

José Pedro Fulgêncio de Matos

**UMA ABORDAGEM METODOLÓGICA À EFICIÊNCIA DE
PRÓTESES TRANSTIBIAIS:**

**Comparação entre Próteses Transtibiais com 4 diferentes Sistemas de
Suspensão**

Estudo de Caso de uma Mal Formação Congénita

**Estudo Apresentado para a obtenção do Grau de Especialista
em Ortoprotesia**

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

2014

RESUMO

Introdução

A harmonia entre o membro residual e a prótese é determinante para que esta cumpra a sua função e possibilite uma marcha eficaz. Um encaixe bem ajustado/adaptado e confortável, com um sistema de suspensão eficaz e confortável, permite ao amputado a continuidade das suas actividades de vida diária, mantendo o coto funcional^{1,2}.

O sistema de suspensão e o ajuste do encaixe ao coto desempenham um importante papel na funcionalidade da prótese, na mobilidade do amputado e na sua satisfação em geral com o dispositivo³. O conforto e a eficácia funcional da prótese estão intimamente relacionados².

Objectivos

Perceber se a metodologia utilizada permite aferir da eficiência da marcha e concluir se os sistemas de suspensão testados apresentam diferenças na eficiência das diversas próteses transtibiais testadas, tendo por base os dados fornecidos pela imagiologia e calorimetria indirecta; Perceber qual a percepção do amputado relativamente à eficiência transmitida pelos diferentes componentes Ortoprotésicos; Verificar se existe uma relação entre os resultados fisiológicos e a percepção do amputado.

Métodos

O desempenho funcional que cada sistema de suspensão permite será abordado, analisando variáveis qualitativas e quantitativas. Na abordagem qualitativa, o primeiro instrumento a utilizar *Medicare Functional Classification Level (MFCL)*, que serve para quantificar, na fase inicial do estudo, o potencial funcional do sujeito em estudo, e num segundo momento do estudo o outro instrumento a utilizar será o *Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ)*, que servirá para analisarmos a percepção do sujeito, quanto à funcionalidade e qualidade de vida proporcionada por cada uma das próteses testadas.

Na abordagem quantitativa, iremos aplicar diversos protocolos testados, que irão quantificar as variáveis de deslocamento longitudinal em estudo – êmbolo e eficiência na marcha.

Resultados

Dos 4 sistemas estudados da aplicação do PEQ, resultou que a prótese que mais satisfazia o sujeito era a Prótese com o sistema de suspensão por vácuo activo (VASS). Da análise das variáveis de eficiência da marcha resultou que a mais funcional era a Prótese com o sistema de suspensão por vácuo activo (VASS). Dos resultados obtidos pela imagiologia, apenas 3 sistemas

permitiram obter os valores de êmbolo visto que um dos sistemas não criou suspensão suficiente para suportar o peso colocado na extremidade distal da prótese. Através das medições realizadas nos exames imagiológicos dos três sistemas pudemos encontrar variações de efeito de êmbolo que vão dos 47,91mm aos 72,55mm.

Conclusão

Através da realização do estudo verificaram-se diferenças ao nível dos resultados dos testes efectuados nos vários sistemas de suspensão, provando que esta é uma ferramenta viável na avaliação dos mesmos. Também através da análise dos resultados ficou notório que o sistema de suspensão VASS é o que apresenta uma maior funcionalidade e satisfação por parte do amputado.

Palavras-chave: eficiência na marcha; efeito de êmbolo; transtibial; *liners*; sistemas de suspensão

ABSTRACT

Introduction

The harmony between the residual limb and the prosthesis is critical to allow it to fulfill its function and enable an efficient gait. An adapted/well fitted socket, with an efficient and comfortable suspension, allows the amputee to continue their daily living activities, maintaining the stump functional^{1,2}.

The suspension system and the stump adjustment to the socket play an important role in the functionality of the prosthesis, the mobility of the amputee and overall satisfaction with the device. The comfort and functional effectiveness of the prosthesis are closely related².

Objectives

Realize if the methodology allows the measurement of the efficiency of gait and conclude whether the tested suspension systems differ in the efficiency of the various tested transtibial prostheses, based on the data provided by imaging and indirect calorimetry; Understand the perception of the amputee relatively to the efficiency transmitted by different prosthetic components; Check if there is a relationship between the physiological results and the perception of the amputee.

Methods

The Functional performance that each suspension system allows will be addressed by analyzing qualitative and quantitative variables. In the qualitative approach, the first instrument to use is Medicare Functional Classification Level (MFCL), which serves to quantify, in the initial phase of the study, the functional potential of the subject under study, and in a second phase of the study the other instrument that will be used is the Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ), that will serve to analyze the perception of the subject, as the functionality and quality of life provided by each of the prostheses tested.

In the quantitative approach, we will apply different tested protocols, which will quantify the variables of longitudinal displacement in a study – piston and gait efficiency.

Results

Of 4 the systems studied with the application of PEQ result that the more satisfying prosthesis to the subjected was the prosthesis whit the vacuum assisted suspension system (VASS). From the analysis of the variables of gait efficiency resulted that the most functional prosthesis was the one with vacuum assisted suspension system (VASS). The results obtained by imaging

systems have enabled only 3 piston values since one of the systems does not create sufficient suspension to support the weight placed on the distal end of the prosthesis. Through measurements on imaging studies of the three systems we find variations of piston effect ranging from 47,91mm to 72,55mm.

Conclusion

Through the realization of the study there were found differences in the test results of the various suspension systems, proving that this is a viable tool in the evaluation process. Also through the analysis of the results was clear that the VASS suspension system is the one that provides greater functionality and satisfaction to the amputee.

Keywords: gait efficiency; piston effect; transtibial; liners; suspension systems

AGRADECIMENTOS

Um trabalho desta natureza e com estes propósitos, marcou uma etapa fundamental da minha vida, só foi possível devido à colaboração e apoio de muitas pessoas que foram e são muito importantes para mim e que sem a colaboração, acompanhamento e abnegação de interesses pessoais me incentivaram, auxiliaram e duma forma muito importante contribuíram para este trabalho. Assim gostaria de expressar o meu agradecimento a todas essas pessoas.

Á minha colega Professora Doutora Teresa Tomás, o incentivo, a paciência, a disponibilidade, o aconselhamento oportuno, o rigor científico, o tempo passado nos testes efectuados em conjunto, nas imensas discussões e reflexões.

Aos meus colegas Diogo Ricardo e Mário Briôa, a colaboração, o apoio, o incentivo e a disponibilidade.

Á minha colega Professora Doutora Beatriz Fernandes, a disponibilidade e o aconselhamento oportuno.

Á minha colega Mestre Margarida Ribeiro, a disponibilidade para obtenção das imagens de imagiologia.

Ao Dr. Marcelo Cuscuna, pela confiança depositada na minha pessoa, dando-me a possibilidade de utilizar equipamentos que sem eles empobreceriam imenso este trabalho ou mesmo inviabilizava-o.

Á D. Rosa da Silva que sempre me apoiou e que confiou em mim, e neste projecto e que fez todas as diligências para que pudesse concretizar este estudo.

Ao meu colega Ricardo Marcelino pela disponibilidade e paciência tida.

Ao Professor João Lobato, Presidente da ESTeSL, que me permitiu utilizar as instalações e os equipamentos, desta instituição.

Ao Alexandre Nóbrega participante no estudo, pois, sem ele, não seria possível a sua realização.

ÍNDICE

	RESUMO	II
	ABSTRACT	IV
	AGRADECIMENTOS	VI
	ÍNDICE	VII
	LISTA GERAL DE QUADROS	IX
	LISTA GERAL DE IMAGENS	X
	LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XI
	CAPÍTULO 1	1
1.	INTRODUÇÃO	2
1.1.	CONTEXTO CIENTÍFICO GENERALISTA DO PROJECTO DE INVESTIGAÇÃO	3
1.2.	CONTEXTO CIENTÍFICO ESPECÍFICO DA INVESTIGAÇÃO	4
1.3.	DEFINIÇÃO DOS OBJECTIVOS	5
	CAPÍTULO 2	7
1	RETROSPECTIVA HISTÓRICA DA ORTOPROTESIA	8
1.1.	ANTIGUIDADE	8
1.2.	IDADE MÉDIA (SÉC. V A XV)	9
1.3.	IDADE MODERNA (SÉC. XV A XVIII)	11
1.4.	IDADE CONTEMPORÂNEA (SÉC. XVIII AO ACTUAL)	12
1.4.1.	Séc. XX	13
1.4.2.	Séc. XXI	17
2	AMPUTADO TRANSTIBIAL	18
2.1.	ETIOLOGIA	18
2.2.	NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO	18
2.3.	PRÓTESE TRANSTIBIAL	19
2.3.1.	Encaixe Transtibial	19
2.3.2.	Canela ou Pilão	20
2.3.3.	Pés Protésicos	21
2.3.3.1.	Pés Biónicos	22
2.3.4.	Sistema de Suspensão	22
2.3.5.	O Paradigma das Suspensões Contemporâneas	24
3.	A MARCHA	26
3.1.	A MARCHA NORMAL	26
3.1.1.	A Marcha em Amputados Transtibiais	27
	CAPÍTULO 3	29
1	INTRODUÇÃO	30
1.1	AVALIAÇÃO QUALITATIVA	30
1.2	AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE VIDA E FUNCIONAL DO AMPUTADO	31
1.3	AVALIAÇÃO QUANTITATIVA	32
1.3.1.	Deslocamento axial do coto em relação ao encaixe – êmbolo ou pistonamento	33
1.3.2.	Dispêndio Energético na Marcha e a Eficiência da Marcha	33
	CAPÍTULO 4	37
1.	INTRODUÇÃO	38
2.	ESTUDO	38
2.1.	OBJECTIVOS	38
2.2.	ESTUDO DE CASO/AMOSTRA	40
2.3.	VARIAVEIS INDEPENDENTES	40
2.4.	VARIÁVEIS DEPENDENTES	41
2.4.1.	Avaliação da qualidade de vida funcional do amputado	41

2.4.2.	Deslocamento Axial Ou Êmbolo	41
2.4.3.	Eficiência energética da marcha	41
2.5.	EQUIPAMENTOS DE AVALIAÇÃO	42
2.5.1.	Sistema de análise de gases respiratórios <i>breath-by-breath</i> - calorimetria indireta	42
2.5.2.	Passadeira Rolante	42
2.5.3.	Tensiómetro Digital	42
2.5.4.	Cardiofrequencímetro	42
2.5.5.	Percepção Subjectiva de Esforço (PSE)	43
2.5.6.	Sistema de Imagiologia	44
2.6.	PROTOCOLOS de AVALIAÇÃO	45
2.6.1.	Protocolo para determinação da eficiência da marcha	46
2.6.2.	Protocolo para medição do êmbolo em laboratório de Imagiologia	48
	CAPÍTULO 5	51
1.	RESULTADOS	52
1.1.	AVALIAÇÃO DAS QUESTÕES VALIDADAS DO QUESTIONÁRIO PEQ	52
1.2.	AVALIAÇÃO DE IMAGIOLOGIA	53
1.3.	EFICIÊNCIA DA MARCHA	55
	CAPÍTULO 6	59
1.	DISCUSSÃO	60
	CAPÍTULO 7	66
1.	CONCLUSÃO	67
	CAPÍTULO 8	69
1.	LIMITAÇÕES E REFLEXÕES	70
	CAPÍTULO 9	71
1.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
	ANEXO 1	82
1.	INQUÉRITO DE AVALIAÇÃO DA PRÓTESE PEQ	83
	ANEXO 2	103
1.	AUTORIZAÇÃO PARA UTILIZAÇÃO DO PEQ	104
	ANEXO 3	105
1.	CONSENTIMENTO INFORMADO	106
	ANEXO 4	107
1.	ANAMNESE	108
	ANEXO 5	111
1.	ESCALA DE BORG	112

LISTAGERAL DE QUADROS

Quadro 2.1	Percentagem da etiologia obtidas nos EUA em meados dos anos 90	18
Quadro 2.2	Níveis e percentagens de amputação nos EUA 1988-1996	18
Quadro 2.3	Encaixes Transtibiais	20
Quadro 2.4	Classificação dos Pés Protésicos	21
Quadro 2.5	Suspensões Convencionais	23
Quadro 2.6	Suspensões Contemporâneas	23
Quadro 2.7	Estimativa das Velocidades Correntes da Marcha	26
Quadro 2.8	Velocidades de Marcha Confortável nas Diferentes Idades (m/seg.)	27
Quadro 3.1	Tabela descritiva do sistema MFCL	31
Quadro 3.2	Conteúdos validados do PEQ para a população dos EUA	32
Quadro 4.1	Características das próteses intervenientes no estudo	40
Quadro 4.2	Relação entre a FC, VO ₂ e PSE, adaptado de Wilmore e Nakamura	43
Quadro 4.3	Resumo do protocolo de aquisição das imagens	46
Quadro 4.4	Quadro Comparativo dos Protocolos utilizados para a avaliação do consumo energético	47
Quadro 4.5	Protocolos de Estudo de Êmbolo	50
Quadro 5.1	Resultados das Variáveis da Aplicação do PEQ	52
Quadro 5.2	Resultados das Variáveis Individuais da Aplicação do PEQ	53
Quadro 5.3	Resultados do Valor do Êmbolo nos Diferentes sistemas de suspensão	54
Quadro 5.4	Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha – Prótese A - com Suspensão por Membranas Hipobáricas	55
Quadro 5.5	Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha – Prótese B - com suspensão por PIN	56
Quadro 5.6	Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha - Prótese C - com suspensão por Sucção por Joelheira	56
Quadro 5.7	Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha – Prótese com suspensão por VASS	57
Quadro 5.8	Comparativo entre o Consumo de O ₂ a sua Eficiência e a Distância Percorrida	57
Quadro 5.9	Comparativo por Patamar entre o Consumo de O ₂ a sua Eficiência	58

LISTA GERAL DE IMAGENS

Figura 1.1	Tabela das Amputações em Portugal 2003/2012	4
Figura 2.1	Prótese Romana desenterrada em Cápua	9
Figura 2.2	Prótese do Hallux	9
Figura 2.3	Imagem aludindo a Época das Trevas	10
Figura 2.4	Mão de Ferro do Von Götz Berlichingen	10
Figura 2.5	Ambroise Paré	11
Figura 2.6	Primeira Prótese Endosquelética	12
Figura 2.7	Prótese Below Knee	12
Figura 2.8	Prótese Anglesy	13
Figura 2.9	Soluções protésicas em 1885	14
Figura 2.10	Prótese transtibial de 1914	14
Figura 2.11	Prótese por componentes da Otto Bock™	14
Figura 2.12	Prótese transtibial com encaixe PTB e pé SACH	15
Figura 2.13	Próteses Endosquelética da Otto Bock™	16
Figura 2.14	Próprio Foot	18
Figura 4.1	Imagiologia do indivíduo em estudo	39
Figura 4.2	Próteses utilizadas no estudo	40
Figura 4.3	Sala de imagiologia	45
Figura 4.4	Individuo durante os testes na passadeira rolante	46
Figura 4.5	Imagens da plataforma angular a 30 ⁰ segundo Narita	49
Figura 4.6	Individuo durante o teste com tracção de 5Kg na sala de imagiologia com a plataforma a 30 ⁰	49
Figura 5.1	Imagiologia da prótese com suspensão por PIN em posição ortostática (à Esq.) e com tracção de 5 Kg (à Dtª.)	54
Figura 5.2	Imagiologia da prótese com suspensão por sucção com Joelheira em posição ortostática (à Esq.) e com tracção de 5 Kg (à Dtª.)	54
Figura 5.3	Imagiologia da prótese com suspensão por VASS em posição ortostática (à Esq.) e com tracção de 5 Kg (à Dtª.)	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AOPA	American Orthotic & Prosthetic Association
AVD'S	Atividades de Vida Diária
BK	Below-Knee
bpm	Batimentos por minuto
CAD-CAM	Computer-Aided-Design-Computer-Aided-Manufacturing
CM	Centro de Massa
EM	Eficiência Mecânica
ESR	Energy-Storing-and-Returning-Feet
FC	Frequência Cardíaca
FIM	Functional Independence Measure
HCFA	Health Care Financing Administration's
ICEROSS	Iceland Roll-On Suction Socket
IP	Image Plate
KBM	Kondylen Bettung Münster
LCI	Locomotor Capabilities Index
MFCL	Medicare Functional Classification Level
PA	Pressão Arterial
PEQ	Prosthesis Evaluation Questionnaire
PPA	Prosthesis Profile of the Amputee
PSE	Percepção Subjetiva do Esforço
PTB	Patellar Tendon Bearing
PTB/SC	Patella Tendon Bearing/Supra Condylar
RNL	Reintegration Normal Living
RPE	Ratings of Perceived Exertion
SACH	Solid-Ankle-Cushion-Heel
TEC	(Interface-Total Environment Control
TSB	Total-Surface-Bearing
VASS	Vacuum Active Suspension System
VCO ₂	Volume de dióxido de carbono
VMC	Velocidade de Marcha Confortável
VO ₂	Volume de oxigênio

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A escolha de um tema de investigação, no âmbito do projecto de pesquisa que deu origem a este trabalho para a atribuição do título de especialista, constituiu um momento do percurso pessoal de construção de um eixo contínuo em que se foram cruzando condições envolventes, experiências, motivações e interesses ao longo da experiência profissional do autor.

