não amputado (NAMP) e o grupo controle (CTL).
- Investigar a força dos músculos extensores e flexores do joelho no membro AMP em comparação com o NAMP e o CTL.
- Avaliar a capacidade de produção de torque articular durante a extensão e flexão do joelho no membro AMP em comparação com o NAMP e o CTL.

4.1 TIPO DE ESTUDO E ASPECTOS ÉTICOS

Este projeto transversal, quantitativo, analítico, controlado e de centro único foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do INTO (CAAE: 01128818.0.0000.5273 – **ANEXO A**), conforme determinado pela Resolução 466, de 12/12/2012, do Conselho Nacional de Saúde. Anteriormente à realização de qualquer avaliação todos os participantes foram informados, no momento do recrutamento, dos objetivos do projeto através de um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE – **ANEXO B**), no qual estavam descrito, em detalhes, os procedimentos experimentais.

4.2 POPULAÇÃO DO ESTUDO

A população deste projeto foi composta de 32 participantes de ambos os sexos, com idade entre 18 e 50 anos subdivididos em um grupo com 16 pacientes amputados no nível transtibial e um grupo-controle de 16 indivíduos não amputados.

4.3 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

4.3.1 Critérios de inclusão

Para compor o grupo de pacientes amputados, foram incluídos, através de entrevista por contato telefônico, pacientes com amputação transtibial, de origem traumática, protetizados com seguimento mínimo de um ano a partir do momento em que passaram a utilizar a prótese. Todos os pacientes desse grupo constam no banco de dados do Programa de Reabilitação do Centro de Amputados (CAMPU) do INTO e comparecem anualmente para avaliação clínica e da necessidade de substituição da prótese.

Os participantes do grupo-controle (não amputados), por sua vez, foram recrutados de forma não probalística de conveniência, não aleatorizada com recrutamento não consecutivo a partir do quadro de funcionários do Setor de Reabilitação do INTO, pareados por idade, não amputados.

4.3.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo, após entrevista oral com o avaliador, pacientes com histórico de lesão e/ou cirurgia nos joelhos, com amputação bilateral, distúrbios neurológicos, distúrbios vasculares, distúrbios vestibulares e/ou visuais diagnosticados, com algum déficit cognitivo que impedisse a compreensão dos testes a serem executados e diabéticos.

Os mesmos critérios de exclusão adotados para o grupo dos não amputados.

4.4 ESPECIFICAÇÃO DA PRÓTESE

Todos os indivíduos amputados do CAMPU receberam um modelo padrão de prótese endoesquelética para amputação transtibial, composto de um encaixe laminado em resina acrílica de contato total com adaptador tipo garra e pirâmide, um adaptador tipo braçadeira de fixação ao tubo e encaixe, um adaptador tubular para sistema piramidal, um adaptador piramidal para pé de adaptação dinâmica ao solo, além do pé de adaptação dinâmica ao solo revestido com capa cosmética (*Ethnos[®] produtos ortopédicos Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil*) (**Figura 7**).

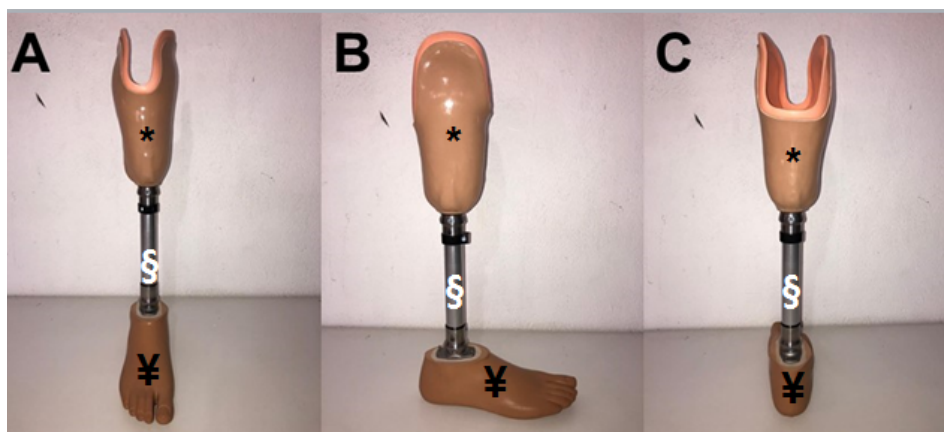


Figura 7: Modelo de prótese para amputados transtibiais fornecido aos pacientes do CAMPU. Visão anterior (A), de perfil (B) e posterior (C) de uma prótese endoesquelética para amputação transtibial. A prótese é composta por um encaixe do tipo KBM (Kondylen Bettung Munster) (*), com módulo em alumínio (§) e pé de adaptação dinâmica ao solo revestido com capa cosmética (¥). CAMPU: Centro de amputados. Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.5 PROTOCOLOS DE TESTES E INSTRUMENTAÇÃO

4.5.1 Estratégia experimental

Os indivíduos convidados a participar do estudo foram informados de todos os objetivos do projeto, além de todos os procedimentos experimentais. O desenho esquemático do fluxo de coleta de dados pode ser observado na **Figura 8**. Após a leitura e assinatura do TCLE, o voluntário foi orientado e solicitado a responder os questionários de Perfil de Atividade Humana (PAH) (**ANEXO C**) e a escala de Tegner (**ANEXO D**), para estratificação do nível de atividade física. Logo em seguida, o voluntário foi encaminhado para a avaliação da distribuição de carga em posição ortostática, propriocepção e força, sempre nesta ordem. Todas as avaliações foram realizadas no mesmo dia em que o paciente possuía agendamento de consulta médica regular no CAMPU. Todos os participantes realizaram as avaliações solicitadas, sem quaisquer intercorrências.



Figura 8: Fluxograma para realização das avaliações. Após avaliação e seleção dos pacientes, de acordo com os critérios de inclusão e de exclusão, os pacientes convidados a participar do estudo assinaram o TCLE e preencheram os questionários de avaliação. Em seguida, foram submetidos às avaliações de distribuição de carga, propriocepção e de força. PAH: perfil de atividade humana; TCLE: termo de consentimento livre e esclarecido. Fonte: o próprio autor.

4.5.2 Estratificação de nível de atividade física

O nível de atividade física foi avaliado por meio de dois questionários traduzidos e validados a partir da Língua Portuguesa, do PAH e da escala de Tegner. O PAH é um questionário autoadministrado, modificado em 1988 por Fix e Daughton, e que avalia o nível de atividade física em indivíduos com e sem deficiência, sendo caracterizado por 94 itens baseados no custo energético: os de menor numeração demandam menor gasto energético e os

de numeração mais alta, maior gasto energético. Para cada item existem três possibilidades de resposta: “*ainda faço*”, “*parei de fazer*” ou “*nunca fiz*”. A resposta “*nunca fiz*” não é considerada no escore de classificação do PAH.

A partir das respostas, são calculados o escore máximo de atividade (EMA) que é a numeração da atividade com a mais alta demanda de oxigênio que o indivíduo “ainda faz”, não sendo necessário cálculo matemático e o escore ajustado de atividade (EAA) que consiste em subtrair do EMA o número de itens que o indivíduo “parou de fazer”, anteriores ao último que ele “ainda faz”. O EAA fornece uma estimativa das atividades diárias fornecendo uma medida rápida e significativa da alteração dos níveis de energia, permitindo a comparação entre os níveis de atividade de populações saudáveis e com alguma disfunção (TEIXEIRA-SALMELA et al., 1999; SOUZA; MAGALHAES; TEIXEIRA-SALMELA, 2006; DAVIDSON; DE MORTON, 2007; POLESE et al., 2013). A escala de Tegner é frequentemente utilizada para avaliar o nível de trabalho, atividade física ou atividades relacionadas com esporte de indivíduos portadores de disfunção do joelho, sendo graduada de 0 a 10, e abrangendo desde atividade de vida diária até esportes competitivos (GORDON et al., 2010; SONNERY-COTTET et al., 2014; STEADMAN et al., 2014).

4.5.3 Avaliação da transferência de carga entre os membros inferiores

Foi utilizada uma plataforma de força (*Globus Ergo System, Treviso, Itália*), que quantifica, através da análise de dados, a carga imposta pelo peso corporal nos membros inferiores. O equipamento possui duas plataformas piezoelétricas rígidas, separadas e sincronizadas com dimensão de 24 x 40 cm, com 12 cm de altura e um conversor analógico-digital *TESYS* de 14 bits que possibilita leituras individuais para cada membro inferior. Para a avaliação, as plataformas ficaram em solo plano e rígido para evitar movimentos de vibração

que pudessem interferir na avaliação. O participante permaneceu em posição ortostática, com os pés afastados à distância do quadril sobre a plataforma e braços ao longo do segmento do corpo. Foi solicitado a este que permanecesse olhando para um ponto fixo à frente na altura dos olhos, à distância padronizada de dois metros. Foram realizadas três tentativas com duração de 60 segundos, separadas por 30 segundos de intervalo. Todos os dados foram coletados com frequência de amostragem de 1 kHz e arquivados para avaliação posterior, utilizando o *software JPlate versão 31.0.0* (Globus Evaluation Concept, Codogné, Treviso, Itália). Os participantes com amputação realizaram a avaliação com a prótese (**Figura 9**).

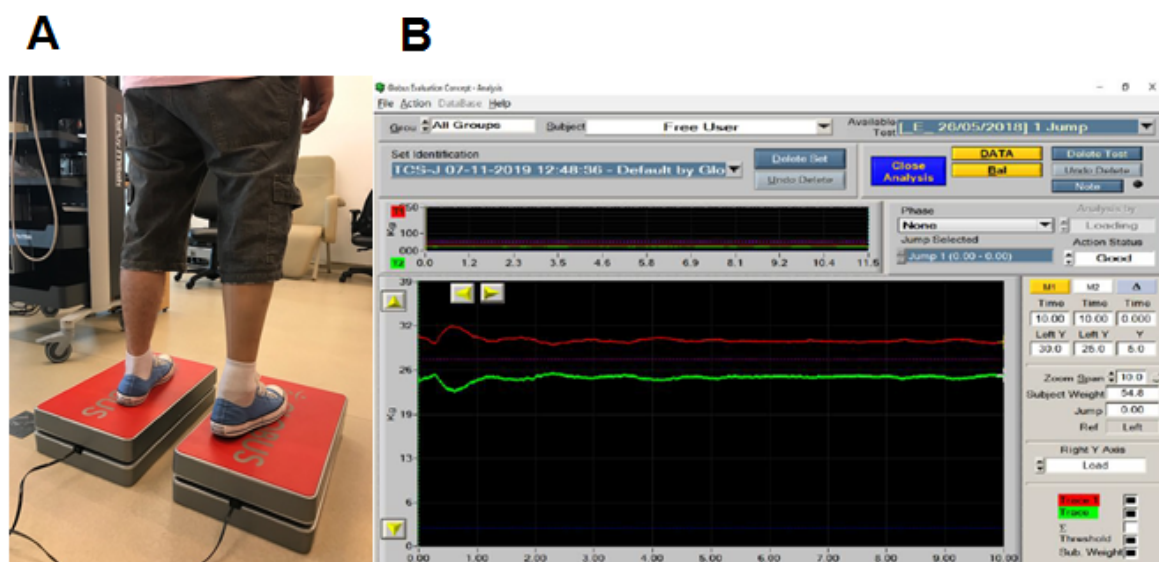


Figura 9: Imagem da avaliação de transferência de carga entre os membros inferiores. (A) Utilização da plataforma de força. (B) Imagem da tela do software *JPlate versão 31.0.0*, mostrando o registro da carga imposta nos membros inferiores. Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.5.4 Avaliação da propriocepção

Para a avaliação da propriocepção do joelho, foi utilizado o teste de senso de posição articular. Os procedimentos utilizados foram adaptados de um projeto anterior conduzido em nosso grupo (COSSICH et al., 2014). Os indivíduos foram posicionados sentados com o

quadril e joelhos flexionados em 90° e as costas em completo contato com um encosto. O teste consistiu

na vivência e reprodução de uma posição articular, utilizando movimentos voluntários (RIEMANN et al, 2002). Os comandos para a execução da tarefa foram fornecidos verbalmente pelo avaliador, e o sentido do movimento utilizado foi o de manter permanente "flexão para extensão". Foram utilizadas posições articulares aleatórias dentro do arco de movimento. O participante foi instruído a estender o joelho de maneira lenta e controlada até o comando verbal do avaliador através do termo "parou", permanecendo com o membro parado para vivenciar a posição. Após três segundos, o avaliador solicitava para "descer", realizando a flexão do joelho até que a perna ficasse completamente relaxada. Logo em seguida, o avaliador solicitava que o participante estendesse o joelho até a posição previamente vivenciada, tentando ser o mais preciso possível através do comando "mostre-me onde estava". Esse procedimento foi repetido quatro vezes para cada membro. Os membros foram avaliados aleatoriamente, e durante todo o procedimento os pacientes tiveram os olhos vendados.

Para permitir mensurações independentes do membro no espaço, evitando a influência de aparatos externos no sistema sensorial, foi utilizada uma abordagem de análise cinematográfica dos movimentos de extensão e flexão do joelho mediante os comandos do avaliador. A captura de vídeo foi realizada no plano sagital, utilizando a câmera de um *smartphone* (Motorola Moto X *play*, 21 Mpx, *Full HD*) posicionado e estabilizado em tripé. A posição do tripé foi mantida a uma distância de 1,5 m do sujeito, e a câmera posicionada à 1,1 m de distância do chão. Os vídeos foram salvos para análise posterior (**Figura 10A**). Para realizar a captura de movimento foram posicionados marcadores físicos (bolas de isopor de 2 cm de raio) no epicôndilo lateral do fêmur e no maléolo da fíbula. Especificamente para os

pacientes amputados, o último marcador foi posicionado na porção mais distal do coto de amputação (**Figura 10B**).

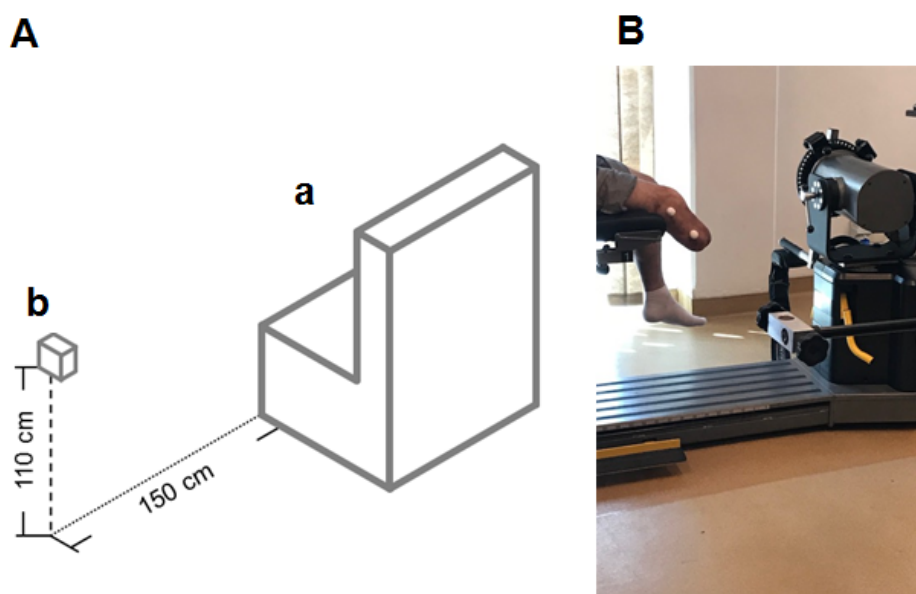


Figura 10: Avaliação do senso de posição articular do joelho. (A) Representação esquemática do posicionamento do assento (a) e da câmera (b) utilizados durante a dinamometria. (B) Fotografia apresentando a visão da câmera para a realização do registro da posição articular do membro inferior direito de um participante o grupo amputado. Foto: arquivo pessoal do autor.

A diferença entre os ângulos do joelho na posição referência e na posição executada foram usados para análise. Os ângulos foram mensurados no software *ImageJ* (*National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA*). O valor de erro individual para cada tentativa realizada foi determinado pela diferença entre a posição reproduzida e a posição vivenciada. O desempenho proprioceptivo foi determinado através dos valores de erro absoluto (EA), erro variável (EV) e erro constante (EC). Schmidt e Lee (2011) descreveram em detalhes os cálculos de cada variável. Num curto espaço de tempo, obteve-se o EA pela média aritmética dos erros individuais em módulo e determina a acurácia do indivíduo em reproduzir a posição

vivenciada; o EV é o desvio-padrão dos erros individuais e determina a consistência nas reproduções realizadas; e o EC foi obtido pelo cálculo da média aritmética dos erros individuais com os sinais e determina a tendência de reproduzir a posição e a força acima ou abaixo da meta (viés).

4.5.5 Avaliação da força muscular

A avaliação da força foi realizada, utilizando-se um dinamômetro manual *Nicholas MMt Hand Held Dynamometer (Model 001160 - Lafayette Instrument Company, IN, USA)*. Os participantes foram posicionados, conforme descrito anteriormente para a realização da avaliação do senso de posição articular. A força isométrica produzida durante a extensão e flexão do joelho foi assumida como a força produzida pelo quadríceps (QUA) e pelos isquiotibiais (ISQ), respectivamente. Para a avaliação durante a extensão do joelho, o dinamômetro foi posicionado na região anterior da tíbia na porção mais distal do coto ou na tuberosidade anterior da tíbia no membro amputado (**Figura 11A**) e na região mais distal possível no membro não amputado e no grupo-controle. Já para a avaliação da flexão do joelho, o dinamômetro foi posicionado na mesma altura, mas na face dorsal da perna do membro amputado e, no caso do membro não amputado e do grupo-controle, na porção mais distal (**Figura 11B**). A posição articular estipulada para mensuração foi de 90° (0° = completamente estendido). Foi utilizada uma faixa inextensível para auxiliar na manutenção da posição. Antes da realização dos testes, os voluntários foram submetidos à familiarização com equipamento, contando-se com ações isométricas submáximas. Após isso, foram realizadas três contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM). Apesar de ter sido registrado o valor máximo obtido para cada tentativa, utilizou-se, apenas, o maior valor. A duração de cada CVIM correspondeu a 5 segundos, entremeadas por 60 segundos de repouso.

A ordem de avaliação do grupamento, assim como do membro, foi aleatória. Conforme realizado no teste de propriocepção, a avaliação da força também foi registrada em vídeo, seguindo o mesmo padrão. O epicôndilo lateral foi considerado o centro de rotação do joelho, e para a distância linear entre este e o marcador mais distal, foi considerado o braço de força, utilizado para cálculo do torque (**Equação 1**).

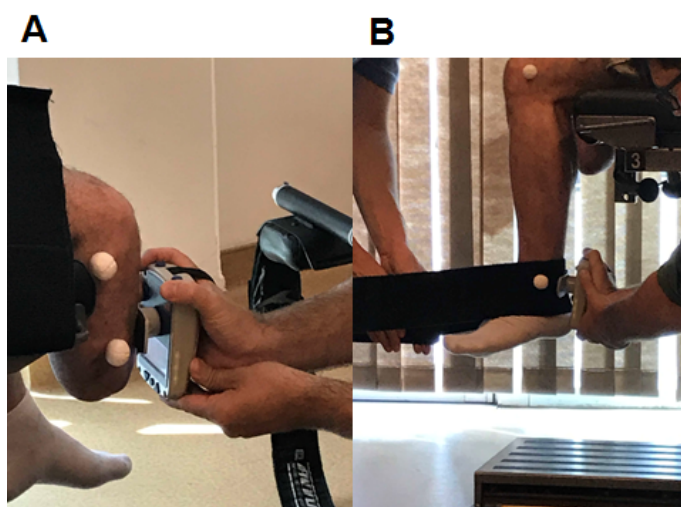


Figura 11: Avaliação de força dos músculos flexores do joelho. Medida do torque da musculatura extensora do membro amputado (A) e flexora (B) do joelho do membro inferior não amputado de um participante do grupo amputado, utilizando-se o dinamômetro manual. Foto: Arquivo pessoal do autor.

Equação 1 $Torque = \vec{F} \times d$

Onde, $\vec{F}$ é dada pela força unidimensional (dada em N) mensurada com o dinamômetro manual e d é a distância medida para o braço de alavanca de cada sujeito (dado em metros (m)).

4.5.6 Análise estatística

Os dados foram verificados quanto à distribuição, através do teste de Shapiro-Wilk, considerando-se todos como normais ($p > 0,05$). Todos os dados foram descritos como média $\pm$ desvio-padrão. Em se tratando de um estudo-piloto em população com características físicas

e biomecânicas consideravelmente específicas, absteve-se de realizar o cálculo amostral.

Primeiramente, foi realizada a comparação entre os membros dominante e não dominante do grupo-controle através de um teste t para medidas independentes. Considerando-se que o conceito de membro “*dominante*” parte, popularmente, da preferência de um indivíduo pela escolha de um membro para realizar atividades que demandam força, equilíbrio, coordenação e propriocepção, ficando a cargo do membro não dominante a estabilização necessária para o indivíduo desempenhar com sucesso tal atividade (GABBARD *et al.*, 1996).