Com a previsão de um aumento contínuo do número de amputados, com a contínua evolução das ciências médicas, com a contínua evolução científica da Ortoprotésia, (componentes, técnicas específicas, materiais), com a contínua melhoria da formação da profissão, com a alteração do paradigma do estado social, tal como o conhecemos, urge reflectir sobre como a Reabilitação do amputado, com o recurso aos dispositivos biomecânicos (próteses), que deverão ser aplicados de forma consciente, sustentada e fundamentada numa base científica⁴.

“Prosthetic prescription for patients with lower-limb amputation is primarily based on empirical knowledge. Many options are available for different prosthetic components; however, prescription criteria are based mainly on subjective experiences of physicians, therapists and prosthetists”⁴.

As tomadas de decisão deverão ser baseadas em evidência científica⁵. Das inúmeras soluções existentes, decidir qual a melhor solução, com base numa sustentação científica, será no futuro próximo uma realidade cada vez mais presente e necessária e uma mais-valia, na argumentação científica, sobre a pertinência ou não de determinadas soluções.

Perante uma população cada vez mais esclarecida e exigente, com mais expectativas sociais e profissionais e com um maior conhecimento do potencial tecnológico existente e de como este poderá minimizar as suas incapacidades físicas, uma maior participação no processo reabilitativo torna necessário que as soluções possíveis de ser preconizadas possam e devam ser testadas/avaliadas/quantificadas, como forma de serem devidamente seleccionadas e de assim envolverem o seu utilizador, no processo reabilitativo, de uma forma consciente e motivada, com a consciência das suas reais capacidades de funcionalidade com a utilização do dispositivo biomecânico mais adequado.

A equipa multidisciplinar deverá possuir dados fidedignos de que a solução escolhida é a mais indicada no aspecto científico, tecnológico e financeiro.

1.1. CONTEXTO CIENTÍFICO GENERALISTA DO PROJECTO DE INVESTIGAÇÃO

A dificuldade ou incapacidade de realizar as AVD'S, necessárias à independência pessoal, como resultante da impossibilidade de realizar uma marcha normal é a principal consequência da perda de um membro inferior, por amputação⁶.

Amputação é a perda (cirúrgica ou traumática) de um segmento do corpo, sendo aplicada aquando de uma lesão (traumática, vascular, ou outra) que tenha afectado de uma forma irreparável o ser humano, causando limitação funcional^{7,8}. Estudos apontam para que 85% de todas as amputações sejam do membro inferior⁹. A amputação mais frequente é a transtibial e esta tem normalmente um bom prognóstico para a utilização da prótese, apesar do amputado poder apresentar dificuldades na deambulação, transferências, dor no coto ou mesmo dor fantasma, assim como baixa auto-estima, medo e depressão¹⁰. De facto a amputação de um membro é quase sempre a última opção, de forma a salvar o membro residual numa situação mais grave^{7,11,12}.

A maior frequência da amputação transtibial ocorre na faixa etária compreendida entre os 50 e 75 anos, com predomínio para as de etiologia vascular (80%), sendo a diabetes a principal causa seguida da aterosclerose, embolias e trombozes arteriais, geralmente em sujeitos com idades acima dos 50 anos, logo de seguida pela etiologia traumática (10,6%), abrangendo jovens adultos (causas laborais e rodoviárias). Nas crianças as causas mais vulgares de amputação são as anomalias congénitas, situações traumáticas e neoplásicas (5,8%). Quanto ao género, 75% da incidência recai no sexo masculino^{7,10,11}.

Sendo a diabetes uma doença crónica em franca expansão em todo o mundo, em Portugal as estimativas apontavam em 1995 para 5,1%, e em 2006 cerca de 6,5%¹². Em 2009 a prevalência da diabetes era de 12,3% para idades compreendidas entre 20 e 79 anos num total de 983 000 sujeitos.

A evolução do número de amputações *minor* (toda a amputação total ou parcial do pé)¹² e *major* (toda a amputação de desarticulação do pé ou supra)¹³ em Portugal de 2003 a 2012 é a seguinte:

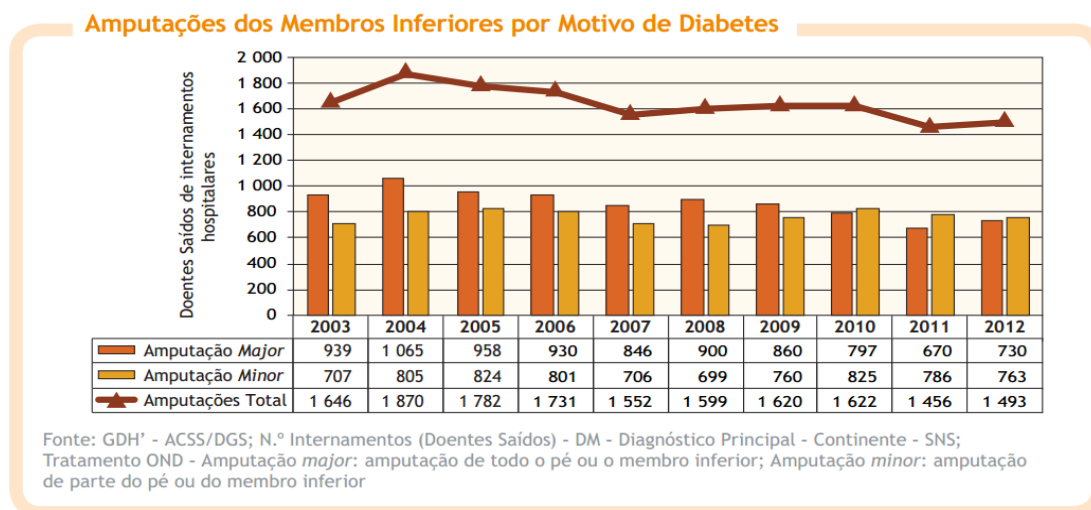


Figura 1.1 – Tabela e Gráfico com o número de Amputações em Portugal de 2003 a 2012¹²

Da análise dos dados verificamos que em 2012 somente derivados das diabetes temos 1493 amputações, mas segundo Neves¹⁴, somente 70% das amputações são derivadas dos diabetes assim poderemos calcular que no total só no ano de 2012 houve em Portugal 2538 amputações.

1.2. CONTEXTO CIENTÍFICO ESPECÍFICO DA INVESTIGAÇÃO

Sendo a ausência do membro inferior um grande obstáculo à mobilidade, somos confrontados com a evidência científica que comprova que a actividade física (qualquer movimento corporal que resulta em gasto energético) tem efeitos sobre a saúde e a qualidade de vida, de uma forma positiva, sendo a manutenção da capacidade funcional uma das mais importantes¹⁵. O sedentarismo (<5000 passos/dia)¹⁶ é portanto um factor de risco para as doenças cardiovasculares, diabetes, hipertensão arterial, osteoporose, cancro, outras patologias crónicas, sendo responsável também pelo aumento da mortalidade¹⁵.

Com uma amputação do membro inferior o paciente tende a viver uma vida sedentária¹⁷, possivelmente devido ao medo cair e ao cansaço associado á utilização da prótese particularmente se tiver associado outras patologias crónicas. Os avanços tecnológicos, especialmente nos componentes protésicos, permitem que estes sejam cada vez mais dinâmicos e adaptáveis às características dos sujeitos, tendo como objectivo aumentar a mobilidade¹⁸ e diminuir os custos energéticos dos amputados protetizados^{19,20}, de forma a contrariar esta tendência geral do sedentarismo, mas mais preocupante na população amputada, sendo estimado para esta, um mínimo de 1450 passos por dia, como o valor mínimo que possibilita uma vida sedentária, mas independente¹.

A harmonia entre o membro residual e a prótese é determinante para que esta cumpra a sua função e possibilite uma marcha eficaz. Um encaixe bem ajustado/adaptado e confortável, com um sistema de suspensão eficaz e confortável, permite ao amputado a continuidade das suas AVD's, mantendo o coto funcional^{1,2}.

Pretende-se que na prótese transtibial o ajuste do encaixe permita que exista um perfeito contacto entre o encaixe e o coto, sem que haja danos na pele ou desconforto de alguma forma²¹, no entanto inúmeras vezes existem queixas relacionadas com o desconforto provocado pela prótese (feridas no coto, por uma inadequada suspensão)^{5,22}.

O sistema de suspensão e o ajuste do encaixe ao coto desempenham um importante papel na funcionalidade da prótese na mobilidade do amputado e na sua satisfação em geral com o dispositivo³. O conforto e a eficácia funcional da prótese estão intimamente relacionados².

1.3. DEFINIÇÃO DOS OBJECTIVOS

Os objectivos gerais deste estudo consistem na obtenção de respostas às seguintes questões:

- Perceber se a metodologia utilizada permite aferir da eficiência da marcha e concluir se os sistemas de suspensão testados apresentam diferenças na eficiência das diversas próteses transtibiais testadas, tendo por base os dados fornecidos pela imagiologia e calorimetria indirecta;
- Perceber qual a percepção do amputado relativamente eficiência transmitida pelos diferentes componentes Ortoprotésicos;
- Verificar se existe uma relação entre os resultados fisiológicos e a percepção do amputado.

Como forma de melhor compreensão do trabalho, optou-se, na apresentação deste estudo, pela seguinte organização:

O capítulo 1 foi dedicado a um enquadramento geral e a justificação da pertinência de um estudo com estas características. O capítulo 2 foi dedicado a Revisão da Literatura, com uma resenha sobre a história da ortoprotesia relevante para o tipo de dispositivo biomecânico em estudo, a prótese transtibial e a marcha normal e proporcionada pelas próteses. No capítulo 3, irá ser abordada a avaliação qualitativa e a avaliação Quantitativa. No capítulo 4, será apresentado a metodologia aplicada, as variáveis independentes em estudo e as variáveis dependentes, equipamentos e protocolos de avaliação. No capítulo 5 serão apresentados os

resultados, sendo o capítulo 6 destinada á discussão dos resultados apresentados. O capítulo 7 será para as conclusões e o capítulo 8, será efetuada uma análise a todo o trabalho com reflexões e sugestões.

CAPÍTULO 2

REVISÃO DA LITERATURA

1. RETROSPECTIVA HISTÓRICA DA ORTOPROTESIA

Este capítulo encontra-se dividido em dois pontos de moderação de modo a clarificar o leitor a razão de ser da Ortoprotésia, como é na actualidade e os componentes que constituem uma prótese para o membro inferior e a importância de cada no processo de reabilitação de acordo com as características funcionais dos amputados. O ponto 1 versa sobre a evolução da Ortoprotésia na história da humanidade desde os primeiros registos da actividade Ortoprotésica aos equipamentos que utilizam a tecnologia mais recente na reabilitação. O ponto 2 prende-se num enquadramento teórico sobre as amputações do membro inferior e uma análise estruturada dos componentes protésicos existentes para a protetização do membro inferior ao nível transtibial.

“Algures no tempo, o Homem deve ter descoberto o alívio para a dor, proporcionado por um objecto que, apesar de rudimentar ou de inadequado na sua concepção inicial, depois de colocado sobre o corpo exercendo determinadas forças, lhe proporcionava conforto ao erradicar o sofrimento físico”^{23(p68)}, assim nasceu a Ortoprotésia.

1.1. ANTIGUIDADE

Existe alguma discrepância entre os autores sobre o primeiro registo histórico das actividades ortoprotésicas. A evidência arqueológica mais antiga data de há 45000 anos a.C., onde foi encontrado no Iraque um esqueleto de um homem de Neandertal, com indícios de ter sobrevivido até aos anos 40 de idade com uma amputação abaixo do cotovelo²⁴, outras evidências históricas são pinturas encontradas em cavernas em Espanha e França datadas de aproximadamente 36000 anos a.C. onde se vêem imagens com mutilações dos membros⁷. No Egipto o investigador Arbor em 1952 assinala a existência de uma ortótese de estabilização do membro inferior²³ no túmulo de Hirkouf (2750-2625 a.C.).

O registo mais antigo que se conhece sobre a protetização é um achado arqueológico russo divulgados em 26 de Janeiro de 1971, que remontam a 2300 a.C., e que se tratava de uma prótese feita com ossos e pele de uma cabra de forma a substituir o membro ausente^{7,23}. Existe também um relato escrito por Rig-Veda, no qual entre 3500 e 1800 a.C., a rainha guerreira indiana de nome Vishpla, em consequência de uma batalha viu a sua perna ser amputada, e após a protetização com uma prótese feita de ferro regressou às batalhas^{7,24,25}.

A figura 2.1 mostra uma prótese romana datada de 300 a.C. da guerra de Samite que foi encontrada em 1858 em Itália mais precisamente em Cápua, esta era constituída de madeira, bronze e couro, no entanto foi destruída durante a segunda guerra mundial^{7,26-28}.

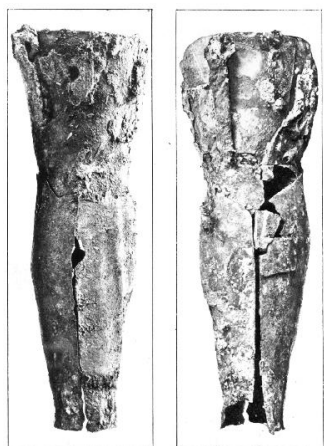


Figura 2.1 – Prótese Romana desenterrada em Cápua²⁹

Jacqueline Finch, cientista da Universidade de Manchester, tornou-se responsável pela descoberta da prótese funcional mais antiga que se conhece. O dispositivo da figura 2.2 consiste numa prótese do Hallux, muito bem preservada, ligado aos restos mumificados de uma mulher egípcia Tabaketenmut, filha de um alto sacerdote que viveu entre 950 e 710 a.C.³⁰.



Figura 2.2 – Prótese do Hallux³⁰

1.2. IDADE MÉDIA (séc. V a XV)

Na Idade Média, poucos avanços ocorreram tanto na evolução do pensamento como na ortoprotesia²⁸, no entanto surgiram as primeiras Universidades e iniciou-se o ensino da Anatomia, tendo aparecido as primeiras próteses feitas em ferro forjado, mas sem movimento²³. Nesta época as próteses eram produzidas por ferreiros e apenas os cavaleiros tinham acesso a essas mesmas próteses, a maioria delas tinham somente o objectivo de esconder deformidades ou ferimentos sofridos em combate, sendo dada pouca atenção à funcionalidade^{28,31}.



Figura 2.3 – Imagem alusiva à Época das Trevas²⁸

Fora dos campos de combate, só os mais ricos tinham acesso a um dispositivo que poderemos referenciar como uma “perna de pau” ou à “mão em gancho” (figura 2.3) para a função diária. Era ainda comum nesta época, os armeiros desenharem e criarem membros artificiais²⁸.

Em 1200, a escola médica de Bolonha considerou as ortóteses como uma parte importante do conhecimento médico. As ortóteses foram assim estandardizadas e simplificadas através da utilização de madeira e metal²⁷. Com o aparecimento dos canhões em 1346 em Crecy e dos mosquetes em 1364 em Perugia²⁴, o paradigma bélico foi radicalmente alterado, assim como o paradigma Ortoprotésico, devido a novos e mais devastadores danos traumáticos. Von de Götz Berlichingen que viveu entre 1489 e 1562, fica na história da evolução das próteses, por aos 30 anos de idade ter perdido a sua mão direita durante uma sangrenta luta na batalha de Crecy, no cerco de Landshut, e por ter sido protetizado. Por esse facto recebeu o apelido de “Mão de Ferro”.

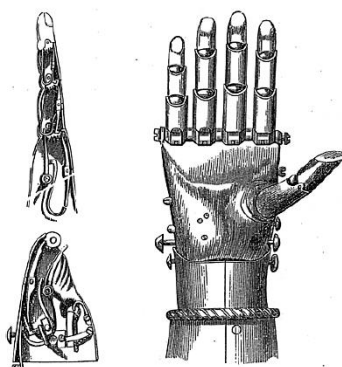


Figura 2.4 – Mão de ferro de Von de GötzBerlichingen²⁹

Durante os meses necessários para a cicatrização da sua amputação traumática, este cavaleiro com o auxílio dos seus armeiros idealizaram o fabrico de um meio braço de metal (figura 2.4).