Uma vez que observou-se que não houve diferenças significativas entre os membros, apenas o membro dominante foi utilizado para as análises subsequentes. Para comparar os membros do grupo de amputados (AMP) e não amputado (NAMP) com o membro-controle foram realizadas separadas ANOVA de um fator para as diferentes variáveis dependentes. O teste de *post hoc* de Bonferroni foi utilizado quando necessário para verificação de diferenças entre pares. Foram obtidos os tamanhos do eta quadrado parcial (η_p^2) (COHEN, 1988) e classificados como: $\leq 0,2$ efeito trivial; 0,2-0,5 efeito pequeno; 0,51-0,8 efeito moderado e $> 0,8$, efeito grande. Sendo o eta ao quadrado parcial uma medida do tamanho de efeito, ela indica a magnitude da diferença. Todos os cálculos estatísticos foram realizados com o software SPSS (IBM SPSS Inc., versão 19, Chicago, IL, EUA). O valor padrão estabelecido para a significância foi de $p \leq 0,05$.

5.1 Características da amostra

Foram pré-selecionados, conforme fluxograma apresentado na **Figura 12**, 88 sujeitos com amputação no nível transtibial. Após contato telefônico inicial, realizado entre os meses de abril de 2019 e junho de 2019, identificou-se que 36 sujeitos haviam sofrido amputação do membro inferior decorrente de etiologia não traumática, 18 sujeitos apresentavam dados desatualizados no prontuário da instituição e 16 sujeitos estavam acima da faixa etária estipulada neste estudo para critério de inclusão. Todos haviam passado pelo processo de protetização há mais de um ano. Dos 18 sujeitos restantes, dois se recusaram a participar do estudo, relatando dificuldades para comparecer devido às questões de ordem trabalhista ou dificuldades relacionadas à moradia fora do município ou do estado, onde está localizada a instituição. Desse modo, o grupo de amputados foi composto de 16 de participantes (**Figura 12**).

O grupo-controle foi formado por funcionários do INTO, convidados pelo pesquisador, que preencheram os critérios de inclusão do presente estudo e que foram pareados de acordo com a idade em relação aos pacientes do grupo de amputados. Assim, o grupo- controle também foi composto de 16 participantes. Participaram da amostra, portanto, um total de 32 participantes, igualmente divididos entre o grupo de amputados e o grupo-controle. Dentre os sujeitos do grupo de amputados, oito possuíam o membro dominante amputado.

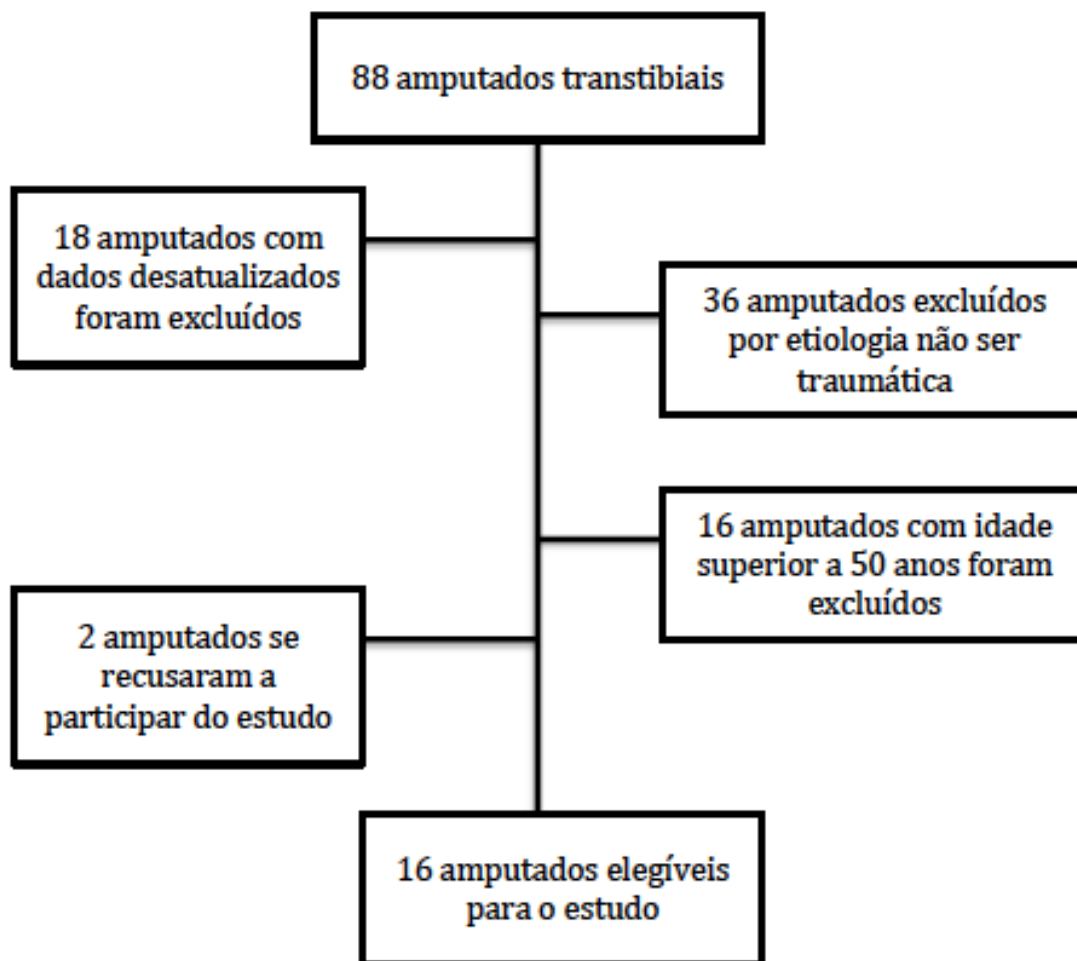


Figura 12: Fluxograma de triagem dos participantes do grupo de pacientes amputados. Foram identificados, no banco de dados do CAMPU, 88 pacientes com amputação transtibial. Após contato telefônico inicial, foram identificados 16 participantes elegíveis para compor o grupo de amputados.

Os dados demográficos dos participantes dos dois grupos que compõem a amostra estão descritos na **Tabela 2**. Não foram verificadas quaisquer diferenças entre os grupos ($p>0,05$).

Tabela 2. Dados demográficos dos integrantes da amostra

Variável	Amputados (n = 16)	Controle (n=16)	p-valor
Idade (anos)			
Média (DP)	39,4 (4,8)	38,4 (4,3)	0,55
Mínimo	31	31	
Máximo	48	47	
Sexo, Número (%)			
Homens	11 (69,0)	9 (56,0)	NA
Mulheres	5 (31,0)	7 (44,0)	
Peso (kg)			
Média (DP)	81,3 (22,2)	72,1 (14,0)	0,17
Mínimo	48	52	
Máximo	125	98	
Estatura (m)			
Média (DP)	1,70 (0,10)	1,70 (0,10)	0,24
Mínimo	1,53	1,56	
Máximo	1,82	1,81	
IMC (kg/m²)			
Média (DP)	27,3 (6,0)	25,5 (3,6)	0,31
Mínimo	20,4	19,6	
Máximo	38,6	33,5	
Amputação, Número (%)			
Direito	10 (62,5)	NA	NA
Esquerdo	6 (37,5)	NA	
Dominância, Número (%)			
Direito	14 (87,5)	16 (100)	
Esquerdo	2 (12,5)	0 (0)	
PAH, Número (%)			
Debitado	10 (62,5)	0 (0)	NA
Moderadamente ativo	1 (6,2)	2 (12,5)	
Ativo	5 (31,3)	14 (87,5)	
Tegner (pontos)			
Média (DP)	3,6 (1,9)	4,8 (2,0)	0,12
Mínimo	1	3	
Máximo	7	9	

Legenda: n: número de indivíduos; m: metros; DP: desvio-padrão; IMC: índice de massa corporal; kg/m² quilograma por metro quadrado; PAH: perfil de atividade humana; NA: não aplicável.

5.2 Comparação entre os membros inferiores do grupo-controle

Não foram encontradas diferenças significativas quando comparado o membro dominante (DOM) com o não dominante (NDOM) no grupo-controle nas medidas de θ , força e torque mensurados para EXT e FLEX (**Tabela 3**). Da mesma forma a distribuição de peso entre os membros, assim como os EA, EV e EC (**Tabela 3**), o que permite utilizar tanto o membro dominante como o não dominante do grupo-controle na análise comparativa com o grupo de amputados.

Tabela 3. Avaliação dos membros dominante e não dominante dos participantes do grupo-controle.

Variáveis	DOM	NDOM	<i>p</i> -valor
Braço de alavanca (m)	0,38 ± 0,04	0,37 ± 0,03	0,64
θ EXT (°)	109,5 ± 5,0	113,6 ± 5,3	0,33
θ FLEX (°)	99,6 ± 8,7	102,5 ± 8,2	0,34
Força QUA (N)	293,2 ± 65,4	316,8 ± 68,9	0,33
Força ISQ (N)	143,4 ± 37,3	146,7 ± 24,0	0,77
PT EXT (Nm)	112,3 ± 26,5	120,0 ± 29,4	0,44
PT FLEX (Nm)	55,1 ± 16,3	55,3 ± 9,5	0,98
Distribuição de peso (kg)	37,4 ± 6,8	37,7 ± 7,1	0,88
EA (°)	2,0 ± 0,9	2,6 ± 1,1	0,98
EV (°)	1,4 ± 0,4	1,8 ± 0,8	0,92
EC (°)	-1,1 ± 1,7	-1,9 ± 1,8	0,22

Legenda: DOM: dominante; NDOM: não dominante; QUA: quadríceps; ISQ: isquiotibiais; m: metros; EXT: extensores; FLEX: flexores; °: graus; N: Newtons; NM: Newton-metro; kg: quilograma; θ : posição articular usada para mensuração da força isométrica; EA: erro absoluto; EV: erro variável; EC: erro constante.

5.3 Distribuição de peso corporal entre os membros

A partir da análise realizada na plataforma de carga, os resultados obtidos demonstraram que o membro AMP apresentou um menor valor percentual de distribuição de peso corporal quando comparado com o NAMP e o CTL (**Tabela 4**).

Tabela 4. Avaliação de distribuição de carga nos membros amputados, não-amputados e controle.

Variáveis	AMP	NAMP	CTL	p-valor	η_p^2
Distribuição de peso (%)	45,2 ± 8,3*	54,8 ± 8,3	49,7 ± 2,3	0,001	0,25

Legenda: AMP: membro amputado; NAMP: membro não amputado contralateral; CTL: membro controle; % por cento; η_p^2 : eta quadrado parcial *Diferente significativamente do não amputado ($p < 0,001$).

5.4 Propriocepção

Os resultados obtidos através do teste do senso de posição articular do joelho não demonstraram quaisquer alterações na propriocepção em nenhuma das variáveis estudadas, comparando-se os três grupos (**Tabela 5**).