Este tinha uma mão em que cada uma das articulações podiam ser movidas separadamente, a prótese foi suspensa por tiras de couro e embora não tenha sido accionada pelo uso do corpo, esta foi uma excelente tentativa de fazer uma prótese funcional. Essa mão mecânica podia ligar-se com absoluta segurança e firmeza ao seu antebraço e manter a sua espada firmemente presa em posição de ataque ou de defesa. Nos anos seguintes à sua protetização, Van de Götz Berlichingen envolveu-se em diversas campanhas militares, tornando-se um cavaleiro lendário^{31,32}.

1.3. IDADE MODERNA (séc. XV a XVIII)

Foi no séc. XVI que nasceu em Borg-Hersent perto de Laval província Mayenne em França, alguém que iria ter um papel muito importante na evolução da Ortoprotesia. De seu nome Ambroise Paré (figura 2.5) cirurgião-barbeiro e finalmente mestre cirurgião da Fraternidade de St. Come do exército francês, reintroduziu os princípios de Celsus (amputação através de tecidos sãos, o uso das ligaduras para estancar hemorragias em detrimento das cauterizações). Ele foi o primeiro a conseguir executar uma amputação transfemural e em 1536, realizou a primeira desarticulação do cotovelo^{24,26,31}.



Figura 2.5 – Ambroise Paré (1510-1590)³¹

Em 1561 Ambroise Paré desenvolveu uma prótese, destinada aos amputados transfemorais, construída em ferro, foi a primeira perna artificial conhecida a ter possibilidade de bloqueio para a articulação do joelho (figura 2.6). Desta forma o joelho podia ser destrancado, por exemplo, para sentar^{7,24,28}.

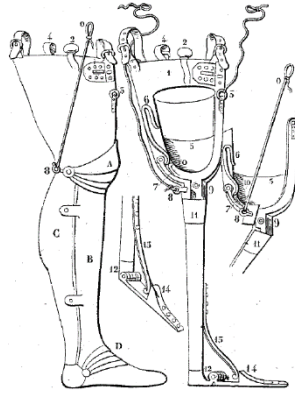


Figura 2.6 – Peg-leg

Em 1696, Pieter Andrianszoon Verduyn, um cirurgião holandês, desenvolveu a primeira prótese transtibial, conhecida como *Below Knee* (BK), com o joelho desbloqueado, ou seja, permitia o movimento do joelho. Esta prótese consistia num encaixe de cobre revestido a couro, um pé de madeira não articulado e uma banda de couro na coxa ligada ao encaixe com hastes de metal como ilustrado na (figura 2.7-b)²⁸, veio substituir a *Peg-leg* de Ambroise Paré (figura 2.7-a)²⁸. Esta prótese inspirou as próteses transtibiais funcionais, até à introdução da prótese *Patellar Tendon Bearing* (PTB) em 1959, pela Universidade da Califórnia de Berkeley⁷.

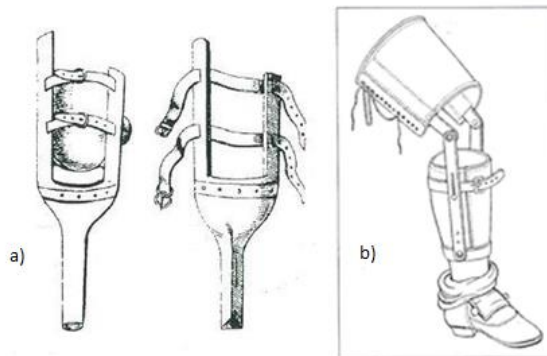


Figura 2.7 – a) *Peg-leg* b) Prótese *Below-Knee*²⁸

1.4. IDADE CONTEMPORANEA

Em 1816, James Potts, em Londres, introduziu uma prótese transfemural com canela em madeira, joelho de aço e um pé articulado. Pelas características da prótese, esta permitia a dorsiflexão sempre que o amputado flectia o joelho. Mais tarde, esta prótese ficou conhecida como “A Anglesey” (figura 2.8), porque foi usada pelo Marquês de Anglesey depois de perder a sua perna na batalha de Waterloo^{24,28}.



Figura 2.8 – Prótese “A Anglesey”^{24,28}

Em 1863, Dubois Parmlee inventou uma prótese onde a suspensão era feita através de um sistema de sucção de ar que permitia uma melhor fixação do membro residual. Gustav Hermann, nesse mesmo ano introduziu o alumínio em vez do aço para as próteses, no entanto esta inovação só começou a ser praticada em 1912, quando Marcel Desoutter, um famoso aviador, perdeu a perna num acidente aéreo, e fabricou a primeira prótese em alumínio com o auxílio de um irmão que era engenheiro^{24,28,32}.

A Guerra Civil Americana (1861-1865) como toda a calamidade produziu um incremento exponencial no número de amputados que sobreviviam às amputações e careciam de membros artificiais. Após a guerra civil, ocorreu nos Estados Unidos da América um desenvolvimento muito maior na área da Ortoprotesia do que a Europa^{24,28}.

1.4.1. SÉCULO XX

Durante a I Guerra Mundial (1914-1918), a maior preocupação era colocar os soldados mutilados novamente em condições de continuarem activos na guerra (figura 2.9 e 2.10), mas os conhecimentos científicos específicos de ortoprotesia e de anatomia, comprometiam a funcionalidade dos dispositivos biomecânicos criados. A produção dos dispositivos era feita de forma totalmente artesanal, incluindo os componentes (pés, joelhos)²⁹.



Figura 2.9 – Soluções protésicas em 1885²⁹

Pela necessidade de reabilitar o crescente número de amputados de guerra, a pesquisa e o desenvolvimento protésico foram estimulados⁷. Nos Estados Unidos da América uma das principais consequências da guerra foi a criação da AOPA – *American Orthotic & Prosthetic Association*, resultado do empenho do cirurgião general do exército como forma de colmatar a carência de Ortoprotésicos, incrementando o desenvolvimento das próteses com esta iniciativa²⁴.



Figura 2.10 – Prótese transtibial de 1914²⁹

Devido à imensa quantidade de amputados na Europa e da necessidade de protetizar o maior número de amputados no menor espaço de tempo, da forma mais económica possível, para que pudessem participar no processo reconstrutivo das suas nações, no ano de 1919, um alemão de nome Otto Bock, compreendendo que os métodos tradicionais de produção de dispositivos para a reabilitação eram dispendiosos e morosos e que dessa forma nunca dariam resposta às necessidades, desenvolveu o conceito da fabricação de componentes protésicos em série, juntamente com os dispositivos que permitiam utilizar as técnicas para o alinhamento. Os três principais módulos dos membros inferiores eram: um bloco para o encaixe; uma articulação do joelho com haste; e um conjunto tornozelo-pé (figura 2.11)²⁴.

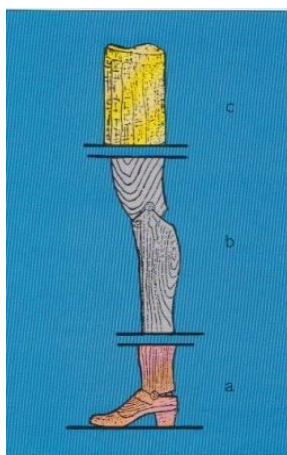


Figura 2.11 – Prótese por componentes da OttoBock^{TM33}

Com o início da II Guerra Mundial, surge um novo impulso relativamente à evolução da Ortoprotesia, no período que mediou as duas grandes guerras não houve grandes marcos de referência quanto à evolução desta área. Novos princípios biomecânicos mais funcionais e novos componentes pré-fabricados permitiram que a intervenção Ortoprotésica fosse mais dedicada às necessidades dos amputados e não ao factor meramente mecânico da produção⁷. Após a II Guerra Mundial, a insatisfação dos amputados quanto às performances das suas próteses eram cada vez mais audíveis^{26,28}. Assim foram iniciados estudos na Universidade Berkeley da Califórnia, por Verne Inman e Howard Eberhart sobre a marcha humana. Concluíram estes investigadores que a marcha dos amputados beneficiaria muito se se mantivesse o maior comprimento possível de osso assim como a maior quantidade de tecido para “almofadamento” distal. Estas conclusões vinham colidir com o *Status Quo* instalado da época, que utilizavam cotos curtos para melhor utilização das próteses usadas nesse período²⁴.

Em 1880 surge nos Estados Unidos pela mão de A.A. Marks, o primórdio do pé SACH, que foi patenteado com o número 234.596³⁴. Mais tarde nos anos 50, mais precisamente em 1956 foi criada a presente versão do pé SACH (Solid Ankle Cushion Heel), no Laboratório de Biomecânica da Universidade da Califórnia em Berkeley³⁴. Este pé é comparável com um pé de eixo simples mas no entanto não é articulado. É constituído por um núcleo de madeira revestida por um material plástico elástico e um calcanhar com cunhas de espuma. Por ser um pé leve, durável, barato e sem manutenção, tornou-se extremamente popular a nível mundial^{7,11}.

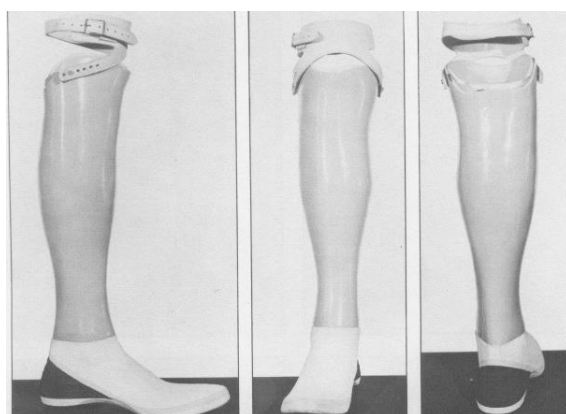


Figura 2.12 – Prótese transtibial com encaixe PTB e pé SACH³⁵

Em 1959 surge o encaixe transtibial PTB, com uma suspensão simples de uma braçadeira supracondiliana (figura 2.12), conhecido em português como o “Encaixe de Apoio do Tendão Rotuliano”. Este encaixe foi inventado pela equipa de Radcliffe e Foort na Universidade da

Califórnia em Berkeley, 265 anos depois de Verduyn em 1696 ter substituído a sua prótese pela “Peg-Leg”²⁴.

Após a introdução pela Northrop Aviation™ de uma resina passível de ser laminada, esta foi testada no Hospital *Sunnybrook* em Toronto, passando depois a ser o material de eleição para a produção Ortoprotésica²⁴.

Em 1963 Marian Weiss, médica polaca e diretora do *Konstantin Rehabilitation Hospital* perto de Varsóvia, iniciou a técnica da protetização imediata, conceito inovador de aplicação de uma prótese temporária logo no período pós-cirúrgico imediato⁷.

Outros tipos de encaixes transtibiais foram desenvolvidos neste período na Europa. Em 1964 surge em França o encaixe PTS⁷, e por sua vez na Alemanha em 1968, surge na Alemanha o KBM também conhecido por *Pattela Tendon Bearing/Supra Condylar* (PTB/SC) desenvolvido por Kuhn em Münster na Alemanha^{7,24}.

Em 1970 a multinacional *Otto Bock Orthopaedische Industrie GmbH* inicia a produção estandardizada de componentes para próteses endosqueléticas perfeitamente permutáveis entre si, a preços razoáveis (figura 2.13), transformando as próteses exoesqueléticas de alinhamento fixo, totalmente obsoletas^{24,33}.



Figura 2.13 – Próteses Endosquelética da OttoBock™³³

Em 1983 a firma inglesa Blatchford™ cria uma prótese transtibial constituída essencialmente por fibras de carbono e que pesava somente 1,5 Kg²⁴.

Entre os anos 80 e 90 viram-se vários desenvolvimentos tecnológicos nas próteses para o membro inferior, tais como pés protésicos com características técnicas que permitiam aos amputados andar, correr e saltar, com uma facilidade até então impossível, sendo conhecidos como pés de acumulação e retorno de energia. O primeiro pé inteiramente em carbono foi o

Pé Seattle® depois do ano de 1987 da empresa Flex-Foot Inc®. Neste período, mais especificamente em 1986 surgiu uma inovação na Islândia, criado por um amputado de nome Össur Kristinsson, o *liner Roll-on* (manga flexível de silicone que se desenrola ao longo do coto)^{7,24}.

Também neste período com a introdução dos computadores pessoais, surge o *Computer Aided Design Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM)* para a produção de encaixes protésicos, que se pretendiam mais eficientes e rápidos^{7,24}.

1.4.2. SÉC. XXI

Neste século as inovações mais marcantes recorreram à electrónica, assim duas décadas decorridas depois de terem sido concebidos os primeiros pés protésicos de acumulação e retorno de energia surgem novos produtos, com o objectivo produzir um pé protésico com energia suficiente para simular a acção do tornozelo na marcha. Surge o *Próprio Foot*®, produzido pela marca Össur™ (figura 2.14), o qual não é no entanto um verdadeiro pé activo, porque somente na fase oscilante quando é executada a dorsiflexão por um dispositivo elétrico, ele age como tal³⁶. Outro dispositivo também disponível é o pé biónico designado por *Iwalk BiOM*®, que consegue gerar força de forma a produzir a dorsiflexão, assim como a flexão plantar³⁷.



Figura 2.14 – Próprio Foot®

<http://www.ossur.com/prosthetic-solutions/bionic-technology/proprio-foot>

2. AMPUTADO TRANSTIBIAL

Amputação é um termo que deriva do latim com o significado de ambi=ao redor de/em volta de e putatio=podar/retirar^{7(p11)}, foi pouco usado em textos romanos e acredita-se, que nunca servia para indicar uma amputação cirúrgica, no entanto, o verbo *amputare* foi empregue como referência ao corte das mãos dos criminosos. Na língua inglesa, o significado de “amputação”, só foi atribuída ao acto de excisão de um membro por cirurgiões a partir do séc. XVII²⁹.

Na história da medicina, a amputação era uma actividade frequente como solução para salvar vidas sendo usada como recurso para solucionar situações graves de fracturas complexas ou de infecções dos membros, no entanto os resultados não eram de todo os melhores havendo muitas mortes por situações hemorrágicas ou septicemia após a cirurgia³⁸.

2.1. ETIOLOGIA

Existem alternativas à amputação e quando esta é estritamente necessária, existe uma preocupação com os aspetos funcionais do membro residual³⁸. As amputações dos membros superiores raramente têm como causa uma situação vascular, sendo esta no entanto a maior responsável pela amputação nos membros inferiores, com a seguinte etiologia: vascular, neuropática, traumática, neoplásica, infecciosa, anomalia congénita⁷.

No entanto, Nielsen apresenta uma tabela com uma divisão ligeiramente diferente e com percentagens obtidas nos EUA em meados dos anos 90^{38(p520)}.

Quadro 2.1 – Percentagem da etiologia obtidas nos EUA em meados dos anos 90^{39(p520)}

Causa	Traumática	Mal Formação Congénita	Neoplásica	Vasculares e Neuropáticas
	16,4%	0,8%	0,9%	81,9%

2.2. NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO

As amputações podem ser classificadas segundo o nível da amputação^{40(p21-44)}.

Quadro 2.2 – Níveis e percentagens de amputação nos EUA 1988-1996^{38(p521)}

Nível da Amputação	Percentagem
Dedos	33,11%
Pé e Tornozelo	11,38%
Transtibial	28,12%

Desarticulação do Joelho	0,52%
Transfemural	26,08%
Desarticulação da Anca e Hemipelvectomia	0,64%
Amputações Bilaterais	0,15%
TOTAL	100%

As amputações transtibial e transfemural, podem ser classificadas em três níveis distintos de acordo com o comprimento do coto: terço proximal; terço medial; terço distal. A amputação transtibial é comum entre os idosos por etiologia vascular e entre os jovens por etiologia traumática^{7,41-43}.

2.3. PRÓTESE TRANSTIBIAL

As próteses são dispositivos biomecânicos utilizados para substituir algo perdido ou mal formado no nosso organismo⁷. A prótese é um dispositivo biomecânico complexo que deve ser produzido individualmente e adaptado a cada utilizador. Nos últimos 15 anos, os conceitos técnicos e materiais utilizados para a produção de próteses transtibiais sofreram uma alteração radical e por essa razão os amputados podem utilizar as suas próteses activamente por um maior período de tempo⁴⁴.

A prótese transtibial é constituída pelos seguintes componentes Ortoprotésicos: Encaixe transtibial; Canela ou Pilão; Pé Protésico; e Sistema de Suspensão.

2.3.1. ENCAIXE TRANSTIBIAL

O encaixe é uma parte essencial da prótese independentemente se esta é exoesquelética (prótese constituída por uma estrutura externa rígida, responsável tanto pela sustentação do peso como pelo aspeto cosmético)^{45,46}, ou endoesquelética (prótese constituída por uma estrutura interna formada por componentes mecânicos, cobertos por um revestimento cosmético de espuma)^{45,46}. O encaixe contacta intimamente com o coto, descarrega em determinadas zonas o peso do amputado, mantendo diversas pressões que permitem a suspensão. Também é responsável por conter, suportar e envolver o coto, não inibindo a circulação sanguínea^{7,44,47}.