Tabela 5. Avaliação da propriocepção nos membros amputados, não-amputado e controle.

Variáveis	AMP	NAMP	CTL	p-valor	η_p^2
EA	2,2 ± 1,6	2,55 ± 0,9	2,0 ± 0,9	0,39	0,04
EV	1,9 ± 1,6	2,14 ± 0,9	1,4 ± 0,4	0,13	0,08
EC	-0,7 ± 2,0	0,02 ± 2,3	-1,1 ± 1,7	0,26	0,06

Legenda: AMP: membro amputado; NAMP: membro não amputado contralateral; CTL: membro controle; EA: erro absoluto; EV: erro variável; EC: erro constante, η_p^2 : eta ao quadrado parcial.

5.5 Força muscular e torque articular

Foi observado, a partir da análise da força isométrica realizada pelo dinamômetro manual, que os ISQ apresentaram maior valor, quando comparado aos grupos NAMP e CTL, porém tal resultado não se repetiu ao analisar a força do QUA que se mostrou inferior quando comparado aos grupos anteriormente citados .

Ambos os valores de torque para EXT e FLEX do joelho demonstraram ser significativamente menores no membro AMP em relação ao membro NAMP e o CTL. Não foram observadas diferenças significativas, quando comparado o membro NAMP com o CTL em nenhuma das verificações ($p>0,05$). Todos os valores obtidos para os membros amputado, não amputado e controle estão listados na **Tabela 6**.

Tabela 6. Avaliação da força nos membros amputados, não amputado e controle.

Variáveis	AMP	NAMP	CTL	p-valor	η_p^2
Força QUA (N)	275,1 ± 116,1	317,5 ± 107,1	293,2 ± 65,4	0,48	0,03
Força ISQ (N)	202,2 ± 85,3 [#]	163,7 ± 49,7	143,4 ± 37,3	0,02	0,15
PT EXT (Nm)	31,6 ± 13,3*	119,4 ± 56,2	112,3 ± 26,5	< 0,001	0,56
PT FLEX(Nm)	23,5 ± 10,7*	61,5 ± 26,1	55,1 ± 16,3	< 0,001	0,46

Legenda: AMP: membro amputado; NAMP: membro não amputado contralateral; CTL: membro controle; DOM: dominante; NDOM: não dominante; QUA: quadríceps; ISQ: isquiotibiais; m: metros; EXT: extensores; FLEX: flexores; °: graus; N: Newtons; NM: Newton-metro; kg: quilograma; η_p^2 : eta quadrado parcial *Diferente significativamente dos demais membros; #diferente significativamente do membro-controle.

A mudança do perfil de pacientes acometidos por amputações, por se enquadrarem em uma faixa etária da população economicamente ativa e, portanto, com considerável impacto social, permitiu uma reavaliação sobre o conceito de amputação, na qual cirurgias ortopédicas e vasculares se dedicam às amputações, visando propiciar adequada capacidade de sustentação e mobilidade ao coto amputado. O cirurgião deve ter em mente que, ao amputar um segmento corporal do paciente, irá criar um novo órgão de contato com o meio exterior, e deverá planejar a estratégia cirúrgica, antevendo um determinado processo de reabilitação. A amputação deve ser vista como um estágio do tratamento, ou seja, o início de uma nova fase, com o objetivo de tratar uma doença ou deformidade que pode incapacitar ou, até mesmo, promover a morte do paciente (CARVALHO, 2003).

6.1 Distribuição de peso entre os membros inferiores

Ao avaliar a distribuição de peso entre os membros inferiores dos indivíduos amputados, identificamos, conforme hipótese proposta, que o membro amputado recebia menos peso corporal quando comparado ao membro não amputado e ao grupo controle. Tais dados corroboram os resultados encontrados em outro estudo que constatou, em amputados transtibiais, através da biofotogrametria computadorizada, significativa inclinação para o lado esquerdo sendo que 88% da amostra foi composta por indivíduos com amputação à direita (BARAÚNA et al., 2006). Da mesma forma, Geurts e Mulder (1992) afirmam que os pacientes com amputação, quando adotam posição ortostática, tendem a desequilibrar para o lado de maior massa, ou seja, o lado não amputado.

Nolan e Lees (2000) investigaram as exigências sobre as articulações no membro não amputado de oito pacientes com amputação (transtibiais e transfemorais), em comparação com o grupo-controle formado por indivíduos não amputados. Foi realizada análise de dados cinemáticos coletados a partir da marcha realizada ao longo de uma pista, sendo constatada compensação, através do aumento dos movimentos articulares e produção de energia do membro não afetado, em relação ao controle.

Rodrigues et al. (2011), ao analisarem a influência do alinhamento do pé protético no plano sagital sobre o componente vertical da força de reação do solo, durante a marcha de três indivíduos, com amputação transtibial sobre a plataforma de carga, constataram que a amputação altera o padrão de movimento do indivíduo, o que pode resultar em menor sobrecarga do membro protetizado. Mayer et al. (2010) analisaram estratégias de adaptação no equilíbrio de pacientes amputados transtibiais subdivididos entre experientes e inexperientes no uso de prótese, sendo todos de etiologia aterosclerótica e, portanto, não traumática. Os autores verificaram que, amputados experientes com a prótese, apresentaram melhores resultados em todas as variáveis de estabilidade postural em relação a ficar de pé sobre a perna não afetada, em comparação a ficar de pé sobre ambas as pernas.

Além disso, houve maior desigualdade na distribuição de peso nos amputados recentes, comparado aos amputados experientes com a prótese. Novak et al. (2010) avaliaram a distribuição plantar e o equilíbrio postural ortostático em 14 amputados transtibiais em uso de plataforma de carga, evidenciando-se uma velocidade de oscilação corporal maior no grupo de amputados, o que caracteriza uma instabilidade postural. Observam-se, em todos os trabalhos acima mencionados, diferenças em relação ao presente estudo, como tamanho de amostra inferior, níveis de amputações diferente, etiologias diferentes, os quais podem influenciar diretamente o sistema proprioceptivo. Além disso, alguns estudos apresentavam pacientes com idade superior a 60 anos, o que também pode, por sua vez, intervir nos

achados. Portanto, diante da heterogeneidade da amostra, torna-se necessário fazer uma interpretação mais cuidadosa dos mesmos.

6.2 Propriocepção

Com base na hipótese de que a amputação do segmento de um membro acarretaria a consequente perda de seus aferentes somatossensoriais, ocasionando possíveis alterações proprioceptivas, um dos objetivos deste estudo foi avaliar a presença ou não de alterações na propriocepção do membro amputado.

Os resultados obtidos através das variáveis deste estudo não demonstraram alguma alteração na propriocepção, com um efeito de magnitude considerado trivial segundo cálculo do η^2_p . Contudo, diversos estudos demonstraram resultados conflitantes quanto à existência de déficit proprioceptivo.

Estudos anteriores demonstraram alterações da propriocepção nos indivíduos avaliados evidenciando diminuição do limiar proprioceptivo (EAKIN et al., 1992; LIAO; SKINNER, 1995; KAVOUNOUDIAS et al., 2005).

Kavounoudias et al. (2005), com o objetivo de determinar se a existência de alterações somatossensoriais na perna não amputada poderiam estar relacionadas às alterações presentes na perna amputada, e se estas refletiriam em uma reorganização do SNC, avaliaram possíveis alterações na propriocepção do joelho e tornozelo no membro não amputado. Para isso, utilizaram como métodos de avaliação a detecção de limiar de movimento passivo e o teste de sensibilidade toque-pressão. Como resultado, identificaram déficit proprioceptivo no membro não amputado em comparação com um grupo controle, porém, quando comparado membro amputado *versus* membro não amputado, não foram identificadas diferenças, concluindo que

alterações na perna não amputada sugerem a presença de adaptações sensoriais após a amputação.

Liao e Skinner (1995) e Eakin et al. (1992) avaliaram alterações proprioceptivas em pacientes amputados nos membros inferiores, de diversas etiologias e em níveis diferentes. Os pacientes foram avaliados nas posições sentada e/ou em pé e com velocidade controlada do movimento, entre 0,4°/s até 0,7°/s utilizando, assim como Kavounoudias et al. (2005), a detecção de limiar de movimento passivo. Contudo, encontraram um limiar de detecção passiva do movimento maior no membro amputado quando comparado com o membro não amputado, sendo assim, um resultado divergente ao encontrado por Kavounoudias et al. (2005) que não identificou diferenças significativas entre o membro amputado e o não amputado. Assim como feito no presente estudo, Liao e Skinner (1995) e Kavounoudias et al. (2005) compararam o membro não amputado com um grupo-controle e ambos encontraram o limiar de detecção passiva do movimento mais elevado no membro não amputado comparado a um grupo-controle.

Diferente dos estudos de Liao e Skinner (1995) e Kavounoudias et al. (2005), nosso estudo buscou, através de critérios de inclusão e exclusão bem específicos, tornar a amostra de indivíduos menos heterogênea quanto à etiologia da amputação e pareada por idade de modo a evitar a influência destes fatores no resultado final. Além disso, no caso de Liao e Skinner (1995), seu estudo foi realizado com uma amostra bastante heterogênea, com média de idade mais elevada (61 anos).

Eakin et al. (1992) avaliaram amputados transfemorais de etiologias diferentes (traumáticas e oncológicas) através do limiar de detecção passiva do movimento com os indivíduos em posição ortostática na velocidade de 0,5°/s através do dinamômetro isocinético utilizando o lado não amputado como grupo-controle e identificou o limiar mais alto no lado amputado.

Latanioti et al. (2013) avaliaram o senso de posição articular em ângulo pré-determinado de 15° no indivíduo amputado transfemoral, usuário de prótese há mais de um ano através de um goniômetro tradicional, utilizando o membro não amputado como controle e, assim como no presente estudo, não encontrou alterações significativas mesmo com um processo metodológico diferente. Escorcía (2015) avaliou a propriocepção de múltiplas articulações, como o tornozelo, joelho e quadril, medindo o movimento de detecção assistida pelo limiar articular com o indivíduo em pé, sem contato manual, utilizando um aparelho proprioceptivo personalizado, sendo necessária a manutenção do equilíbrio corporal e sem identificar alterações entre os grupos.

Liao e Skinner (1995), Eakin et al. (1992), Kavounoudias et al. (2005) e Escorcía (2015) utilizaram o dinamômetro isocinético, que permite controlar a velocidade do movimento em suas avaliações. É válido lembrar que a detecção de limiar do movimento aumenta conforme a diminuição da velocidade do movimento (SIMONEAU, 1996), podendo influenciar o resultado final da avaliação e tal influência não ocorreu em nosso estudo devido a metodologia aplicada em que o paciente realizou o movimento articular de maneira lenta e gradual, sem o controle pré-determinado da velocidade.