Quadro 2.3 – Encaixes Transtibiais

Encaixe PTB	O PTB (<i>Patellar Tendon Bearing</i>) possui áreas específicas de pressão e áreas específicas de alívio, ^{7,24,35} foi o tipo de encaixe mais prescrito ao longo dos anos. O suporte do peso é essencialmente localizado na linha média-ântero-posterior (apoio rotuliano e na região poplítea), onde poderiam ser atingidos valores máximos de 300 a 400 KPa ²¹ , esta pressão para além de permitir só por ela uma suspensão também permitia ao amputado uma marcha com um padrão dentro da normalidade. Ao PTB estão associados problemas tais como: desconforto, dor, dermatoses ^{7,40,41,44,45} .
Encaixe TSB	O TSB (<i>Total Surface Bearing</i>) encaixe de contacto total, em que as forças do peso do amputado e da resultante da marcha, são exercidas em todo o membro residual, deixando de haver zonas exclusivamente de pressão e outras exclusivamente de descompressão ^{44,48} . Foi desenvolvido para compensar as limitações do encaixe PTB. Pela distribuição da pressão por todo o coto, torna a prótese mais confortável e reduz a possibilidade de desenvolver edema distal. O TSB é mais leve e com melhores resultados de suspensão ⁴⁴ .
Encaixe KBM	O KBM (<i>Kondylen Bettung Münster</i>) é muito utilizado nas amputações transtibiais sendo recomendado para cotos muito curtos, por solucionar problemas de suspensão, basicamente a diferença entre ele e os congéneres é a ausência duma parede envolvente da rótula, sendo a sua grande mais-valia a aceitação da componente estética ⁷ .

Todos os encaixes referidos (PTB, TSB e KBM), necessitam de ter internamente um encaixe flexível, almofadado ou não, que poderá ser em espuma de polietileno, comercialmente por PE-LITE™⁴⁹, ou em plástico termomoldável (polietileno)⁴⁴ ou recentemente a partir de 1986 – como já referido anteriormente – um *liner* em silicone^{11,44}.

Estes *liners* introduziram uma serie de vantagens em comparação com os sistemas mais antigos, sendo uma das vantagens o facto de efectivamente conseguirem dispersar as forças sobre o coto²¹, serem resistentes à agua, suor e influências atmosféricas e serem inodoros e insípidos⁵⁰.

2.3.2. CANELA OU PILÃO

A relação angular entre o encaixe e o pé protésico quando suporta o peso do corpo do amputado é mantida no sistema exosquelético pela canela protésica e no sistema endosquelético é pelo pilão^{44,51}.

A escolha do pilão é influenciada pelas características do amputado tais como: peso; idade; altura; nível de actividade física; nível de amputação e comprimento do membro residual^{44,51}.

A este componente poderão ser associados sistemas de absorção de choque e de rotação, no plano transversal, para sujeitos muito activos que participem em actividades onde estejam envolvidas grandes intensidades de cargas no encaixe e no coto^{44,47,51,52}.

2.3.3. PÉS PROTÉSICOS

Os pés protésicos têm como função na marcha dois grandes propósitos: dissipação das forças resultantes do contacto do calcanhar e transmissão das forças para as restantes fases⁵¹.

Quadro 2.4 – Classificação dos Pés Protésicos⁵³

	Categoria	Característica funcional	Indicações gerais	Vantagens	Desvantagens
Pés Articulados	<i>Pé de eixo único</i>	Assegura um rápido contacto total do pé no solo; Cooperar na estabilidade do joelho no momento de descarga do peso	Redução da flexão do joelho no momento de descarga do peso	Aumenta a estabilização postural inicial; Oferece uma estabilização activa nos joelhos protésicos transfemorais	Peso aumentado; Custo maior; Manutenção mais cuidada
	<i>Pé Multiaxial</i>	Movimento em três planos	Para terrenos irregulares; Redução da flexão do joelho no momento de descarga do peso	Reduz a tensão de cisalhamento no coto; Assegura um rápido contacto total do pé no solo no momento de descarga do peso; Adapta-se ao terreno	Peso aumentado; Custo maior; Manutenção mais cuidada
Pés Não Articulados	<i>Pés Alma Rígida</i>	Absorve o impacto do contacto inicial e oferece uma superfície de marcha estável	Deambulação doméstica ou limitada á aos arredores da sua habitação sem variação de cadência de marcha	Baixo custo; Durável; Nível de entrada	Falta de flexibilidade estrutural
	<i>Pés de Alma Flexível</i>	Transição suave durante o ciclo da marcha	Deambulação nos arredores da residência	Permite uma mudança suave nas diferentes fases da marcha; Pode reduzir o atrito na pele do coto	Resposta limitada na posição terminal da marcha
	<i>Pés de Acumulação e Retorno de Energia</i>	Estrutura flexível de compressão; A quilha deforma-se para absorver e libertar a energia acumulada	Variações de cadência; Actividade alta; Exercício físico	Altamente responsivo; Armazena e liberta energia	Custo maior; Pode dificultar o aspeto cosmético da protetização

Com a evolução dos pés protésicos surgiram mais recentemente os pés biônicos, novos componentes que não se enquadram na classificação proposta por Wilson⁴⁵ e Ferguson⁵³.

2.3.3.1. PÉS BIÓNICOS

Duas décadas decorridas depois de terem sido concebidos os primeiros pés protésicos que ambicionavam possibilitar uma marcha mais funcional, surgem novos produtos, com o objectivo de restituir energia suficiente ao tornozelo na marcha, assim em 1998 nasce como protótipo a primeira prótese transtibial com um pé biónico accionado por um sistema pneumático⁵⁴. Devido ao nascimento destes novos produtos segundo Versluys em 2008, a classificação actual dos pés protésicos seria: Pés Convencionais ou *Conventional Feet*³⁶, Pés de Acumulação e Retorno de Energia ou *Energy Storing and Returning Feet*(ESR)³⁶, Pés Biônicos ou *Bionic Feet*³⁶ (“dispositivo mecânico com um ou mais componentes activos, utilizados por um amputado do membro inferior”^{36(p52)}). Estes componentes, encontram-se na maioria dos casos em estudo, excepto dois componentes que se encontram já comercializados o *Próprio Foot*[®] e o *IwalkBiOM*[®]. No entanto o *Próprio Foot*[®] não é um verdadeiro pé ativo, porque na realidade em toda a fase da marcha é um pé de acumulação e retorno de energia, sendo um pé activo na fase oscilante quando é executada a dorsiflexão, por um dispositivo eléctrico. Contudo Versluys em 2008, considera-o biónico porque faz uso de componentes activos, que ajustam o ângulo do pé para melhor executar a marcha^{36(p52)}. O *IwalkBiOM*[®] consegue gerar poder de forma a produzir a dorsiflexão, assim como a flexão plantar^{37,55}.

2.3.4. SISTEMA DE SUSPENSÃO

Qualquer sistema de suspensão deverá ter dois grandes objectivos:

- a) Permitir que o amputado se possa sentar confortavelmente;
- b) Suspender firmemente a prótese durante a actividade do amputado mais concretamente na fase oscilante da marcha⁴⁴.

Uma boa suspensão reduz o risco de danos na pele tais como irritação e/ou feridas da mesma, pela minimização dos movimentos entre o encaixe e o coto (êmbolo e torque)^{3,11,44,2}.

Existem dois grandes grupos de soluções de suspensão; as convencionais, que são mais antigas; e as contemporâneas que surgiram nos anos 80 com a introdução do *liner*.

Quadro 2.5 – Suspensões Convencionais

Suspensão por peça de coxa com e sem apoio isquiático	Para cotos que não toleram pressão e/ ou que sejam muito curtos, sistema com duas hastes articuladas, laminadas ao encaixe e com uma banda ou um apoio proximal que faz a suspensão ou suspensão e descarga do peso do amputado ^{7,11,35} .
Suspensão por paredes Supracondilianas	Suspensão é conseguida através do envolvimento dos côndilos femurais pelas paredes laterais do encaixe, é normalmente designada por PTB-SC ou por suspensão PTS ^{7,11,44} .
Suspensão Supracondiliana e Suprarotuliana	É uma suspensão supracondiliana com um envolvimento anterior da rótula PTB-SC-SP, este sistema aumenta a suspensão pelo aumento da rigidez das paredes médio-laterais devido à parede anterior envolver a rótula. Este sistema aplica-se a amputados com o coto muito curto e também aqueles que possuem hiperextensão do joelho ⁴⁴ .
Suspensão por braçadeira Supracondiliana	Sistema ligado às paredes laterais do encaixe envolve os côndilos femurais e apoia-se sobre o bordo superior da rótula ponto onde se efectua a suspensão. Este sistema é de fácil aplicação e produz uma eficiente suspensão no entanto impede o acto de sentar confortavelmente flectindo o joelho ^{7,11,44} .
Cinto com braçadeira Suprarotuliana em “V” invertido	Cinto pélvico, com um tirante elástico para possibilitar a flexão do coto, ligado a um “V” invertido, colocado sobre o bordo superior da rótula e lateralmente é ligado às paredes laterais do encaixe. Sistema utilizado pelos recém-amputados como por aqueles que praticam desporto, utilizam este sistema como suplemento auxiliar ao que já utilizam ^{7,11,44} .
Suspensão por manga	Produzido em tecido elástico (tipo joelheira elástica), em neoprene, silicone ou latex. A manga deve ser ou desenrolada sobre a coxa ficando agarrada a esta executando assim a suspensão da prótese ^{7,11,44} .
Suspensão por sucção	Desenvolvida em Uppsala SWEDEN 1971, como resposta às queixas dos utilizadores do PTB sobre as feridas de contacto e a irritação cutânea que este provocava. Neste sistema era colocada uma válvula unidireccional de extracção do ar colocada distalmente no coto. A prótese era constituída por um encaixe semi-rígido destacável do encaixe rígido ⁵⁶ . Para que este sistema de sucção funcionasse, toda a pele do coto deveria estar em contacto íntimo e constante com as paredes do encaixe ⁴⁸ .

Quadro 2.6 – Suspensões Contemporâneas

Suspensão por Liners com PIN	O sistema é constituído por uma manga maleável normalmente feita por um polímero de silicone ou por um elastómero termoplástico e que possui um dispositivo metálico estriado, designado por PIN acoplado á sua parte distal, que é inserido num trancador que está embebido na parte distal do encaixe ^{11,44} .
Suspensão por Sucção com Liners	Utilizando um interface (silicone, poliuretano), e uma joelheira que veda a entrada de ar do exterior para o interior do encaixe, este possui uma válvula unidireccional de expulsão do ar e assim cria a sucção no espaço entre o <i>liner</i> e as paredes do encaixe ¹¹ .

Suspensão por Vácuo Ativo VASS (Vacuum Assisted Socket System)	A suspensão por vácuo é obtida pela expulsão das moléculas de ar existentes entre o <i>liner</i> e a parede do encaixe através de uma bomba, fazendo assim uma suspensão altamente eficaz ⁵⁷ .
---	---

2.3.5. O PARADIGMA DAS SUSPENSÕES CONTEMPORÂNEAS

As suspensões contemporâneas, que fazem parte deste estudo, tiveram o seu surgimento nos anos 80^{58,59} e podem dividir-se em suspensão por PIN ou *PIN SuspensionSystem*⁵⁸, suspensão por sucção ou *Vacuum Suspension* e suspensão por vácuo ou VASS⁵⁷. Convirá fazer uma ressalva para sublinhar que a suspensão por vácuo teve o seu nascimento nos anos 50⁴⁸, tendo sido completamente desenvolvida e estudada em 1971⁵⁶, mas só após 1984, com a introdução dos *liners* em silicone, ela foi aplicada com os mesmos conceitos de hoje^{3,21,59,60}. Todas estas suspensões têm em comum a utilização de um *liner* em silicone, ou em poliuretano^{1,21,22,56,57,60-64}.

O sistema de suspensão e o ajuste do encaixe protésico, desempenham um papel extremamente importante na funcionalidade da prótese, na mobilidade que o amputado atinge com a sua utilização e na satisfação deste com a sua prótese^{2,1,65}.

Um sistema de suspensão seleccionado tomando em consideração o nível da amputação, as características do coto e o seu nível de actividade, possibilita um conforto que influencia a funcional eficácia da prótese,^{21,2,62,5}

O amputado transtibial apresenta frequentemente queixas de desconforto, feridas, dermatites por fricção, alterações de volume e de inadequada suspensão^{22,63}, sendo essas queixas razão para limitações das AVD's⁶³.

Uma prótese com um sistema de suspensão eficaz deverá ser capaz suster o movimento do coto dentro de encaixe e proporcionar que a distribuição das forças a que o coto está sujeito na fase oscilante da marcha seja equilibrada⁵⁶, assim como reduzir os picos de pressão que o coto está sujeito ao longo da marcha e as forças de cisalhamento (*Shear Stress*: força exercida quando dois corpos sólidos são animados por deslizamentos paralelos invertidos)⁶⁶ de forma a evitar a dor e as lesões cutâneas^{11,44,67}.

Desde sempre que há queixas por parte dos amputados²² e por essa razão surgem inovações que tentam anular ou reduzir essas queixas. Em 1986 Össur Kristinsson apresentou o *ICEROSS (Iceland Roll-On Suction Socket)*, "*Liner*" maleável normalmente feito por um polímero de silicone ou por um elastómero termoplástico e que possui um dispositivo metálico estriado,

designado por PIN acoplado á sua parte distal, que é acoplado num *shuttle locks*, fixando o *liner* ao encaixe^{44,58}.

Uma das vantagens é a dispersão das forças de cisalhamento responsáveis pelo êmbolo existente entre o coto e o encaixe que por sua vez serão responsáveis pela irritação ou mesmo ulceração da pele^{11,44,62}.

A evidência científica sugere que as pressões aplicadas ao coto e a adaptação da pele a estas forças, poderão originar úlceras, quistos epidermóides, sarcoma de Kaposi e verrugas hiperplásicas, sendo que um dos sintomas que os amputados que utilizam este sistema apresentam vulgarmente na região distal seja uma vermelhidão e um edema, devido ao esticar do *liner* que ocorre na fase oscilante que por sua vez comprime o coto proximalmente, criando uma área de sucção distal^{21,22,57,60}. Estes sintomas mantêm-se com a suspensão por PIN, independentemente do material utilizado no interface²¹.

O sistema convencional de sucção⁵⁶ não era resposta às queixas dos amputados porque, para que funcionasse, toda a pele do coto deveria estar em contacto íntimo e constante com as paredes do encaixe e essa era uma tarefa difícil, o que impedia a confecção e disseminação do sistema⁴⁸.

Poucos anos depois da descoberta do *ICEROSS*, o sistema de suspensão por sucção ressurgiu, devido ao aumento do número de amputados insatisfeitos com o desconforto provocado pela tracção distal do sistema PIN^{21,60} utilizando um interface de silicone, ou poliuretano (*TEC® Interface-Total Environment Control*)⁶³, sem o PIN, colocado num encaixe com uma válvula de expulsão de ar unidireccional e uma joelheira de suspensão^{11,21,60,68,69}.

Uma variante deste sistema foi a colocação na zona média inferior de membranas de silicone (membranas hipobáricas) que aderiam às paredes do encaixe onde era criada uma barreira à entrada do ar e com o auxílio duma válvula unidireccional de expulsão do ar criava-se a sucção no espaço entre estas membranas e a parte distal do encaixe¹¹.

A suspensão por VASS, criado por Carl Caspers⁶⁹ em 1996⁷⁰ é aplicada em 1999 e surge para colmatar as queixas das alterações de volume do coto^{1,61,64,68}, sendo a suspensão obtida pela expulsão das moléculas de ar existentes entre o *liner* e o encaixe através duma bomba, este sistema cria um conjunto de forças aproximadamente de 78KPa o que representa a resistência a uma força de tracção de 70 Kg (força necessária para promover a separação do encaixe do *liner*)^{57,60,61,68}. As forças que durante o dia possam ser responsáveis pela queda da prótese raramente excedem 5-10Kg⁶¹.

A aplicação dum sistema de suspensão baseado no fornecimento de vácuo durante a fase oscilante da marcha deslocará fluidos para o membro residual, melhorando o ajuste da

prótese evitando alterações de volume^{1,64}, estabilizando o volume do coto, incrementa-se o conforto, reduz-se as feridas e aumenta-se a funcionalidade diária⁶⁴.