O resultado obtido no presente estudo permite cogitar a hipótese da reorganização do córtex cerebral para compensar o déficit sensitivo e motor provocado pela amputação traumática do membro associado às técnicas de reabilitação fisioterápica que promovem estímulo proprioceptivo e o próprio uso da prótese como fatores de estímulo adicionais.

Todos os pacientes do grupo de amputados possuíam mais de um ano de amputação, de modo que tanto a reorganização do córtex cerebral quanto a utilização da prótese poderiam justificar a ausência de diferenças significativas entre os grupos quanto à propriocepção.

6.3 Força Muscular

Com o objetivo de avaliar alterações na capacidade de produção de força pelos músculos extensores e flexores do joelho, sob a hipótese de que os mesmos, devido ao desuso, apresentariam um quadro de hipotrofia, com consequente diminuição da força, observaram-se resultados interessantes ao constatar maior força da musculatura isquiotibial nos indivíduos amputados em comparação com o grupo-controle. com efeito de magnitude trivial segundo o cálculo do η^2_p , porém, a força da musculatura quadríceps foi menor no membro amputado em comparação com o membro não amputado e com o grupo-controle.

O fato de a força dos músculos isquiotibiais ser maior quando comparado ao grupo-controle permite aventar a possibilidade de que tal resultado tenha sido influenciado pela mudança da marcha provocada pelo uso da prótese ou pela prática esportiva com a utilização da mesma.

Identificaram-se vários estudos que compararam os níveis de força muscular entre a extremidade amputada e a não amputada para avaliar o nível de comprometimento da força. Esses estudos avaliaram amputados de etiologias traumáticas e não traumáticas (RENSTROM et al., 1983b; ISAKOV et al., 1996a; ISAKOV et al., 1996b; PEDRINELLI et al., 2002). Dois estudos avaliaram apenas amputados traumáticos (MOIRENFELD et al., 2000; ESCORCIA et al., 2015). Todos os estudos supracitados utilizaram o dinamômetro isocinético como método de avaliação, porém, cada estudo utilizou velocidades isocinéticas diferentes. Além disso, é válido lembrar que a avaliação de força no dinamômetro isocinético com o indivíduo utilizando a prótese pode apresentar uma alavanca provocada pelo corpo rígido da prótese, além da alavanca fisiológica provocada pela articulação, podendo influenciar o resultado final da mesma. Pedrinelli (2002) comparou a força muscular de 25 pacientes amputados transtibiais, de diversas etiologias, com idades variando entre 12 e 59 anos, em um grupo-

controle através de um dinamômetro isocinético a 60°/s e 180°/s utilizando a prótese durante a avaliação. O estudo identificou momento de flexão, parâmetros de trabalho e força menores no membro amputado do que no membro não amputado, sendo também menores quando comparado com o grupo-controle. Além disso, o pico de torque no momento de flexão era menor nos músculos flexores quando comparado com os extensores, diferindo assim, do nosso estudo e de outros que evidenciaram maior redução na força muscular isométrica (RENSTROM et al., 1983b) e isocinética dos extensores do joelho (MOIRENFELD et al., 2000) quando comparados com os músculos isquiotibiais. Tal achado provavelmente se deve ao fato de que a configuração utilizada no dinamômetro (4 repetições a 60°/s e 20 repetições a 180°/s) tenha buscado analisar força e resistência através da contração concêntrica, enquanto que no presente estudo tenha sido feita a análise da contração isométrica, além de sua amostra ter sido composta por amputados de diversas etiologias (traumática e vascular). No presente estudo, optou-se por incluir apenas pacientes com amputação de origem traumática, uma vez que a má circulação poderia contribuir para danificar a nutrição dos nervos periféricos, o que influenciaria algumas análises.

Isakov et al. (1996a; 1996b) analisaram a força dos músculos flexores e extensores do joelho em indivíduos amputados de etiologia traumática e não traumática, usando medida da força isocinética excêntrica e da força isométrica no dinamômetro isocinético a 60°/s e, apesar do relato de diferenças significativas entre o lado amputado e o não amputado, não observaram alguma diferença entre os músculos flexores e extensores do joelho. Moinrenfeld et al. (2000) analisaram o pico de torque e a resistência isocinética dos músculos flexores e extensores do joelho de 11 indivíduos amputados transtibiais de etiologia traumática, utilizando o dinamômetro isocinético a 120°/s comparando com o membro não amputado, e identificaram menor pico de torque e resistência no membro amputado. Escorcia (2015) avaliou a força no membro não amputado de sete amputados transtibiais de etiologia

traumática não identificando quaisquer diferenças em relação ao grupo-controle, considerando que tal resultado seja possível devido ao efeito de treinamento ou, pelo fato de o indivíduo amputado ser capaz de suportar maior peso no membro não amputado (DUCLOS et al., 2009; DUCLOS et al., 2007; ISAKOV et al., 1992).

Diante de todos os fatores expostos, o presente estudo se constitui de grande relevância por utilizar o dinamômetro manual, um método que não foi utilizado em nenhum estudo supracitado, apesar de ser confiável e validado para análise da força isométrica da musculatura dos membros inferiores (MENTIPLAY et al., 2015).

É válido lembrar ainda que a análise da força pelo dinamômetro manual é capaz de inibir a possibilidade da criação de um braço de alavanca entre a prótese e o coto de amputação já que o paciente não é avaliado utilizando a prótese, fato este que pode ocorrer quando se utiliza o dinamômetro isocinético como método de avaliação.

6.4 Considerações

Nosso estudo teve como vantagens ser um estudo piloto, no qual foram realizadas análises de força, propriocepção e de distribuição de carga em um mesmo conjunto de pacientes com o mesmo nível e etiologia de amputação em comparação com um grupo não amputado pareado por idade. Além disso, foram realizadas comparações entre o membro amputado e o não amputado. Todos possuíam mais de um ano de uso do mesmo tipo de prótese e foram acompanhados no mesmo centro de reabilitação, o que retira a influência do tratamento recebido sobre o resultado.

Como desvantagens, tem-se o número limitado de participantes apesar de o mesmo ser maior que a maioria dos estudos sobre amputados, aliado ao fato de os pacientes possuírem tempos diferentes de amputação e terem realizado o procedimento em diferentes instituições,

o que pode ter influenciado a escolha da técnica operatória. Infelizmente, não foi possível utilizar o dinamômetro isocinético para avaliação da força devido à incompatibilidade anatômica entre o equipamento e o coto de amputação.

Utilizou-se a plataforma de carga para avaliar a distribuição de peso entre os membros do indivíduo amputado. Trata-se de uma metodologia pouco vista em estudos anteriores e que forneceu dados interessantes para o presente estudo. Embora o equipamento utilizado não possuísse a posturografia dinâmica computadorizada acoplada ao seu sistema, o que inviabilizou a avaliação quantitativa do componente vestibulo-espinhal do equilíbrio postural através da estabilometria que, por sua vez, permitiria uma análise mais ampla sobre o equilíbrio do amputado. O uso da plataforma de carga na reabilitação do paciente amputado seria de grande valia para melhor compreensão dos distúrbios do equilíbrio e da marcha destes indivíduos. Torna-se interessante, também, desenvolver estudos com enfoque na análise da marcha do paciente amputado, para melhor compreensão do desequilíbrio muscular entre musculatura FLX e EXT.

Além disso, verifica-se a relevância da inserção dos pacientes amputados em programas de atividade física a fim de que possam melhorar sua capacidade de desempenho nas atividades da vida diária.

Considerando os resultados obtidos nesse estudo, verifica-se que os participantes amputados depositaram menos carga no membro amputado quando comparado com os demais grupos (NAMP e CTL).

Não foi observado quaisquer diferenças entre os grupos (AMP, NAMP e CTL) quando avaliado o senso de posição articular, o que denota a inexistência de impacto da amputação sobre a propriocepção no membro amputado

Identificou-se que o membro amputado apresenta maior força da musculatura isquiotibial em relação ao membro não amputado e ao grupo-controle. Entretanto, possui menor pico de torque de extensão e flexão quando comparado com os demais grupos (NAMP e CTL).

Diante dos resultados expostos, a realização de outros estudos sobre a marcha do amputado poderia trazer maiores informações sobre a influência do uso da prótese na biomecânica deste indivíduo. A atualização do protocolo de reabilitação do indivíduo amputado, com base nos dados coletados, pode favorecer a melhor adaptação ao uso da prótese.

ACSM. American College of Sports Medicine. **Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição**. 6. ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 2003.

BAMPARA, G., INABA, K., TEIXEIRA, P. G., DUBOSE, J. J., CRISCICUOLI, M., TALVING, P., DEMETRIADES, D. Epidemiology of post-traumatic limb amputation: a National Trauma Databank analysis. **Am Surg**. v.76 n.11, p. 1214-1222 (2010).

BARAÚNA, M., DUARTE, F., SANCHEZ H., Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 10 n.1 p.83-90. 2006.

BOCOLINI, F. **Reabilitação - Amputados, Amputações e Próteses**. 2ª edição, São Paulo: Robe, 2000.

BRAGARU, M., DECKKER, R., J. H. B. G. and P. U. D. **Amputees and Sports A Systematic Review**. Sports Med, v. 41, n. 9, p. 721–740, 2011.

CHEN R.; COHEN LG.; HALLETT M.; Nervous system reorganization following injury. **Neuroscience**. V.111 P.761-73. 2002.

CARVALHO, J. A. **Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação**. [s.l.] Manole, 2003.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. Lawrence Erlbaum Associates, 1988.

COHEN, H. **Neurociencia para fisioterapeutas: incluindo correlações clinicas**. [s.l.] Manole, 2001.

COSSICH, V.; MALLRICH F.; TITONELLI, V.; DE SOUSA E.B.; VELASQUES B.; Déficit proprioceptivo em indivíduos com ruptura unilateral do ligamento cruzado anterior após a avaliação ativa do senso de posição articular. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v.823 p.1-6. 2014.

DAVIDSON, M.; DE MORTON, N. A systematic review of the Human Activity Profile. **Clinical Rehabilitation**. v. 21, n. 2, p. 151–162, 2007.

DE LUCCIA, N.; SIMÃO, E.; SILVA, D. **Aspectos Técnicos das Amputações dos Membros Inferiores**. 2003. Disponível em: <<http://www.lava.med.br/livro>>.

DEBASTIANI, J. C. Avaliação do equilíbrio e funcionalidade em indivíduos com amputação de membro inferior protetizados e reabilitados. **Monografias do curso de fisioterapia da Unioeste**, v. 1, 2005.

DUCLOS, C., ROLL, R., KAVOUNOUDIAS, A., MONGEAU, J. P., ROLL, J. P., & FORGET, R. Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a

lower leg amputation. **J Electromyogr Kinesiol.** v.19 N.4, p. 214-222. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.04.007 . 2009.