3. A MARCHA

A locomoção é o resultante da conjugação das palavras “*locus*” e “*movere*” derivadas do latim, que significam respectivamente, lugar e mover, ou seja a deslocação de um espaço para outro, que se for realizado por um ser humano na posição bípede tem a designação de deambulação⁷. Desde a antiguidade que a marcha é objecto de estudo, sendo Aristóteles um dos primeiros estudiosos da marcha humana e as suas alterações⁷¹. A marcha fisiológica resulta de um mecanismo responsável por um conjunto de desequilíbrios suportados pelo corpo que resultam na deambulação realizada com segurança e redução do gasto energético^{71,72}.

No séc. XIX, surgiram os primeiros estudos da marcha, através dos irmãos Weber com o recurso a um sistema fotográfico sequencial, criado por Eadweard Muybridge na Universidade de Standford em 1880²⁵. Outro investigador Berernstein introduziu o conceito da cinemática (movimento) enquanto o conceito da cinética ou seja o conceito das forças geradas foi introduzido por Schwartz Innmam e os seus colegas em 1945, debruçaram-se sobre o trabalho de cada músculo durante a marcha e foram os precursores de alguns princípios de avaliação. O computador veio possibilitar recolher e analisar uma quantidade de dados que possibilitou uma análise de marcha mais acurada^{25,72}.

3.1 A MARCHA NORMAL

A marcha consiste num conjunto de movimentos rítmicos alternados e sem esforço consciente, que se designam por “ciclo de marcha”, que por definição é “o intervalo de tempo compreendido entre dois toques sucessivos do calcanhar do mesmo pé”^{7(p288),72}.

A medida de referência em adultos saudáveis:

- Afastamento dos pés durante a marcha (dinâmico) - 10 ± 2 cm⁶⁶;
- Comprimento de meio-passo (*Step Length*) - 66 ± 8 cm⁶⁶.

Quadro 2.7 – Estimativa das Velocidades Correntes da Marcha⁶⁶

Velocidade	m/seg.	m/min	Km/h
Muito Lenta	0.40	24	1.44
Lenta	0.50	30	1.80
	0.70	42	2.52

Moderada	1.00	60	3.60
Determinada	1.30	79	4.68
	1.60	96	5.76
Rápida	1.90	114	6.84

Quadro 2.8 – Velocidades de Marcha Confortável nas Diferentes Idades (m/seg.)⁶⁶

Grupos de Idade	Sexo Feminino	Sexo Masculino
20-29	1.24	1.23
30-39	1.28	1.32
40-49	1.25	1.33
50-59	1.10	1.25
60-69	1.16	1.28
70-79	1.11	1.18

A independência nas AVD's está diretamente relacionada com a velocidade da marcha, e esta terá sempre que ser igual ou superior a 60m/seg., a velocidade mínima necessária para atravessar uma via rodoviária terá sempre que estar compreendida entre 72m/min. e 84m/min^{73,74}, o que o autor Viél⁶⁶ classifica como uma marcha determinada.

3.1.1 A MARCHA EM AMPUTADOS TRANSTIBIAIS

Amputados transtibiais unilateral possuem um padrão de marcha assimétrico, com a fase de balanço mais prolongada, comprimento da passada maior e menor fase de apoio do lado protetizado em relação ao lado não protetizado^{75,76}.

A qualidade da marcha de um amputado do membro inferior depende essencialmente de dois factores, a qualidade da prótese e as condições fisiológicas do amputado, sendo a determinante principal a mobilidade articular, a força muscular e a qualidade do coto⁷⁷.

A prótese, através do encaixe, pretende transmitir as forças e os movimentos e tem como objectivo final a compensação desta perda funcional, permitindo assim, uma marcha adequada⁵² e com gasto energético diminuído⁷¹.

Pretende-se que o sujeito faça a permuta das informações proprioceptivas e das forças de impacto para os locais apropriados do coto, fazendo assim a substituição do pé. A dificuldade de marcha nos amputados resulta na falha da informação proprioceptiva adequada que é transmitida resultando no défice de sincronia da actividade muscular^{7,71}.

Uma deambulação com o menor gasto energético é uma definição de marcha normal, no entanto o amputado do membro inferior a marcha normal não é possível, porque a amputação de um membro, não se limita somente à excisão dum parte física, mas também da perda de todo um mecanismo que integra tronco e os membros responsáveis pelo funcionamento do sistema locomotor, assim como a perda do mecanismo de controlo neuronal aferente e eferente dos órgãos efectores da marcha^{7,71}.

A assimetria e uma maior oscilação do centro de gravidade, origina um maior gasto energético, situação criada pela alteração da marcha devido á ausência do membro, que acarreta a ausência de sincronia da actividade muscular, no entanto a marcha deve ser segura, eficiente e simétrica^{7,71,78,79}.

Problemas que ocorram, poderão estar relacionados com deficiências do próprio sujeito (contracturas articulares, fraqueza muscular, hipersensibilidade), ou com a prótese (alinhamento incorrecto, encaixe mal executado e adaptado, escolha incorrecta de componentes e materiais), o que irá contribuir para alterar o padrão de marcha⁷.

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA DE APOIO À DECISÃO NA ESCOLHA DO SISTEMA DE SUSPENSÃO DA PRÓTESE

1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo pretende-se apresentar a metodologia que irá fornecer os elementos que apoiarão a decisão na escolha do sistema de suspensão das próteses transtibiais em estudo.

O desempenho funcional que cada sistema de suspensão permite será abordado, analisando variáveis qualitativas e quantitativas. Na abordagem qualitativa, o primeiro instrumento a utilizar serve para, na fase inicial do estudo, quantificar o potencial funcional do sujeito em estudo, de forma que a selecção e aplicação posterior dos componentes constituintes da prótese, estejam de acordo com o seu potencial funcional e que o resultado das mesmas, possibilitem o máximo de funcionalidade possível. Importa aferir a capacidade de mobilidade por parte do objecto de estudo segundo uma classificação internacional e usada de uma forma consensual em toda a investigação do género, desse modo optou-se pela escolha da escala *Medicare Functional Classification Level (MFCL)*. Num segundo momento efectivo de testes, outro instrumento servirá para analisarmos a percepção do sujeito, quanto à funcionalidade e qualidade de vida proporcionada por cada uma das próteses testadas.

Na abordagem quantitativa, que será aplicada nos testes, iremos aplicar diversos protocolos testados (quadro 4.5) que irão quantificar as variáveis em estudo.

1.1 AVALIAÇÃO QUALITATIVA

Uma avaliação qualitativa é um processo dedutivo, que utilizando as questões de investigação, remete para a exploração das experiências dos intervenientes, pelo que os elementos numéricos obtidos fornecem conhecimentos objectivos no que se concerne às variáveis em estudo⁸⁰.

De forma a auxiliar a mais adequada selecção dos dispositivos biomecânicos que poderão satisfazer as necessidades dos pacientes, independentemente da sua idade ou estado funcional, foi criada uma escala com vários códigos^{44,46}. Em 1995 o *US Health Care Financing Administration's (HCFA)* adoptou a MFCL, um instrumento utilizado para avaliar determinantes da capacidade funcional do Amputado do Membro Inferior para deambular. Este instrumento é um Sistema de codificação de procedimento comum, que utiliza um código com 5 níveis (K0, K1, K2, K3, K4) para descrever a capacidade funcional do amputado do membro inferior. A decisão é baseada numa avaliação subjectiva do histórico do paciente (incluindo o anterior ao do uso da sua prótese, se for o caso); condição actual do paciente, incluindo o estado do membro residual; problemas concomitantes, e desejo dos pacientes de deambular⁸¹ (quadro 3.1)

Esta classificação deve ser utilizada na decisão da selecção dos componentes Ortoprotésicos (encaixe, suspensão, pé)⁴⁶.

Esta classificação *Medicare Functional Classification Level* (MFCL) tem os seguintes níveis e a respectiva discriminação:

Quadro 3.1 – Tabela descritiva do sistema MFCL^{46(p310)}

K0	“ Pacientes amputados que, por causas clínicas ou limitações do aparelho locomotor, não tenham potencial de transferir peso para o membro protésico e nem deambular, com ou sem dispositivos auxiliares, casos em que a prótese não trará melhorias à qualidade de vida ou à mobilidade. Denominam-se não deambuladores e são mais bem providos com cadeiras de rodas”.
K1	“Pacientes amputados que apresentem condições ou potencial para usar a prótese em transferências de peso ou para deambulação em superfícies planas, em uma cadência fixa. Denominam-se deambuladores domésticos, com ou sem limitações nesse terreno.”
K2	“ Pacientes amputados que, com ou sem auxílio de muletas ou bengalas, tenham potencial e habilidade de, deambulando, transporem pequenas barreiras arquitectónicas existentes na comunidade, como o meio-fio das calçadas, degraus e terrenos irregulares. Denominam-se deambuladores comunitários limitados”.
K3	“Pacientes amputados que tenham potencial e habilidade de deambular em cadências variáveis com as suas próteses. São pacientes que, além de simplesmente deambularem, têm condições de ultrapassar barreiras ambientais mais complexas, podendo ter actividades profissionais, terapêuticas ou recreacionais utilizando as suas próteses”.
K4	“Pacientes amputados que, usando próteses, tenham condições físicas que lhes permitam atingir, no processo de reabilitação, habilidades que excedam aquelas necessárias apenas à deambulação. Esses pacientes manifestam capacidade para actividades de alto impacto, com esforço físico e altas taxas de consumo de energia. São em geral crianças, adultos jovens e muito activos, inclusive atletas de alta competição”.

1.2. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE VIDA E FUNCIONAL DO AMPUTADO

Não existe um consenso geral na avaliação funcional do paciente com amputação do membro inferior^{82,6}, no entanto existem muitos modelos de avaliação tais como *Locomotor Capabilities Index* (LCI), *Functional Independence Measure* (FIM), *Reintegration Normal Living* (RNL), *Prosthesis Profile of the Amputee* (PPA), *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEQ). As escalas e questionários diferem na maneira de medir os resultados e são apenas parcialmente comparados uns aos outros⁶.

A escolha do PEQ (anexo 1)^{*} recaiu no facto de ser um dos poucos instrumentos capazes de qualificar a qualidade de vida e funcionalidade de uma prótese^{83,84} e de também ser a ferramenta preferida pela maioria dos investigadores na área³.

O PEQ⁸⁵ é um questionário qualitativo específico de auto resposta recorrendo a uma escala visual analógica, criado para ser utilizado pela população amputada do membro inferior⁸³.

^{*} Anexo 2 – autorização dos autores do PEQ, para utilização e futura validação

Este instrumento é constituído por questões organizadas em 9 escalas, onde se reflecte a percepção do amputado sobre a boa ou má funcionalidade fornecida pela prótese, nas últimas quatro semanas^{82,83,85}. Cada uma destas escalas podem ser utilizadas separadamente de forma a poderem avaliar áreas específicas de interesse⁸³, para a investigação em curso.

O PEQ também contém perguntas adicionais individuais, que são escrutinadas individualmente e que avaliam: satisfação, dor, transferência, opinião sobre o Ortoprotésico, eficácia da prótese e questões de interesse particular⁸³, onde se reflecte a percepção do amputado sobre a boa ou má funcionalidade fornecida pela prótese, nas últimas quatro semanas^{82,83,85}.

Quadro 3.2 – Conteúdos do PEQ⁸³

ESCALAS	QUESTÕES
<i>Utility Scale</i>	Facilidade em caminhar em geral, em espaços reduzidos, em escadas e rampas, no espaço urbano e em superfícies escorregadias
<i>Residual Limb Health Scale</i>	Suor, cheiro, alteração de volume, erupções cutâneas, pelos encravados e bolhas
<i>Ambulation Scale</i>	Ajuste do encaixe, peso, conforto em pé, conforto sentado, desequilíbrio, energia, sensações, facilidade em colocar a prótese
<i>Appearance Scale</i>	Aspecto da prótese, estragos na roupa, estragos na cosmética, escolha de sapatos,
<i>Sounds Scale</i>	Frequência de sons, incómodo dos sons
<i>Frustration Scale</i>	Frequência da frustração, grau da frustração
<i>Perceived Response Scale</i>	Evitar reacções de estranhos, reacção do parceiro, afectar o relacionamento, reacção da família, reacção de outros familiares
<i>Social Burden Scale</i>	Prótese tem sido um fardo para o seu companheiro ou familiares, impedido de viver a sua vida social, cuidar de outra pessoa
<i>Well Being Scale</i>	Grau de satisfação desde a amputação, grau de qualidade de vida

1.3.AVALIAÇÃO QUANTITATIVA

Uma avaliação qualitativa é um processo dedutivo, que utilizando as questões de investigação, pelo qual os dados numéricos obtidos fornecem conhecimentos objectivos no que se concerne às variáveis em estudo⁸⁰.

Avaliação objectiva de parâmetros fisiológicos e mecânicos envolvidos na marcha. Nestes consideramos os parâmetros deslocamento axial e dispêndio energético.

1.3.1. DESLOCAMENTO AXIAL DO COTO EM RELAÇÃO AO ENCAIXE – ÊMBOLO OU PISTONAMENTO

Em 1975, Grevsten e Erikson no seu trabalho intitulado “A Roentgeno logical study of the stump-socket contact and skeletal displacement in the PTB-Suction Prosthesis” e posteriormente em 1980 Newton, Morgan e Schreiber com o trabalho “Radiological evaluation of prosthetic fit in below-knee amputees” foram os primeiros a utilizar a imagiologia como ferramenta para testar os movimentos do coto dentro do encaixe².

Um dos principais indicadores da eficácia do sistema de suspensão nas próteses do membro inferior é a quantidade de deslocamento vertical que ocorre entre;

- O coto e o encaixe;
- O *liner* e o encaixe;
- Os tecidos moles do coto e os ossos que o constituem.

A qualquer destes movimentos dá-se o nome de pisonamento ou de êmbolo^{2,86}.

Menos êmbolo poderá resultar numa marcha mais natural com a percepção por parte do amputado que a prótese “faz parte dele”⁸⁷. Muitos métodos foram utilizados de forma a quantificar a dimensão do êmbolo, nas próteses do membro inferior estaticamente e dinamicamente, mas o recurso à imagiologia foi o método mais popular².

Como forma de medir o deslocamento que ocorre na fase oscilante da marcha investigadores adicionavam pesos às próteses em posições estáticas de forma a promover um deslocamento idêntico aquele que ocorre em fases dinâmicas^{57,87,88}. Dos estudos existentes, 70% simulam a fase oscilante da marcha adicionando pesos distalmente à prótese².

Nos estudos efectuados com as diversas técnicas de medição, os valores obtidos relativamente ao êmbolo, não são muito esclarecedores encontrando-se entre $36 \pm 5,6$ mm² o que, aumenta consideravelmente o risco de danificar a pele, tais como irritação e/ou feridas⁴⁴.

1.3.2. DISPÊNDIO ENERGÉTICO NA MARCHA E A EFICIÊNCIA DA MARCHA

O ser humano foi concebido para ser energeticamente eficiente durante a deambulação bípede. O maior dispêndio de energia durante a marcha resume-se ao consumo dos músculos para permitir que o Centro de Massa (CM) se desloque com um deslocamento vertical e horizontal mínimo associados a um equilíbrio estável do sistema muscular produtor de energia^{66,89}. Qualquer patologia muscular ou esquelética cria interferências neste alinhamento/equilíbrio obrigando a um aumento do trabalho muscular com um maior consumo energético⁸⁹.

A marcha humana, até ao presente momento não tem equivalente nas máquinas construídas pelo homem em termos de eficiência mecânica (EM), ao caminhar, sendo que em média 25% de energia é convertida em trabalho e os restantes 75% em calor⁹⁰. A marcha é, comparando com todos os outros movimentos humanos, o movimento mais eficaz em termos de EM⁹⁰.

Desde o séc. XIX, que Zuntz e Hagemann, conseguem quantificar, com rigor, os valores metabólicos do organismo, quer para fins nutricionais quer clínicos/diagnóstico, através das técnicas de Calorimetria Directa (determinação do calor produzido, pelo catabolismo dos lípidos e hidratos de carbono) e Calorimetria Indirecta (cálculo de calor produzido, mas medido através do volume de oxigénio consumido (VO₂) e do volume de dióxido de carbono (VCO₂) produzido)^{91,92}.

Determinar a eficiência da marcha pela medição do gasto energético é um método de avaliação funcional recorrente na prática clínica^{93,94}.

Um homem adulto, numa marcha confortável⁶⁶, dá em média 110 passos por minuto, sendo a velocidade média atingida de 4,8 km/h, necessitando de 4 Kcal/min para elevar o centro de gravidade, representando 90% do dispêndio energético da marcha sendo os outros 10% responsáveis pela aceleração e desaceleração^{66,71}.

Cada pessoa tem como estratégia de eficiência mecânica máxima uma velocidade de marcha confortável (VMC) que é auto-seleccionada para a marcha espontânea de passeio. Este tipo de marcha apresenta para a população em geral a velocidade de 82m/min nos homens, e de 74 m/min nas mulheres^{93,94}, traduzindo-se num consumo médio de O₂ de 12ml/Kg/min, com uma frequência cardíaca média de 99 batimentos por minuto bpm e com um custo energético de 0.15 ml/Kg/m, equivalente a cerca de 50% do consumo máximo de VO₂⁹⁰.

O conceito de eficiência da marcha foi definido de acordo com Lin-Chan⁹⁵ como a razão entre o consumo de O₂ e a distância percorrida de acordo com a seguinte equação:

$$\frac{VO_2 \text{ ml/Kg/min}}{\text{m/min}} = \text{ml/kg/m}$$

O valor da eficiência da marcha ou custo energético, ao demonstrar-se cada vez menor vai corresponder a uma cada vez maior eficiência da marcha^{95,94}.

Caminhando numa marcha de velocidade menor que a VMC, o consumo de energia será menor por unidade de tempo, e a sua eficiência será mais reduzida. Se pelo contrário estiver a utilizar uma velocidade maior gastará mais energia por unidade de tempo e por distância percorrida, a eficiência é também menor⁹⁰.

Thorstensson e Roberthson⁹³ definiram que o ponto de transição entre o andar e o correr ocorre a 113m/min, ou seja, correr é mais eficiente que andar a partir de 133m/min.

O sistema músculo-esquelético que tenha sofrido alguma alteração derivada duma patologia (alteração das alavancas articulares), de uma alteração do controle neural do movimento (alteração dos músculos remanescentes), ou de alteração dos sistemas produtores de energia (redução da capacidade aeróbia, devido á imobilização por exemplo) apresentará três factores que influenciam a EM da marcha normal. Frequentemente indivíduos amputados do membro inferior apresentam alterações nestes três itens⁹⁴.

Nos amputados por causa vascular, poderá existir ainda uma limitação no transporte do O₂. Indivíduos portadores de neuropatias periféricas mostraram dificuldade no controlo da prótese o que contribui para um aumento do dispêndio energético⁹⁰.

Como estratégia para reduzir este consumo energético o amputado reduz a velocidade da marcha confortável⁹⁶, para que a FC, mantenha as 100 bpm, valor aproximado à FC da marcha VMC para obter um consumo de O₂ próximo do da marcha normal, mas com uma eficiência de marcha menor⁹⁰.

Nos indivíduos amputados de etiologia vascular, o dispêndio energético é superior ao dos indivíduos amputados por etiologia traumática ou neoplásica, devido á existência tanto de condicionantes centrais (cardiopatia hipertensiva ou isquémica com redução de débito cardíaco) como de condicionantes periféricas (aterosclerose difusa, microangiopatia diabética, com redução da extracção do O₂ pela fibra muscular⁹⁰). Nestas situações, a VMC para indivíduos amputados transtibiais unilaterais de etiologia vascular parece ser em média de 45m/min, com uma eficiência ou custo de O₂ de 0,26 ml/Kg/m^{90,94}.

Vários autores ao longo dos anos concluíram que amputados transtibiais despendem mais cerca de 20% de energia que os não amputados^{66,76,93,97-100}. Num estudo de Waters¹⁰¹ concluiu-se, que os amputados de etiologia vascular caminham numa VMC a 45±9m/min, enquanto que os amputados por etiologia traumática caminham a 71±10m/min o que corresponde a uma redução da velocidade entre os dois grupos de 37%. O custo de O₂ foi de 0.26±0.05ml/Kg/m, nos amputados por etiologia vascular e um custo de O₂ de 0.20±0.05ml/Kg/m,

aproximadamente 25% mais elevado, nos amputados por etiologia traumática. Também Trallesi¹⁰², refere que a amputação por etiologia vascular implica valores de consumo de O₂ mais elevados que os apresentados por indivíduos amputados de etiologia traumática.

CAPÍTULO 4

ESTUDO DE CASO

1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo apresenta-se a metodologia seguida na presente investigação-estudo de caso. Em primeiro lugar descreve-se o tipo de estudo utilizado, o problema e os objectivos. Seguidamente são apresentados os procedimentos metodológicos utilizados para a consecução dos objectivos específicos propostos neste estudo, nomeadamente o sujeito em estudo, a descrição e caracterização das medidas e instrumentos de análise das variáveis dependentes em estudo e a descrição da intervenção variável independente. Por fim apresentar-se-á os resultados, a discussão dos mesmos e a conclusão.

2. ESTUDO

O presente trabalho é um estudo de caso, que resulta numa abordagem metodológica de investigação aprofundada de um indivíduo, família, grupo ou organização. É uma estratégia adequada para compreender, explorar, descrever e responder às interrogações sobre um acontecimento ou fenómeno contemporâneo sobre o qual existem pouco ou nenhum conhecimento. Este tipo de investigação é útil para verificar uma teoria, estudar um caso especial e único⁸⁰.

2.1. OBJECTIVOS

Objectivo geral:

- Determinar se a alteração do sistema de suspensão altera a funcionalidade do sujeito.

Objectivos específicos:

- Avaliar os resultados de um protocolo metodológico de avaliação da eficiência energética da marcha com prótese transtibial, e do deslocamento axial do coto dentro do encaixe utilizando uma prótese transtibial.
- Comparar os resultados obtidos com a avaliação entre as diversas próteses transtibiais, com diferentes tipos de suspensão e concluir da sua eficiência.

Objectivo secundário:

- Avaliar a percepção do amputado para as possíveis alterações à funcionalidade resultante da utilização de cada uma das próteses transtibiais testadas.

2.2. ESTUDO DE CASO/AMOSTRA

A caracterização do indivíduo que integra o estudo é essencial uma vez que a generalização de resultados poderá não se verificar em indivíduos com características anatómicas distintas.

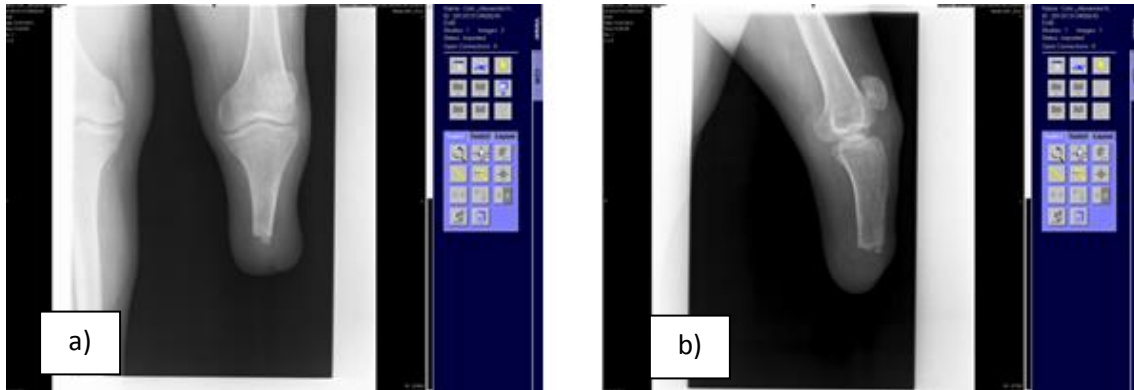


Figura 4.1 – Imagiologia do indivíduo em estudo - a)Vista anterior b)Vista sagital

Fonte: Própria

O indivíduo que integrou neste estudo é do sexo masculino, com 22 anos, 170cm, 71Kg, portador de uma anomalia congénita, $Q68.4^{103}$, $Q73.1^{103}$ e $Q72.3^{103}$, que foi intervencionada, ficando com uma amputação transtibial unilateral à Direita, pelo terço médio, com um coto com 14 cm, de formato cónico com 19 cm de perímetro (4 cm ao nível distal) e com um nível de actividade $K3^{44,46}$, sem patologias associadas. Este sujeito foi seleccionado pelo facto de não possuir/utilizar nenhuma prótese no último ano, tendo deambulando com o recurso exclusivo a auxiliar de marcha (canadianas). Esta particularidade é de extrema importância porque o indivíduo em estudo, nunca foi exposto a nenhuma das variáveis em estudo, nomeadamente os diferentes tipos de suspensão.

Foi fornecida a informação dos objectivos e procedimentos do mesmo e obtido o consentimento informado (anexo3). Também foram preenchidos os documentos sobre a anamnese do indivíduo (anexo 4). De forma a poder classificar a qualidade de locomoção e nível de actividade utiliza-se o sistema de avaliação MFCL (Quadro 3.1). Estes dados serão utilizados para avaliar se os componentes preconizados e utilizados para o estudo são os correctos para as características e necessidades do amputado que participa no estudo.

2.3.VARIÁVEIS INDEPENDENTES

A variável independente é a variável explicativa¹⁰⁴. Neste estudo a variável independente é a aplicação de diferentes sistemas de suspensão nas próteses as quais são compostas pelos seguintes componentes e possuem as seguintes características:

Quadro 4.1 – Características das próteses intervenientes no estudo

PRÓTESE	A	B	C	D
Tipo de encaixe	TSB	TSB	TSB	TSB
Tipo de Interface	Manga Silicone	Manga Silicone	Manga Poliuretano	Manga Poliuretano
Tipo de suspensão	Sucção por válvula e Membranas Hipobáricas	PIN	Sucção por válvula e joelheira	VASS
Pé (585 g)	Pé Dinâmico Otto Bock	Pé Dinâmico Otto Bock	Pé Dinâmico Otto Bock	Pé Dinâmico Otto Bock
Peso da prótese com sistema de suspensão	1780 g	1655 g	1830 g	1845 g
Peso da prótese sem sistema de suspensão	1265 g	1350 g	1390 g	1425 g

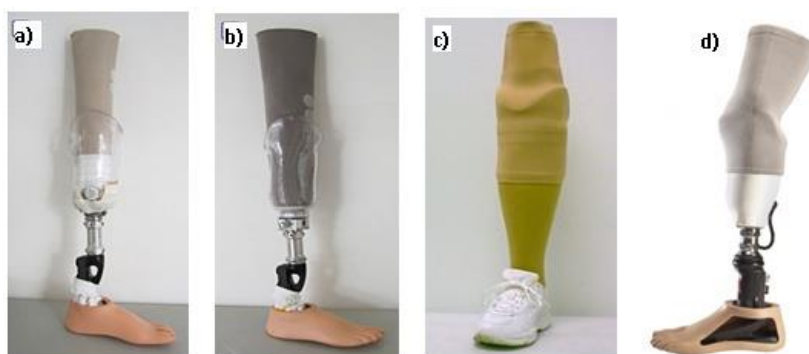


Figura 4.2 – Próteses utilizadas no estudo - a) Prótese A b) Prótese B c) Prótese C d) Prótese D

Fonte: Prótese A- <http://www.rehab.research.va.gov/jour/2012/499/gholizadeh499.html>

Fonte: Prótese B - <http://www.rehab.research.va.gov/jour/2012/499/gholizadeh499.html>

Fonte: Prótese C - <http://rehabindy0.tripod.com/bk-temp.html>

Fonte: Prótese D - <http://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/harmony-below-knee-vacuum-system/>

Todos os moldes foram produzidos com os conceitos e técnicas adequados à sua produção e especificidade, pelo mesmo profissional. As próteses concebidas para o estudo, tinham

idêntica relação angular entre o pé e o encaixe (alinhamento), através dos dispositivos específicos para o efeito. Os componentes utilizados obedeciam ao recomendado pela firma quanto ao peso e nível de actividade do sujeito.

As variações de peso encontradas entre as diferentes próteses em estudo, estão em consonância com o estado da arte onde diz que o peso da prótese não altera significativamente os valores do consumo de VO_2 ⁹⁸ se esse peso não estiver concentrado na zona distal da prótese e se a marcha for até 76m/min e se o acréscimo do peso da prótese não ultrapassar as 907 g⁷⁵.

2.4. VARIÁVEIS DEPENDENTES

A variável dependente¹⁰⁴ é a variável cujos valores são os resultados de um estudo. As variáveis dependentes analisadas neste estudo são: avaliação da qualidade de vida funcional do amputado, eficiência da marcha e da análise do deslocamento axial ou êmbolo.

2.4.1. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE VIDA FUNCIONAL DO AMPUTADO

O PEQ é um dos poucos instrumentos capazes de qualificar a qualidade de vida e funcionalidade duma prótese^{83,84}. Este instrumento reflecte a percepção do amputado sobre a boa ou má funcionalidade fornecida pela prótese^{82,83,85}.

2.4.2. DESLOCAMENTO AXIAL OU ÊMBOLO

Distância entre a parte distal da tibia a medida perpendicular desta ao encaixe, em milímetros (mm).

2.4.3. EFICIÊNCIA ENERGÉTICA DA MARCHA

Para análise cálculo da eficiência da marcha foram utilizadas as seguintes variáveis obtidas por calorimetria indirecta em passadeira rolante durante um protocolo de exercício⁹⁵.

- Consumo energético - $VO_{2\text{pico}}$ em cada patamar (ml/Kg/min).
- Velocidade (m/min).
- Distância percorrida em metros (m).
- Custo energético (ml/Kg/m).

2.5. EQUIPAMENTOS DE AVALIAÇÃO

2.5.1. SISTEMA DE ANÁLISE DE GASES RESPIRATÓRIOS *BREATH-BY-BREATH* - CALORIMETRIA INDIRECTA

O analisador de gases utilizado tem a designação comercial *Quark PFT Ergo* da COSMED. O sistema é constituído pelo equipamento de análise, pelo *software* de apoio e uma máscara com turbina, á qual se conecta a *sample liner*, permitindo a análise e quantificação da quantidade e qualidade do ar expirado em cada ventilação.

Este sistema determina o fluxo de gases medindo as concentrações de volume de O₂ e de CO₂ expirado em cada ciclo respiratório. Os valores recolhidos foram agrupados em valores médios de 15 segundos.

De todos os dados possíveis de disponibilizar pelo equipamento foram escolhidos o VO_{2pico}, e frequência cardíaca FC.

2.5.2. PASSADEIRA ROLANTE

Foi utilizada a passadeira rolante marca H/P/*Cosmos (R) Mercury*, este equipamento permite correr até 22 km e com diferentes níveis de inclinação 0° a 13,5° permitindo a sua utilização por indivíduos de até 200 Kg. Este equipamento tem uma precisão de +/- 5%, no registo da velocidade.

Na avaliação da marcha com o recurso aos testes efectuados no solo e aos testes efetuados em passadeiras rolantes, segundo Göktepe¹⁰⁵, os testes efectuados no solo trazem vantagens porque a VMC é superior aos testes efetuados na passadeira rolante, com consumos energéticos menores, possibilitando em caso de necessidade, que os amputados utilizem auxiliares de marcha^{102,105}. No entanto, Traballesi¹⁰² também defende que apesar da passadeira rolante estimar por excesso o consumo energético, as suas vantagens, tais como a facilidade de reprodutibilidade dos protocolos e a possibilidade de se poder optar por diversas velocidades e inclinações, são razões para a utilizar.

2.5.3. TENSÍOMETRO DIGITAL

Este tensiómetro digital OMRON *Healthcare* CE 0197 destina-se a monitorizar a pressão arterial no final de cada patamar de velocidade.

2.5.4. CARDIOFREQUENCIMETRO

Este aparelho da marca Polar® é utilizado para monitorizar o parâmetro da frequência cardíaca.

2.5.5. PERCEPÇÃO SUBJECTIVA DE ESFORÇO (PSE)

Por definição Esforço Percebido “é a sensação de quão pesada e extenuante é uma actividade física”^{106(p9)}. A PSE foi avaliada utilizando a escala PSE₍₆₋₂₀₎ de Borg. Esta escala teve origem na Suécia nos trabalhos realizados por dois investigadores Borg e Dahlström em 1958, a partir dos seus estudos sobre a relação entre os níveis de actividade física e a resposta da FC.

A actividade física provoca um aumento na actividade cardíaca com consequente aumento da FC. É uma eficaz ferramenta de avaliação do esforço provocado pela intensidade da actividade física desenvolvida. É baseada na sensação de esforço relatada pelo sujeito investigado durante o período em que decorre o teste de actividade física^{106,107}. A *Ratings of Perceived Exertion* (RPE), ou Percepção Subjectiva do Esforço (PSE) tem sido amplamente utilizada na prescrição indirecta e no controlo de intensidades para realização de tarefas cíclicas contínuas e intermitentes de predominância aeróbica¹⁰⁸.

A PSE medida através da Escala de *Borg*, é um método de fácil utilização para controlo do esforço, que ajuda o indivíduo controlar a intensidade da actividade além de constituir uma importante fonte de informações para o investigador, no sentido de auxiliá-lo na prescrição e monitorização da actividade física¹⁰⁸. Esta escala de percepção de esforço foi criada com o objectivo de estabelecer relações entre a percepção subjectiva de esforço e os dados objectivos de carga externa, ou de “stress” fisiológico¹⁰⁹. Consiste numa tabela constituída por valores de 6 a 20, correspondendo o valor 6 a ausência total de esforço e o valor 20 ao máximo esforço alguma vez percebido baseado em valores de frequência cardíaca (60-200 bpm por minuto)¹⁰⁶.