DUCLOS, C., ROLL, R., KAVOUNOUDIAS, A., ROLL, J. P., & FORGET, R. Vibration-induced post-effects: a means to improve postural asymmetry in lower leg amputees? **Gait Posture.** v.26 p.4, 595-602. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.005 2007.

EAKIN, C. L., QUESADA, P. M., & SKINNER, H. Lower-limb proprioception in above-knee amputees. **Clin Orthop Relat Res.** n. 284, 239-246. 1992.

ESCORCIA G. **Transtibial amputation as a model to evaluate the role of cutaneous sensation, proprioception and muscular strenght on balance performance**, 2015.

FLETCHER G.F., BALADY G., BLAIR S.N., BLUMENTHAL I., CASPERSEN C., CHAITMAN B., EPSTEIN S., FROELICHER E.S.S., FROELICHER V.F., PINA I.L., POLLOCK M.L. Statement on exercise: benefits and recommendations for physical activity programs for all Americans. **Circulation.** v. 94, p. 857-862. 1996.

FLOR H.; ELBERT T.; KNECHT, S.; et al. Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation. **Nature.** v. 375: p. 482-4. 1995.

FREEMAN, M. A.; WYKE, B. Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. **The British Journal of Surgery.** v. 54, n. 12, p. 990-1001, 1967.

GABBARD C., GENTRY V.; Foot-preference behavior: A developmental perspective. **The Journal of General Psychology.** v.122 n.1 p. 37-45, 1996.

GEURTS, A.C., MULDER, T.W., Reorganisation of postural control following lower limb amputation: theoretical considerations and implications for rehabilitation. **Phys Theory Pratt.** v. 8 p. 145-57. 1992.

GONZALEZ E.; CORCORAN P.; REYES R.; Energy expenditure in below knee amputations: correlation with stump length. **Arch Phys Med Rehabil.** v.55, p.111-119., 1974.

GOPALAKRISHNAN, R.; GENC, K. O.; RICE, A. J.; LEE, S. M. C.; EVANS, H. J.; MAENDER, C. C.; ILASLAN, H.; CAVANAGH, P. R. Muscle Volume , Strength , Endurance , and Exercise Loads During 6-Month Missions in Space. **Aviat Space Environ Med.** v. 81, n. 2, 2010.

GORDON, W. T.; O'BRIEN, F. P.; STRAUSS, J. E.; ANDERSEN, R. C.; POTTER, B. K. Outcomes associated with the internal fixation of long-bone fractures proximal to traumatic amputations. **Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume),** v. 92, n. 13, p. 2312–2318, 2010.

GUYTON, A. C. e HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**, 10ª edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

GRAY, H. **Gray's anatomy**, ed. P.L.e. Williams and R.e. Warwick 1973, London]:

Longman. [s.l: s.n.].

GRIGG, P. Peripheral neural mechanism in proprioception. **J Sport Rehabil.** v.3, p. 2-17, 1994.

HILLIER, S.; IMMNIK, M.; THEWLIS, D. Assessing Proprioception: A Systematic Review of Possibilities. **Neurorehabilitation and Neural Repair.** v. 29, n. 10, p. 933-949, dez. 2015.

HOWARD, J. R. B. I.; MARK, E.; CAWLEY, P. W.; LOOSE, G. M. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Medicine & Science in sports & Exercise.** v. 30, n. 12, p. 1703–1707, 1998.

ISAKOV, E.; BURGER, H.; GREGORI, M.; MD, C. M. Isokinetic and isometric strength of the thigh muscles in below-knee amputees. **Clinical Biomechanics.** v. 11, n. 4, p. 233–235, 1996.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROLL, JP.; Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. **J Physiol.** v. 532 p.869-78, 2001.

KAVOUNOUDIAS, A.; TREMBLAY, C.; GRAVEL, D.; IANCU A.; FORGUET, R., Bilateral Changes in Somatosensory Sensibility After Unilateral Below-Knee Amputation, **Arch Physical Rehabilitation.** v. 86, April, 2005.

LATANIOTI, E. P.; ANGOULES, A. G.; BOUTSIKARI E. C.. Prioception in Above-the-Knee Amputes with Artificial Limbs, **The Scientific World Journal.** v. 2013, September 2013.

LEPHART, S. M.; FU, F. H. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability. [s.l.] **Human Kinetics**, 2000.

LEPHART, S. M.; PINCIVERO, D. M.; GIRALDO, J. L.; FU, F. H. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. **The American journal of sports medicine.** v. 25, n. 1, p. 130–7, 1997.

LIAO, K. I., & SKINNER, H. B. Knee joint proprioception in below-knee amputees. **Am J Knee Surg.** v. 8, n.3, 105-109, 1995.

MAYER, A. et al. Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: a randomized controlled study. **BioMed Central musculoskeletal disorders.** vol. 12 n. 118 p. 1-7, 2010.

MENTIPLAY, B. F.; PERRATON, L. G.; BOWER, K. J.; ADAIR, B. Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry : A Reliability and Validity Study. **PLOS ONE.** p. 1–18, 2015.

MOIRENFELD, I., AYALON, M., BEN-SIRA, D., ISAKOV E., Isokinetic strenght and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees. **Prosthetics and Orthotics Internacional.** v.24 p. 221-225. 2000.

NOLAN, L., LEES, A., The functional demands on the intact limb during walking for active

transfemoral and transtibial amputees . **Prosthetics and Orthotics International**. v. 24 p. 117-125. 2000.

NOVAK, V. Análise da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio em indivíduos com amputações unilaterais por meio de parâmetros baropodométricos e estabilométricos. **Dissertação de mestrado**, Universidade do Vale do Paraíba. São Paulo, Brasil.

PEDRINELLI, A., SAITO, M., COELHO, R. F., FONTES, R. B., & GUARNIERO, R. Comparative study of the strength of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to trans-tibial amputation. **Prosthet Orthot Int**. v. 26 n.3, 195-205. 2002.

PINTO MAGS., ASTUR FILHO N., GUEDES JPB., YAMAHOKA MSO., Ponte óssea na amputação transtibial. **Rev Bras Ortop**. v.33 n.7 p.525-31. 1998.

PINZUR, M.S., GOLD, J., SCHWARTZ, D., GROSS, N. Energy demands for walking in dysvascular amputees as related to the level of amputation. **Orthopedics**. v. 15, p. 1033-1037. 1992.

POLESE, J. C.; PINHEIRO, M. B.; FARIA, C. D. C. M.; BRITTO, R. R.; PARREIRA, V. F.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. Strength of the respiratory and lower limb muscles and functional capacity in chronic stroke survivors with different physical activity levels. **Brazilian journal of physical therapy**. v. 17, n. 5, p. 487–493, out. 2013.

PRESUMIDO, LMB.; BARAÚNA MA.; FERREIRA C.; SILVA KC.; Estudo comparativo entre o equilíbrio estático de indivíduos sedentários e não sedentários do sexo feminino. **Ícone**. v.3, n.2, p. 39-62, 1995.

PROSKE, U., MORGAN, D.L., GREGORY, J.E. Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. **Prog. Neurobiol**. v.41, p.705-721. 1993.

PROSKE, U. W. E. WHAT IS THE ROLE OF MUSCLE RECEPTORS IN PROPRIOCEPTION ? n. June, p. 780–787, 2005.

RENSTROM, P., GRIMBY, G., & LARSON, E. (1983b). Thigh muscle strength in below-knee amputees. **Scand J Rehabil Med Suppl**. 9, 163-173.

RENSTROM, P., GRIMBY, G., MORELLI, B., & PALMERTZ, B. (1983a). Thigh muscle atrophy in below-knee amputees. **Scand J Rehabil Med Suppl**. 9, 150-162.

RIBEIRO, F., OLIVEIRA, J. Effects of local muscular fatigue in the knee joint proprioception. **Fisioterapia em Movimento**, v. 21, n. 2, p. 71–83, 2008.

RIEMANN B.L., LEPHART S.M.; The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. **J Athl Train**. v.37 n.1 p.71–94. 2002.

RIEMANN B.L., LEPHART S.M.; The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. **J Athl Train**. V.37 n.1 p.80–84. 2002.

RODRIGUES, D., Análise da influência do alinhamento do pé protético na marcha de amputados transtibiais. **Revista Unopar Científica Ciências Biológicas e da Saúde**. vol. 13, n. 3, p. 175-180. 2011.

ROSSI, A. G. **Reabilitação Vestibular e Posturografia Dinâmica**. 1ª ed. Santa Maria, 2003.

RYSER, D.K., ERICKSON, R.P., CAHALAN, T. Isometric and isokinetic hip abductor strength in persons with above-knee amputations. **Arch Phys Med Rehabil**. v.69, p. 840-845. 1988.

SAUERLAND, E. K., & GRANT, J. C. B. **Grant's dissector**. Philadelphia: **Lippincott Williams & Wilkins**, 18, 329. [s.l: s.n.].

SCHMIDT, R., LEE, T., **Motor control and learning: a behavioral emphasis**. 5th ed. Human Kinetics; p. 24. 2011.

SCHOPPEN T., BOONSTRA A., GROOTHOFF JW., DE VRIES J., GOEKEN LN., EISMA WH. Physical, mental and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. **Arch Phys Med Rehabil**.v.84 n.6 p.803-11, 2003.

SENEFONTE, A. R. F.; SANTA ROSA, P., R. G.; COMPARIN, L., M.. Amputação primária no trauma: perfil de um hospital da região centro-oeste do Brasil. **j. Vasc Bras.**, v.11 n.4 p.269-276, 2012.

SHADRIN, I., A. KHODABUKUS and N. BURSAC. Striated muscle function, regeneration, and repair. **Cellular & molecular life sciences**. v.73 n. 22 p.4175-4202. 2016.

SIMONEAU, G.G., DERR, J.A., ULBRECHT, J.S., BECKER, M.B., CAVANAGH, P.R., Diabetic sensory neuropathy effect on ankle joint movement perception. **Arch Phys Med Rehabil**. v.77 p.453-60. 1996.

SPICHLER, D.; MIRANDA, F.; SPICHLER, E. S. e FRANCO L. J. Amputações maiores de membros inferiores por doença arterial periférica e diabetes milites no município do Rio de Janeiro **Jornal Vascular Brasileiro**. v.3 n.2 p.111-122, 2004.

SHIBATA, L.; MENDES, V. L. F.; **Ministério da Saúde**. Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada., Brasília -DF, 2012.

SHERINGTON CS. **The Integrative Action of the Nervous System**. New York, NY: **C Scribner's Sons**; 1906. [s.l: s.n.].

SIMÕES, E. L.; BRAMATI, I.; RODRIGUES, E.; FRANZOI, A.; MOLL, J.; LENT, R.; & TOVAR-MOLL, F.; Functional expansion of sensorimotor representation and structural reorganization of callosal connections in lower limb amputees. **J Neurosci**. v. 32 n.9, p. 3211-3220, 2012.