Quadro 4.2 – Relação entre a FC_{máx}, VO_{2 máx} e PSE^{92,110}

FC	% FC _{máx}	% VO _{2 máx}	Intensidade de esforço	PSE
75-100	<35%	<30%	Muito leve	<9
100-120	35-59%	30-49%	Leve	10-11
120-140	60-79%	50-74%	Moderado	12-13
140-160	80-89%	75-84%	Pesado	14-16
160-170	≥ 90%	≥ 85%	Muito pesado	>16
>175	100%	100%	Máxima capacidade aeróbia	20

Numa actividade física moderada de PSE 12-13, encontramos uma correlação com a percentagem de $VO_{2m\acute{a}x}$ entre 50-74%, e a percentagem da $FC_{m\acute{a}x}$ 60-79%, o que corresponde a uma frequência de 120-140 bpm^{92,107,110}.

A $FC_{m\acute{a}x}$ que pode ser atingida por cada sujeito é muito variável, no entanto esta média pode ser definida pela fórmula:

$$FC_{m\acute{a}x} = 220 - \text{Idade em anos}^{111pp20}$$

É uma ferramenta de grande utilidade, quando se pode contar com a colaboração do individuo que deve referir o valor correspondente á percepção de esforço¹⁰⁶(Anexo5).

2.5.6. SISTEMA DE IMAGIOLOGIA

Tratou-se de um abordagem pelo método de Radiologia Convencional adquirido por um sistema de aquisição de imagem de conversão indireta modelo Multix Pro/Top da Siemens⁹.

Foi utilizado um IP (Image Plate) tamanho 35x43 da Agfa. O modelo apoiou posteriormente o membro no *potter* vertical coincidindo o mesmo com o eixo central do detector. O Feixe incidente, em abordagem ântero-posterior, tinha em todas as exposições, o raio central a incidir na porção terminal do coto.

Não foi utilizada qualquer inclinação do raio central uma vez que a perna (região anatómica em estudo) se encontrou sempre em posição de alinhamento e pendente, ou seja, paralela ao detector. A distância focal foi de 100 mm na incidência em posição ortostática em carga e de 110 mm na incidência de esforço para compensar o afastamento objecto/detector devido á interposição do dispositivo de estabilização do membro em 30⁰.

Atendendo à protecção radiológica e aos princípios da optimização e justificação, não se utilizou o modo de exposimetria automática. O facto de existir uma prótese de densidade metálica poderia influenciar a estimativa da câmara de ionização, modular o aumento da energia da radiação e consequentemente a densidade óptica da imagem final. Os parâmetros de aquisição foram 65kV e 10mAs.

Foi utilizado a dimensão focal superior – foco grosso e 80% de rendimento da ampola de Rx.

Para o processamento da imagem e procedimentos de medida foram utilizados um digitalizador e sistema *Quality System – Wiewer e Server* da Agfa.

As imagens foram depois exportadas a fim de serem registadas em suporte informático em extensão bipmap conservando as suas características de origem.

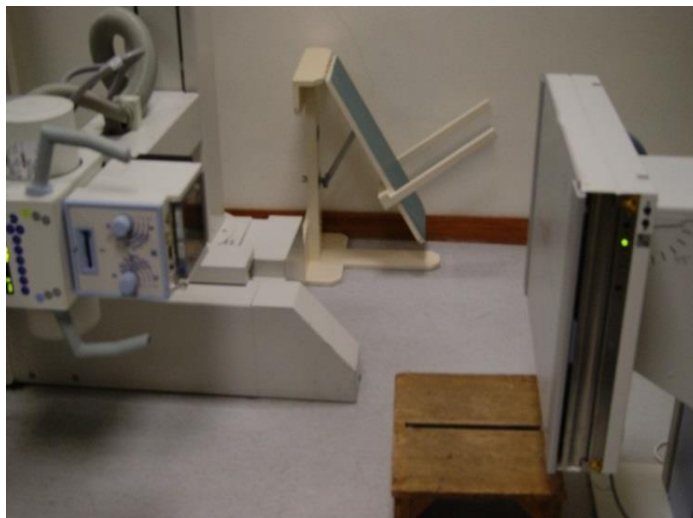


Figura 4.3 – Sala de Imagiologia

Fonte: Própria

Quadro 4.3 – Resumo do protocolo de aquisição das imagens

RESUMO DO PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DAS IMAGENS	
Diferença de potencial	65 kV
Intensidade do feixe	10 mAs
Dimensão focal	Foco grosso
Distância focal	110 e 100mm
Rendimento da ampola	80%
Ponto de incidência	Extremidade do coto
Direcção do raio central	Horizontal e perpendicular ao coto
Tamanho do IP	35x43 cm

2.6. PROTOCOLOS de AVALIAÇÃO

Antes de iniciar qualquer dos testes, todos os procedimentos foram explicados ao sujeito em estudo, bem como a sequência dos mesmos e os cuidados a ter.

As condições laboratoriais foram controladas, a uma temperatura constante dentro da zona térmica de neutralidade (25° a 26°)⁹¹. A recolha dos dados foi efectuada sempre no mesmo dia da semana e na mesma hora, com as mesmas condicionantes entre cada teste. Foi aconselhado ao indivíduo, manter os mesmos hábitos nas 24 horas antecedentes aos testes,

mesmo tipo de refeição, sem ingestão prévia de café, calçado e roupa idêntica e confortável nos diferentes momentos de avaliação.

2.6.1. PROTOCOLO PARA DETERMINAÇÃO DA EFICIÊNCIA DA MARCHA

Dos diferentes protocolos encontrados para analisar o custo energético da marcha ou a eficiência da marcha (Quadro 4.4) foi escolhido o protocolo utilizado por Lin-Chan⁹⁵ e Hsu⁷⁸. Este protocolo pressupõe um teste de marcha em passadeira rolante recorrendo a cinco patamares de velocidades sucessivamente crescentes: 53.64, 67.05, 80.46, 93.87 e 107.28 m/min ou seja respectivamente 3,2184km/h; 4,0230km/h; 4,8276km/h; 5,6322km/h e 6,4368km/h realizado em passadeira rolante anteriormente descrita simultaneamente com análise de gases expirados pelo método anteriormente descrito.

Previamente ao início do teste e antes de se aplicar o primeiro patamar houve um período de adaptação do indivíduo ao equipamento com duração de 5 minutos.

Neste período procurou-se encontrar a VMC, sendo que nos primeiros 3 minutos o sujeito caminhava no tapete rolante e depois sob as suas orientações, aumentamos ou diminuimos a velocidade até que a VMC fosse encontrada, mantendo-a, por um período de 2 minutos sem que houvesse mais alguma alteração da velocidade. Este período tem como objectivo o utente adaptar-se à passadeira.

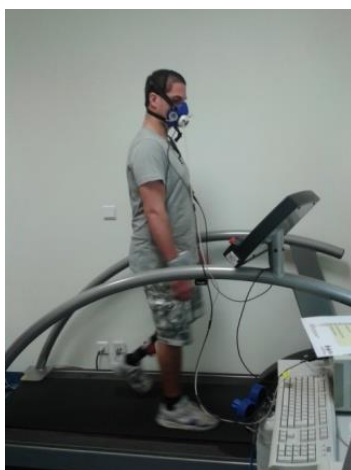


Figura 4.4 – Indivíduo durante os testes na passadeira rolante

Fonte: Própria

Os restantes patamares têm duração de 4 minutos cada.

No fim de cada patamar foi medida a pressão arterial sendo que caso esta atingisse valores de PA sistólica ≥ 250 mmHg e PA diastólica ≥ 120 mmHg o teste era interrompido de imediato^{112pp.157} e foi ainda solicitado ao individuo que no final do teste identificasse na *Escala de Borg*₍₆₋₂₀₎ o nível de intensidade de esforço percebida.

Estabeleceu-se como limiar de segurança para terminar o teste, a FC correspondente a 90% da frequência cardíaca máxima estimada encontrada pela equação:

$$FC_{\text{máx}} = 220 - \text{idade em anos}^{111pp20}$$

Quadro 4.4 – Quadro Comparativo dos Protocolos utilizados para a avaliação do consumo energético

ESTUDO REFERENCIADO	AMOSTRA	PROTOCOLOS
Molen, N. H. (1973). Energy-speed relation of BK amputees walking on a motor-driven treadmill. ⁹⁷	37 Amputados Transtibiais traumáticos unilaterais	Caminhar na passadeira rolante durante 10 min. À velocidade escolhida pelos próprios a 50, 60, 70, 80 a 90 m/min., enquanto era medido o consumo de O ₂ no “steadystate”.
Nielsen, D., Shurr, D., Golden, J., Meier, K. (1988). Comparison of Energy Cost and Gait Efficiency During Ambulation in Below-Knee Amputees Using Different Prosthetic Feet - A Preliminary Report. ⁹⁹	7 Amputados Transtibiais unilaterais	Caminhar em velocidade confortável, auto seleccionada, medindo a média da sua marcha num corredor de 15m. As velocidades obtidas foram colocadas em passadeira durante períodos de 3 a 5 minutos.
Barth, Daryl G., Schumacher Laura, Thomas SS. Gait Analysis and Energy Cost of Below- Knee Amputees Wearing Six Different Prosthetic Feet. ⁹⁶	6 Amputados Transtibiais unilaterais com etiologia vascular (3) e traumática (3)	Caminhar na passadeira, começando a 0,8mph e aumentando 0,1 mph até atingir uma velocidade seleccionada pelo amputado que depois a mantida durante 10 min. sendo medido o consumo de O ₂ no “steadystate”.
Gailey RS, Wenger MA, Raya M, Kirk N, Erbs K, Spyropoulos P, et al. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. ⁹⁸	39 Amputados Transtibiais unilaterais, 29 indivíduos saudáveis não amputados serviram de grupo de controlo	Caminhar na sua marcha mais confortável num espaço com 36m em forma de L durante 9 min., sendo recolhido com um analisador de gases portátil os consumos de O ₂ ao 1º minuto ainda em repouso antes do teste e depois ao 6 e 9 min.
Torburn, L., Powers, C. M., Guitierrez, R., & Perry, J. (1995). Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet. ¹⁰⁰	17 Amputados Transtibiais unilaterais (10 traumáticos e 7 vasculares)	Caminhar numa rua marcada a cada metro de distância, cerca de 60,5m, para se visualizar a distância percorrida. Foram pesados e antes de cada teste o consumo energético em repouso foi medido, e depois de estar sentado 30minutos inicia-se a marcha VMC por um período compreendido entre 5 min. e 20 min. A FC e Frequência respiratória FC assim como as medições do gás foram registadas nos últimos 2 min.do período de descanso e depois nos minutos 4 a 5, 9 a 10, 14 a 15 e 19 a 20 enquanto caminhava. Para além disso foi registado a cadência e o comprimento da passada.
Mattes, Sarah J., Martin, Philip E., Royer, T. D. (2000). Walking Symmetry and Energy Cost in Persons With Unilateral Transtibial Amputations: Matching Prosthetic and Intact Limb Inertial Properties ⁷⁵	6 Amputados Transtibiais unilaterais sem etiologia vascular	Caminhar durante 30 min.na passadeira rolante para se acomodarem e depois caminhar 10 min., sendo medidos os valores dos gases. Depois caminhar mais 10 min.com um peso de 1kg acoplado à parte distal da prótese.
Goswami, J., Lynn R., Street G., H. M. (2003). Walking in a vacuum-assisted socket shifts the stump fluid balance ⁶⁸	11 Amputados Transtibiais unilaterais com etiologia não vascular com idade média de 45 anos	Caminhar numa passadeira rolante, com 0º de inclinação durante 18 min.a uma velocidade de 4,5 Km/h, em três testes, seja com os três encaixes diferentes. No final eram questionados sobre dor e afins com o PEQ e fazia-se o teste para volume do coto.

Lin-Chan, S., Nielsen, D. H., Shurr, D. G., & Saltzman, C. L. (2003). Physiological responses to multiple speed treadmill walking for Syme vs. transtibial amputation--a case report ⁹⁵	1 Amputado Syme e depois Transtibial unilateral com 35 anos	Caminhar a uma velocidade autoseleccionada durante 5 min. num corredor com 13,41 m com uma velocidade confortável auto seleccionada. Os primeiros 3 min. foram considerados para adaptação do tempo necessário para percorrer os 13,41m, tendo-se medido nos últimos 2 min. em 6 ocasiões, aferindo-se a velocidade média. O teste da marcha de múltiplas velocidades em passadeira rolante consiste em 5 estádios dum contínuo teste de marcha de 4 min.com velocidades de (53,64; 67,05; 80,46; 93,87 e 107,30 min.).
Hsu, M.-J., Nielsen, David H, Lin-Chan, S.-J., & Shurr, D. (2006). The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation ⁷⁸	8 Amputados Transtibiais unilaterais e de etiologia traumática	A velocidade inicial começa nas 67,05m/min, e o sujeito caminha no tapete rolante. Depois sob orientações do sujeito, aumenta-se ou diminui-se a velocidade até que a sua VMC seja encontrada. O sujeito caminha na sua VMC por 2 min., o que constituiu a sua VMC. Este protocolo que exige um descanso de 4 min, após o período de aquecimento, com recolha de dados, seguido da marcha contínua de 4 min. em cada patamar de velocidade (53.64, 67.05, 80.46, 93.87, 107.28 m/min). Após o teste findo, é dado um período de 2 a 3 min. para arrefecimento a 67,05m/min. Durante o teste é medido o consumo de O ₂ ..O FC e o consumo de O ₂ é monitorizado continuamente, contudo, no último minuto, os valores médios do “steady-state” são registados. A cada fase de marcha o PSE é registado no último minuto.
Lin, S., Bose, N. H. (2008). Six-Minute Walk Test in Persons With Transtibial Amputation ¹⁷	13 Amputados Transtibiais unilaterais com média de idade 46 anos sendo 9 de etiologia traumática e 4 vascular	Caminhar durante 6 min.

A eficiência da marcha (ml/kg/min) foi calculada pelo rácio entre o consumo de oxigénio (ml/kg/min) e a velocidade da marcha (no ultimo patamar) (m/min)⁷⁸. De acordo com este estudo quanto mais baixo o valor deste rácio, melhor a eficiência da marcha.

2.6.2. PROTOCOLO PARA MEDIÇÃO DO ÊMBOLO EM LABORATÓRIO DE IMAGIOLOGIA

Como metodologia para recolher os dados relativos ao êmbolo existente nas próteses em estudo foi opção seguir o protocolo realizado em 1997 por Narita⁸⁸, onde ele estudou amputados transtibiais de etiologia traumática, com cotos de comprimentos entre os 13cm e os 29cm (média: 19,8cm). O método a utilizar será, na posição ortostática, radiografar a prótese completa e perfeitamente bem colocada, em carga, mantendo o amputado o peso igualmente distribuído pelos dois pés (imagem obtida no plano frontal), desta imagem será obtido o valor que dista perpendicularmente do bordo distal da tibia ao encaixe rígido. Após estas medições as imagens recolhidas serão obtidas no plano sagital com o joelho numa flexão de 30⁰, com a prótese suspensa, aplicando-se um peso de 5Kg, durante 30 segundos.



Figura 4.5 – Imagens da plataforma angular a 30° segundo Narita⁸⁸

Fonte: Própria

Executam-se as medições para verificar que valores são apresentados entre a parte distal da tibia e a medida perpendicular desta ao encaixe, da subtração das duas medidas obtemos o deslocamento do coto dentro do mesmo. Este peso colocado distalmente na prótese pretende imitar as forças produzidas na fase oscilante da marcha quando o indivíduo caminha^{2,88}. Board⁵⁷ afirma que um peso de 4,5Kg acoplado distalmente à prótese, equivale a uma velocidade de marcha aproximada de 71±10m/min. Como garantia que o joelho se manterá em todo o período necessário para a recolha das radiografias, na posição de 30°, será acoplado ao equipamento de imagiologia, um dispositivo especificamente produzido para este fim, onde o indivíduo se apoia estavelmente com o joelho flectido nos 30°, com a prótese suspensa e com os 5Kg acoplados ao pé.



Figura 4.6 – Indivíduo durante o teste com tracção de 5Kg na sala de imagiologia com a plataforma a 30°

Fonte: Própria

Quadro 4.5 – Protocolos de Estudo de Êmbolo

ESTUDO REFERENCIADO	PESOS	Ângulos do Joelho
Narita, H., (1997), Suspension effect and dinamic evaluation of the total surface bearing (TSB) trans-tibial prosthesis: a comparison with the patellar tendon bearing (PTB) trans-tibial prosthesis ⁸⁸	5 Kg	30°
Board WJ, Street GM, Caspers C. A comparison of trans-tibial amputee suction and vacuum socket conditions ⁵⁷	4,45 Kg e 8,89 Kg	90°
Söderberg, B., Ryd, L. PB. Roentgen Stereophotogrammetric Analysis of Motion Between the bone and the socket in trans-tibial amputation prosthesis: a case study ⁸⁷	1 Kg	45°

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

1. RESULTADOS

De acordo com o protocolo definido⁹⁵, os critérios de paragem seria uma PA ≥ 250 mmHg e ≥ 130 mmHg e uma $FC_{m\acute{a}x} = 220 - \text{Idade em anos}$ ¹¹⁰.