SIZINIO, Herbert. **Ortopedia e Traumatologia: princípios e prática**. 4.ed. Porto Alegre: Artmed, 2009. cap.1 p. 27-34.

SONNERY-COTTET, B.; MOGOS, S.; THAUNAT, M.; ARCHBOLD, P.; FAYARD, J. M.; FREYCHET, B.; CLECHET, J.; CHAMBAT, P. Proximal Tibial Anterior Closing Wedge Osteotomy in Repeat Revision of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **Am J Sports Med.**, v. 42, n. 8, p. 1873–80. doi: 10.1177/0363546514534938. Epub 2014, 2014.

SOUZA, A. C.; MAGALHAES, L. D. C.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties in the Brazilian version of the Human Activity Profile. [Portuguese]\nAdaptacao transcultural e analise das propriedades psicometricas da versao brasileira do Perfil de Atividade Humana. **Cadernos de Saude Publica**. v. 22, n. 12, p. 2623–2636, 2006.

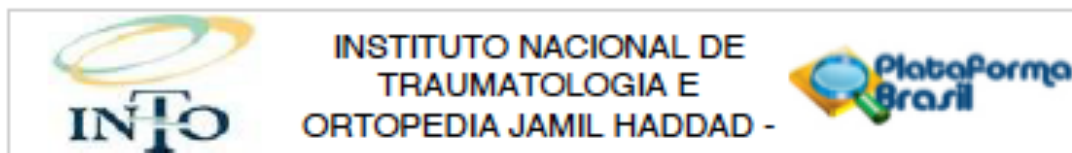
STEADMAN, J. R.; HANSON, C. M.; BRIGGS, K. K.; MATHENY, L. M.; JAMES, E. W.; GUILLET, A. Outcomes after knee microfracture of chondral defects in alpine ski racers. **The journal of knee surgery**. v. 27, n. 5, p. 407–410, 22 out. 2014.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; OLNEY, S. J.; NADEAU, S.; BROUWER, B. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 80, n. 10, p. 1211–1218, out. 1999.

THORSTENSSON A, LARSSON L, TESCH P, KARLSSON J. Muscle strength and fiber composition in athletes and sedentary men. **Med Sci Sports Exerc**. v.9, p.26-30. 1997.

VRIELING, A. H.; VAN KEEKEN, H. G.; SCHOPPEN, T.; HOF, A. L.; OTTEN, B.; HALBERTSMA, J. P. K.; POSTEMA, K. Gait adjustments in obstacle crossing, gait initiation and gait termination after a recent lower limb amputation. **Clinical Rehabilitation**. v. 23, n. 7, p. 659–671, 2009.

ANEXO A. PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES DO SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR, DA FORÇA DOS MÚSCULOS EXTENSORES E FLEXORES DO JOELHO E DA DISTRIBUIÇÃO DA CARGA ENTRE OS MEMBROS EM POSIÇÃO ORTOSTÁTICA EM PACIENTES AMPUTADOS NO NÍVEL TRANSTIBIAL E ESTUDO TRANSVERSAL COM GRUPO CONTROLE.

Pesquisador: CARLOS HENRIQUE DA SILVA FONTES FILHO

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 01128818.0.0000.5273

Instituição Proponente: Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia / INTO / SAS/ MS - RJ

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.984.507

Apresentação do Projeto:

Trata-se de projeto que visa avaliar as alterações do senso de posição articular após amputação. A amputação pode ser realizada em diversos níveis sendo um deles a amputação transtibial, realizada entre as articulações tibiotársica e do joelho. Podemos classificá-la em três níveis, ou seja, terço proximal, médio e distal.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo é avaliar as alterações do senso de posição articular, da força de extensão e flexão do joelho, assim como dos flexores do quadril e da distribuição de carga entre os membros inferiores em indivíduos protetizados há 1 ano ou mais devido a amputação do membro inferior no nível transtibial em seu terço médio.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos relacionados são dores musculares nos grupamentos musculares a serem avaliados, câimbras, estiramentos ou contraturas musculares que são temporárias e aliviam com analgésicos. No caso do surgimento de sintomas anteriormente descritos ou qualquer outro não previsto o participante será atendido pelo médico pesquisador e

Endereço: Avenida Brasil, nº 500

Bairro: São Cristóvão

CEP: 20.940-070

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2134-5000

Fax: (21)2134-5228

E-mail: cep.into@into.saude.gov.br



INSTITUTO NACIONAL DE
TRAUMATOLOGIA E
ORTOPEDIA JAMIL HADDAD -



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES DO SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR, DA FORÇA DOS MÚSCULOS EXTENSORES E FLEXORES DO JOELHO E DA DISTRIBUIÇÃO DA CARGA ENTRE OS MEMBROS EM POSIÇÃO ORTOSTÁTICA EM PACIENTES AMPUTADOS NO NÍVEL TRANSTIBIAL E ESTUDO TRANSVERSAL COM GRUPO CONTROLE.

Pesquisador: CARLOS HENRIQUE DA SILVA FONTES FILHO

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 01128818.0.0000.5273

Instituição Proponente: Instituto Nacional de Trauma - Ortopedia / INTO / SAS/ MS - RJ

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.984.507

Apresentação do Projeto:

Trata-se de projeto que visa avaliar as alterações do senso de posição articular após amputação. A amputação pode ser realizada em diversos níveis sendo um deles a amputação transtibial, realizada entre as articulações tibiotársica e do joelho. Podemos classificá-la em três níveis, ou seja, terço proximal, médio e distal.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo é avaliar as alterações do senso de posição articular, da força de extensão e flexão do joelho, assim como dos flexores do quadril e da distribuição de carga entre os membros inferiores em indivíduos protetizados há 1 ano ou mais devido a amputação do membro inferior no nível transtibial em seu terço médio.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos relacionados são dores musculares nos grupamentos musculares a serem avaliados, câimbras, estiramentos ou contraturas musculares que são temporárias e aliviam com analgésicos. No caso do surgimento de sintomas anteriormente descritos ou qualquer outro não previsto o participante será atendido pelo médico pesquisador e

Endereço: Avenida Brasil, nº 500

Bairro: São Cristóvão

CEP: 20.940-070

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2134-5000

Fax: (21)2134-5228

E-mail: cep.into@into.saude.gov.br

ANEXO B. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (De acordo com as normas da Resolução do CNS nº 466 de 12/12/2012)

Você está sendo convidado para participar da pesquisa “AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES DO SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR, DA FORÇA DOS MÚSCULOS EXTENSORES E FLEXORES DO JOELHO E DA DISTRIBUIÇÃO DA CARGA ENTRE OS MEMBROS EM POSIÇÃO ORTOSTÁTICA EM PACIENTES AMPUTADOS NO NÍVEL TRANSTIBIAL – ESTUDO TRANSVERSAL COM GRUPO CONTROLE.” Você foi selecionado por pertencer ao grupo de pacientes cadastrados no Centro de Amputados (CAMPU) do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO) protetizado há 1 ano mais e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.

Os objetivos deste estudo são: Avaliar as alterações na capacidade de perceber a posição, o movimento e as forças impostas e produzidas pelos seguimentos corporais existentes e a capacidade de fazer força com os músculos da coxa responsáveis por esticar e dobrar o joelho e dos músculos responsáveis por dobrar o quadril em indivíduos submetidos a amputação do membro inferior através do dinamômetro manual que é um aparelho que mede força além de avaliar a transferência de peso que é o quanto que o indivíduo coloca de seu peso em cada perna através da plataforma de carga que consiste de duas plataformas rígidas interligadas por sensores de força. Sua participação nesta pesquisa consistirá em responder a dois questionários funcionais para avaliar nível de atividade física (Perfil de Atividade Humana e a Escala Tegner) e submeter-se à avaliação de percepção de movimento através de filmagem, avaliação de força através do dinamômetro manual modelo Lafayette e distribuição de peso na plataforma de carga no laboratório de avaliação neuromuscular do INTO. O tempo total de avaliação será de 2 horas. NÃO será oferecido alimentação. Por ser uma pesquisa voluntária NÃO haverá ressarcimento/pagamento pela sua participação.

Os riscos relacionados com sua participação são dores musculares nos grupamentos musculares a serem avaliados, câimbras, estiramentos ou contraturas musculares que são temporárias e aliviam com analgésicos. No caso do surgimento de sintomas anteriormente descritos ou qualquer outro não previsto o participante será atendido pelo médico pesquisador e devidamente medicado.

Os benefícios relacionados com a sua participação são coleta de dados referentes à propriocepção, força e distribuição do peso em posição ortostática (em pé) dos indivíduos amputados para desenvolvimento de protocolos de reabilitação que permitam ao paciente retorno mais breve as atividades de vida diárias.

As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os dados da pesquisa serão divulgados de forma a não possibilitar sua identificação

Este Termo foi redigido em três vias, sendo uma para o participante, outra para o pesquisador e uma para ser anexada ao prontuário do participante, onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal e do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP. Você poderá esclarecer suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento através dos números dos telefones ou endereço de e-mail disponível neste Termo.

Rio de Janeiro, ____ de _____ de _____

Pesquisador responsável: Carlos Henrique da Silva Fontes Filho

Contato com o pesquisador responsável:

Endereço: Avenida Brasil, Nº 500, Área de Reabilitação – Bairro: São Cristóvão.

Telefone: 21-2134-5181

e-mail: chfontes@into.saude.gov.br

Responsável pela aplicação do termo

Assinatura e carimbo

Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do INTO/MS.

Endereço: Avenida Brasil nº 500, 9º andar – sala nº 4 – São Cristóvão – Rio de Janeiro – RJ

CEP: 20940-070 Tel.: (21) 2134-5000/(21) 2134-5061 e-mail: cep.into@into.saude.gov.br

Declaro que entendi os objetivos e condições de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

Participante da pesquisa: _____

Assinatura do participante



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(De acordo com as normas da Resolução do CNS nº 466 de 12/12/2012)

Você está sendo convidado para participar da pesquisa “AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES DO SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR, DA FORÇA DOS MÚSCULOS EXTENSORES E FLEXORES DO JOELHO E DA DISTRIBUIÇÃO DA CARGA ENTRE OS MEMBROS EM POSIÇÃO ORTOSTÁTICA EM PACIENTES AMPUTADOS NO NÍVEL TRANSTIBIAL – ESTUDO TRANSVERSAL COM GRUPO CONTROLE.” Você foi selecionado por ser um colaborador do Serviço de Reabilitação do INTO e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.

Os objetivos deste estudo são: Avaliar as alterações na capacidade de perceber a posição, o movimento e as forças impostas e produzidas pelos seguimentos corporais existentes e a capacidade de fazer força com os músculos da coxa responsáveis por esticar e dobrar o joelho e dos músculos responsáveis por dobrar o quadril em indivíduos submetidos a amputação do membro inferior através do dinamômetro manual que é um aparelho que mede força além de avaliar a transferência de peso que é o quanto que o indivíduo coloca de seu peso em cada perna através da plataforma de carga que consiste de duas plataformas rígidas interligadas por sensores de força. Sua participação nesta pesquisa consistirá em responder a dois questionários funcionais para avaliar nível de atividade física (Perfil de Atividade Humana e a Escala Tegner) e submeter-se à avaliação de percepção de movimento através de filmagem, avaliação de força através do dinamômetro manual modelo Lafayete e distribuição de peso na plataforma de carga no laboratório de avaliação neuromuscular do INTO. O tempo total de avaliação será de 2 horas. NÃO será oferecido alimentação. Por ser uma pesquisa voluntária NÃO haverá ressarcimento/pagamento pela sua participação.

Os riscos relacionados com sua participação são dores musculares nos grupamentos musculares a serem avaliados, câimbras, estiramentos ou contraturas musculares que são temporárias e aliviam com analgésicos. No caso do surgimento de sintomas anteriormente

descritos ou qualquer outro não previsto o participante será atendido pelo médico pesquisador e devidamente medicado.

Os benefícios relacionados com a sua participação são coleta de dados referentes à propriocepção, força e distribuição do peso em posição ortostática dos indivíduos amputados para desenvolvimento de protocolos de reabilitação que permitam ao paciente retorno mais breve as atividades de vida diárias.

As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os dados da pesquisa serão divulgados de forma a não possibilitar sua identificação

Este Termo foi redigido em duas vias, sendo uma para o participante e outra para o pesquisador onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal e do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP. Você poderá esclarecer suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento através dos números dos telefones ou endereço de e-mail disponível neste Termo.

Rio de Janeiro, ____ de _____ de _____

Pesquisador responsável: Carlos Henrique da Silva Fontes Filho

Contato com o pesquisador responsável:

Endereço: Avenida Brasil, Nº 500, Área de reabilitação – Bairro: São Cristóvão.

Telefone: 21-2134-5181

e-mail: chfontes@into.saude.gov.br

Responsável pela aplicação do termo

Assinatura e carimbo

Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do INTO/MS.

Endereço: Avenida Brasil nº 500, 9º andar – sala nº 4 – São Cristóvão – Rio de Janeiro – RJ CEP: 20940-070 Tel.: (21) 2134-5000/(21) 2134-5061 e-mail: cep.into@into.saude.gov.br

Declaro que entendi os objetivos e condições de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

Participante da pesquisa: _____

Assinatura do participante da pesquisa

ANEXO C: QUESTIONÁRIO DE PERFIL DE ATIVIDADE HUMANA

PERFIL DE ATIVIDADE HUMANA

Este folheto contém itens que descrevem atividades comuns que as pessoas realizam em suas vidas diárias. Para cada questão, responda "ainda faço a atividade" se você consegue realizar tal atividade sozinho quando precisa ou quando tem oportunidade. Indique "parei de fazer" a atividade se você conseguia realizá-la no passado, mas, provavelmente, não consegue realizá-la hoje, mesmo se tivesse oportunidade. Finalmente, responda "nunca fiz" se você, por qualquer motivo, nunca realizou tal atividade.

Instruções PAH

- 1) **Principal dúvida:** Decidir se ainda fazem ou se deixaram de fazer uma dada atividade. **Instrução:** A melhor forma de decidir é perguntar a você mesmo se poderia fazer essa atividade hoje, caso houvesse oportunidade.
- 2) O indivíduo deve responder se é capaz de cumprir o item, se for necessário, e não simplesmente se costuma realizar ou não tal atividade no seu dia-a-dia. Não confundir ter capacidade com ter oportunidade, costume ou prazer em realizá-las.

ATIVIDADES	Ainda faço	Parei de fazer	Nunca fiz
1. Levantar e sentar em cadeiras ou cama (sem ajuda)			
2. Ouvir rádio			
3. Ler livros, revistas ou jornais			
4. Escrever cartas ou bilhetes			
5. Trabalhar numa mesa ou escrivaninha			
6. Ficar de pé por mais que um minuto			
7. Ficar de pé por mais que cinco minutos			
8. Vestir e tirar roupa sem ajuda			
9. Tirar roupas de gavetas ou armários			
10. Entrar e sair do carro sem ajuda			
11. Jantar num restaurante			
12. Jogar baralho ou qualquer jogo de mesa			
13. Tomar banho de banheira sem ajuda			

14. Calçar sapatos e meias sem parar para descansar			
15. Ir ao cinema, teatro ou a eventos religiosos ou esportivos			
16. Caminhar 27 metros (um minuto)			
17. Caminhar 27 metros sem parar (um minuto)			
18. Vestir e tirar a roupa sem parar para descansar			
19. Utilizar transporte público ou dirigir por 1 hora e meia (158 quilômetros ou menos)			
20. Utilizar transporte público ou dirigir por $\pm$ 2 horas (160 quilômetros ou mais)			
21. Cozinhar suas próprias refeições			
22. Lavar ou secar vasilhas			
23. Guardar mantimentos em armários			
24. Passar ou dobrar roupas			
25. Tirar poeira, lustrar móveis ou polir o carro			
26. Tomar banho de chuveiro			
27. Subir seis degraus			
28. Subir seis degraus sem parar			
29. Subir nove degraus			
30. Subir 12 degraus			
31. Caminhar metade de um quarteirão no plano			
32. Caminhar metade de um quarteirão no plano sem parar			
33. Arrumar a cama (sem trocar os lençóis)			
34. Limpar janelas			
35. Ajoelhar ou agachar para fazer trabalhos leves			
36. Carregar uma sacola leve de mantimentos			
37. Subir nove degraus sem parar			
38. Subir 12 degraus sem parar			
39. Caminhar metade de um quarteirão numa ladeira			
40. Caminhar metade de um quarteirão numa ladeira, sem			
41. Fazer compras sozinho			
42. Lavar roupas sem ajuda (pode ser com máquina)			
43. Caminhar um quarteirão no plano			
44. Caminhar 2 quarteirões no plano			
45. Caminhar um quarteirão no plano, sem parar			
46. Caminhar dois quarteirões no plano, sem parar			
47. Esfregar o chão, paredes ou lavar carros			
48. Arrumar a cama trocando lençóis			
49. Varrer o chão			
50. Varrer o chão por cinco minutos, sem parar			
51. Carregar uma mala pesada ou jogar uma partida de			
52. Aspirar o pó de carpetes			
53. Aspirar o pó de carpetes por cinco minutos, sem parar			
54. Pintar o interior ou o exterior da casa			
55. Caminhar seis quarteirões no plano			
56. Caminhar seis quarteirões no plano, sem parar			
57. Colocar o lixo para fora			
58. Carregar uma sacola pesada de mantimentos			
59. Subir 24 degraus			
60. Subir 36 degraus			
61. Subir 24 degraus, sem parar			
62. Subir 36 degraus, sem parar			

83. Caminhar 1,6 quilômetro (± 20 minutos)			
84. Caminhar 1,6 quilômetro (± 20 minutos), sem parar			
85. Correr 100 metros ou jogar peteca, "voley", "baseball"			
86. Dançar socialmente			
87. Fazer exercícios calistênicos ou dança aeróbia por cinco			
88. Cortar grama com cortadeira elétrica			
89. Caminhar 3,2 quilômetros (± 40 minutos)			
90. Caminhar 3,2 quilômetros sem parar (± 40 minutos)			
91. Subir 50 degraus (2 andares e meio)			
92. Usar ou cavar com a pá			
93. Usar ou cavar com a pá por 5 minutos, sem parar			
94. Subir 50 degraus (2 andares e meio), sem parar			
95. Caminhar 4,8 quilômetros (± 1 hora) ou jogar 18 buracos			
96. Caminhar 4,8 quilômetros (± 1 hora), sem parar			
97. Nadar 25 metros			
98. Nadar 25 metros, sem parar			
99. Pedalar 1,6 quilômetro de bicicleta (2 quarteirões)			
100. Pedalar 3,2 quilômetros de bicicleta (4 quarteirões)			
101. Pedalar 1,6 quilômetro, sem parar			
102. Pedalar 3,2 quilômetros, sem parar			
103. Correr 400 metros (meio quarteirão)			
104. Correr 800 metros (um quarteirão)			
105. Jogar tênis/frescobol ou peteca			
106. Jogar uma partida de basquete ou de futebol			
107. Correr 400 metros, sem parar			
108. Correr 800 metros, sem parar			
109. Correr 1,6 quilômetro (2 quarteirões)			
110. Correr 3,2 quilômetros (4 quarteirões)			
111. Correr 4,8 quilômetros (6 quarteirões)			
112. Correr 1,6 quilômetro em 12 minutos ou menos			
113. Correr 3,2 quilômetros em 20 minutos ou menos			
114. Correr 4,8 quilômetros em 30 minutos ou menos			

EMA (Escore Máximo de Atividade): Numeração de atividade com mais alta demanda de O_2 que o indivíduo ainda faz, não sendo necessário cálculo matemático

EAA (Escore Ajustado de Atividade): $EMA - N^0$ de itens que o indivíduo parou de fazer anteriores ao último que ele ainda faz.

Classificação	EAA
Debilidade (inativo)	< 53
Moderadamente ativo	53 – 74
Ativo	> 74

ANEXO D: ESCALA TEGNER

Nível 10	Desportista profissional Futebol nacional e/ou internacional
Nível 9	Desportista profissional Futebol divisões de base, luta livre, ginástica, hóquei
Nível 8	Desportista profissional Esqui, squash, badminton, atletismo (salto, etc.)
Nível 7	Desportista profissional Tênis, basquete, handball, atletismo, motocross, motociclismo Desportista amador Futebol, atletismo (salto), squash, hóquei, corrida cross-country
Nível 6	Desportista amador Tênis e badminton, basquete, handball, esqui alpino, corrida ao menos 5 x semana
Nível 5	Desportista profissional Ciclismo, esqui cross-country Desportista amador Corrida cross-country ao menos 2 x semana Trabalho Pesado, construção e silvicultura
Nível 4	Desportista amador Ciclismo, esqui cross-country, corrida cross-country ao menos 2x semana Trabalho Moderado: motorista de caminhão, trabalho doméstico pesado
Nível 3	Desportista profissional e amador Natação Trabalho físico pesado (enfermeiro, comerciante) andar em meio à mata ou montanhas ou terrenos acidentados
Nível 2	Trabalho leve. Andar em terreno irregular mas não em terreno acidentado
Nível 1	Trabalho sedentário Pode caminhar por terreno regular
Nível 0	Pensionista doente ou incapacidade por causa do joelho