Todos os testes foram interrompidos por cansaço físico, por ter sido atingido o limiar de segurança definido para a FC (90% da $FC_{m\acute{a}x}$).

Analisando os resultados obtidos da distância percorrida, concluímos que no primeiro patamar de velocidade testado, obteve-se 53,64 m/min de média e o desvio padrão foi de 211 ± 9 m, correspondendo a 4,22%, no patamar seguinte de 67,05m/min o valor médio e o seu desvio padrão foi 478 ± 3 m correspondendo a 0,006%, no patamar de velocidade 80,46m/min o valor encontrado foi 799 ± 9 m correspondendo a 1,12%. O último patamar utilizado nos testes, com uma velocidade 93,87m/min, os valores apresentados foram os efectivamente realizados, porque este patamar não foi inteiramente concluído por nenhuma das próteses testadas. No nosso estudo iremos utilizar estes valores médios porque estão dentro da margem de erro, referido pelo fabricante da passadeira rolante.

1.1. AVALIAÇÃO DAS QUESTÕES VALIDADAS DO QUESTIONÁRIO PEQ

Apresentam-se de seguida os valores encontrados para as diferentes próteses em estudo e para as variáveis dependentes.

Quadro 5.1 – Resultados das Variáveis da Aplicação do PEQ

ESCALAS	Objetivo	Prótese A	Prótese B	Prótese C	Prótese D	Melhor	Pior
<i>Utility Scale</i>	Facilidade em caminhar em geral, em espaços reduzidos, em escadas e rampas, no espaço urbano e em superfícies escorregadias	82	33,38	75,38	94,13	Prót. D	Prót. B
<i>Residual Limb Health Scale</i>	Suor, cheiro, alteração de volume, erupções cutâneas, pelos encravados e bolhas	92,75	55,25	89,50	98,83	Prót. D	Prót. B
<i>Ambulation Scale</i>	Ajuste do encaixe, peso, conforto em pé, conforto sentado, desequilíbrio, energia, sensações, facilidade em colocar a prótese	97,25	33,25	90,63	98,25	Prót. D	Prót. B
<i>Appearance Scale</i>	Aspecto da prótese, estragos na roupa, estragos na cosmética, escolha de sapatos	89	93,25	95,75	97,25	Prót. D	Prót. A
<i>Sounds Scale</i>	Frequência de sons, incómodo dos sons	98	7	98	98	Prót. D	Prót. B
<i>Frustration Scale</i>	Frequência da frustração, grau da frustração	98	98	98	99	-	-
<i>Perceived Response Scale</i>	Evitar reacções de estranhos, reacção do parceiro, afectar o relacionamento, reacção da família, reacção de outros familiares	93	88,8	94,80	96,40	Prót. D	Prót. B

Social Burden Scale	Prótese tem sido um fardo para o seu companheiro ou familiares, impedido de viver a sua vida social, cuidar de outra pessoa	98	99	99	99	Prót. D	Prót. A
Well Being Scale	Grau de satisfação desde a amputação, grau de qualidade de vida	94,5	47	76,5	83,5	Prót. A	Prót. B
						9 em 10	7 em 10

Da aplicação do questionário PEQ, nas perguntas que constam dos nove campos diferentes em análise, é notório a preferência que o sujeito coloca na prótese D, dando a classificação superior a oito dos nove campos, avaliados.

Quadro 5.2 – Resultados das Variáveis Individuais da Aplicação do PEQ

		Prótese A	Prótese B	Prótese C	Prótese D	Melhor	Pior
Satisfaction Question	Durante as últimas quatro semanas em média, avalie o seu estado de satisfação em relação à sua prótese actual	50	48	77	97	Prót. D	Prót. B
	Durante as últimas quatro semanas, avalie o quão satisfeito você está com a sua prótese	57	12	84	97	Prót. D	Prót. B
	Durante as últimas quatro semanas, avalie o quão satisfeito você está com a forma como está a caminhar.	78	31	94	96	Prót. D	Prót. B

As questões de interesse individual, a *Satisfaction Question*, mostram uma maior satisfação com a prótese D, mostrando também que a que menos satisfaz o individuo é a prótese B.

1.2. AVALIAÇÃO DE IMAGIOLOGIA

Os resultados foram os seguintes:

A apresentação dos resultados está indicada pela ordem pela qual foram efectuados os estudos imagiológicos. No caso da prótese A - Suspensão por sucção por membranas hipobáricas, os resultados não são apresentados pois durante o teste foi verificado que o sistema não efectuava uma suspensão necessária para a realização do teste com os 5kg de tracção, no entanto este valor a ser possível de se obter seria sempre superior a 72,55mm.

Nos outros testes encontrámos valores entre 47,91mm e 72,55mm, como é visível no quadro 5.2.

Quadro 5.3 – Resultados do valor do Êmbolo nos Diferentes sistemas de suspensão

SISTEMA DE SUSPENSÃO	Com 5 Kg de tracção	Sem tracção	Êmbolo
Suspensão por sucção por membranas hipobáricas (A)	NS	NS	NS
Suspensão por sistema PIN (B)	101,26mm	47,58mm	53,68mm
Suspensão por sucção com joelheira de silicone (C)	124,88mm	52,33mm	72,55mm
Suspensão por VASS (D)	106,87mm	58,96mm	47,91mm

Legenda: NS: no score

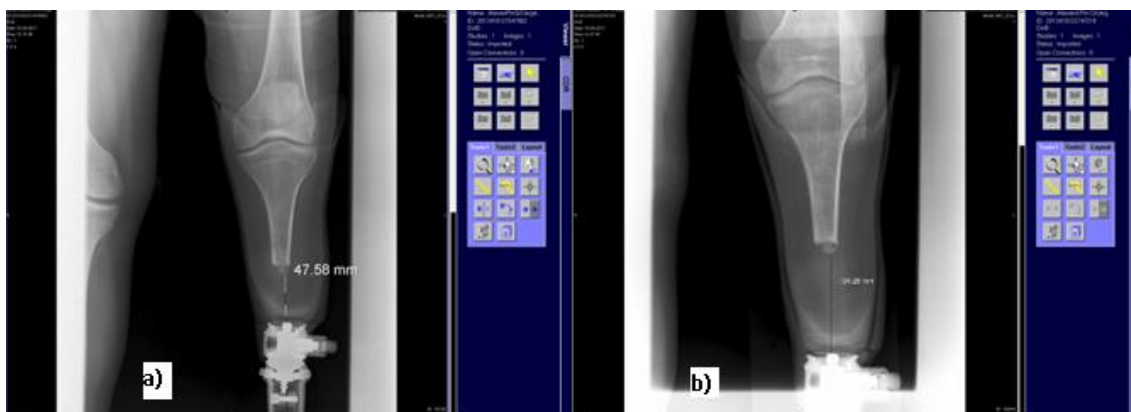


Figura 5.1 – Imagiologia da prótese com suspensão por PIN; a) em posição ortostática b) com a tracção de 5Kg

Fonte: Própria



Figura 5.2 – Imagiologia da prótese com suspensão por; a) em posição ortostática b) com a tracção de 5Kg (à direita)

Fonte: Própria



Figura 5.3 – Imagiologia da prótese com suspensão por VASS; a) em posição ortostática b) com a tracção de 5Kg (à direita)

Fonte: Própria

1.3. EFICIÊNCIA DA MARCHA

Apresentam-se de seguida os valores encontrados para as diferentes próteses e para as variáveis dependentes relacionadas com a eficiência energética.

Quadro 5.4 – Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha – Prótese A - com Suspensão por Membrana Hipobárica

Velocidade (m/min)	Tempo (min.)	VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m	Distância Percorrida	Pressão Arterial	Frequência cardíaca	Escala de BORG-Final do Teste	Êmbolo
		Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar		
0	0	4,84			141/90	117	13	NS
53,64	0/4	14,34	0,27	211±9m	152/92	156		
67,05	4/8	15,00	0,22	478±3m	119/66	163		
80,46	8/12	17,15	0,20	799±9m	120/76	162		
93,87	12/13,30	18,71	0,20	939		176		
107,28								

Legenda: VO₂ – consumo de O₂

O resultado apresentado nos testes nesta prótese A, com um sistema de suspensão de sucção por membranas hipobáricas, ocorreu aos 13 minutos e 30 segundos, percorrendo 939 metros à velocidade de 93,87m/min, tendo atingido a 99,4% da FC_{máx} e o - VO₂ pico de 18,71ml/Kg/min demonstrando um custo energético (eficiência) de 0,20ml/Kg/m (Quadro 5.3).

Quadro 5.5 – Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha – Prótese B - com suspensão por PIN

Velocidade (m/min)	Tempo (min.)	VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m	Distância Percorrida	Pressão Arterial	Frequência cardíaca	Escala de BORG-Final do Teste	Êmbolo
		Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar		
0	0	8,08			116/84	149	13	53,68mm
53,64	0/4	11,68	0,30	211±9m	110/75	160		
67,05	4/8	16,04	0,18	478±3m	139/76	170		
80,46	8/10,30	16,18	0,20	712	158/77	179		
93,87								
107,28								

Legenda: VO₂ – consumo de O₂

O resultado apresentado nos testes nesta prótese B, com um sistema de suspensão por PIN, ocorreu ao minuto 10 e 30 segundos, percorrendo 712 metros à velocidade de 80,46m/min, tendo atingido e excedido a FC_{máx} em 1,13% e o - VO_{2pico} de 16,18ml/Kg/min demonstrando um custo energético (eficiência) de 0,20ml/Kg/m (Quadro 5.4).

Quadro – 5.6 – Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha – Prótese C - com suspensão por Sucção por Joelheira

Velocidade (m/min)	Tempo (min.)	VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m	Distância Percorrida	Pressão Arterial	Frequência cardíaca	Escala de BORG-Final do Teste	Êmbolo
		Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar		
0	0	7,69			128/87	121	13	72,55mm
53,64	0/4	14,65	0,26	211±9m	150/87	144		
67,05	4/8	14,45	0,22	478±3m	108/77	156		
80,46	8/12	17,58	0,21	799±9m	NS	172		
93,87	12/12,45	18,64	0,20	882m	152/78	183		
107,28								

Legenda: VO₂ – consumo de O₂

O resultado apresentado nos testes nesta prótese C, com um sistema de suspensão de sucção por joelheira, ocorreu ao minuto 12 e 45 segundos, percorrendo 882 metros à velocidade de 93,87 m/min, tendo superado a FC_{máx} em 3,39% e o - VO_{2pico} de 18,64ml/Kg/min demonstrando um custo energético (eficiência) de 0,20ml/Kg/m (Quadro 5.5).

Quadro 5.7 – Resultados das Variáveis da Avaliação da Eficiência da Marcha – Prótese com suspensão por VASS

Velocidade (m/min)	Tempo (min.)	VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m	Distância Percorrida	Pressão Arterial	Frequência cardíaca	Escala de BORG-Final do Teste	Êmbolo
		Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar		
0	0	8,07			123/75	122		
53,64	0/4	14,37	0,27	211±9m	138/89	143		
67,05	4/8	17,19	0,26	478±3m	130/94	151		
80,46	8/12	18,61	0,23	799±9m	NS	157		
93,87	12/15,30	18,46	0,20	1102m	149/82	177		
107,28								
Legenda: VO ₂ – consumo de O ₂							14	47,91mm

O resultado apresentado nos testes nesta prótese D, com um sistema de suspensão de VASS, ocorreu ao minuto 15 e 30 segundos, percorrendo 1102 metros à velocidade de 93,87 m/min, tendo atingido a percentagem máxima da FC_{máx} com 177 bpm e o - VO_{2pico} de 18,46 ml/Kg/min demonstrando um custo energético (eficiência) de 0,20 ml/Kg/m (Quadro 5.6).

Quadro 5.8 – Comparativo entre o Consumo de O₂ a sua Eficiência e a Distância Percorrida

Velocidade (m/min)	Tempo (min.)	Prótese A		Prótese B		Prótese C		Prótese D		Distância Percorrida	VO ₂ ±DP ml/Kg/m
		VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m	VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m	VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m	VO ₂ em ml/min/Kg	Eficiência em ml/Kg/m		
		Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar	Por Patamar		
0	0	4,84		8,08		7,69		8,07			7,17±2,33
53,64	0/4	14,34	0,27	11,68	0,22	14,65	0,26	14,37	0,27	211±9m	14,66±1,36
67,05	4/8	15,00	0,22	16,04	0,24	14,45	0,22	17,19	0,26	478±3m	14,72±2,47
80,46	8/10,30	15,70	0,20	16,18	0,20	17,58	0,22	16,13	0,20	712m	16,40±1,18
80,46	8/12	16,12	0,20			16,88	0,21	18,61	0,23	799±9m	17,20±1,41
93,87	12/12,45	17,15	0,18			18,64	0,20	17,79	0,19	882m	16,42±2,22
93,87	12/13,30	18,71	0,20					18,38	0,20	939m	18,55±0,09
93,87	12/15,30							18,46	0,20	1102m	19,29
107,28											

Legenda: VO₂ – consumo de O₂; DP: Desvio-padrão

Quadro 5.9 – Comparativo por Patamar entre o Consumo de O₂ a sua Eficiência

Velocidade (m/min)	Tempo (min.)	Menor consumo de O ₂ por patamar		Melhor Eficiência ml/Kg/m		Distância Percorrida
53,64	4	11,68	Prótese B	0,22	Prótese B	211±9m
67,05	8	14,54	Prótese C	0,22	Prótese A e C	478±3m
80,46	10:30	15,70	Prótese A	0,20	Prótese A, B e D	712m
80,46	12	16,12	Prótese A	0,20	Prótese A	799±9m
93,87	12:45	17,15	Prótese A	0,18	Prótese D	882m
93,87	13:30	18,38	Prótese D	0,20	Prótese D	939m
93,87	15:30	18,46	Prótese D	0,20	Prótese D	1102m

Na análise dos quadros 5.8 e 5.9 verificamos que a prótese D foi aquela que permitiu um maior período de utilização (15 minutos e 30 segundos) na velocidade mais elevada (93,87m/min), com um VO_{2pico} de 18,46ml/Kg/mim e um custo energético (eficiência) também no final do teste de 0,20ml/Kg/m. Embora o sujeito utilizando quer a prótese A quer a prótese C tenha atingido este mesmo patamar de velocidade foi utilizando a prótese D que conseguiu a maior distância percorrida e maior tempo de utilização.

CAPÍTULO 6

DISCUSSÃO

1. DISCUSSÃO

A harmonia entre o membro residual e a prótese é determinante para que esta cumpra a sua função e possibilite uma marcha eficaz e permita ao amputado a continuidade das suas AVD's, mantendo o coto funcional^{1,2}

O conforto e a eficácia funcional da prótese estão intimamente relacionados², os sistemas de suspensão devem impedir a excessiva deslocação transversal, longitudinal e rotacional do coto dentro do encaixe⁸⁴, estes sistemas devem auxiliar a estabilizar e incrementar a ligação da prótese ao coto, reduzindo o êmbolo⁶⁵, aumentando a propriocepção e proporcionando uma marcha mais natural^{2,56,61}.

Na análise a variável de êmbolo, os valores obtidos no estudo de Narita⁸⁸, o êmbolo de uma prótese com encaixe TSB era de 25,3±9mm, no estudo efectuado por Board⁵⁷, os valores obtidos, encontram-se mais próximos aos encontrados sendo o êmbolo no sistema de suspensão por VASS de 40mm e o valor do nosso estudo 47,91mm, e o valor referido para o êmbolo de um sistema de suspensão por vácuo de 70mm, sendo o obtido pelo nosso estudo de 72,15mm. A média dos resultados obtidos no nosso estudo 58,04±14,50 mm (Quadro 5.3) não coincide com nenhum dos resultados apresentados.

De acordo com Waters¹¹³ a VMC para um amputado transtibial por etiologia traumática situa-se 71±10 m/min a que corresponderá um consumo de O₂ de 15,5±2,9ml/Kg/min e um custo de 0,20±0,05ml/Kg/m, este valor segundo vários autores^{66,76,93,97-100} corresponde a um aumento de cerca de 20% de energia que os “não amputados”. No nosso estudo a velocidade 71±10m/min, encontra-se entre as velocidades protocoladas de 67,05m/min e 80,46m/min e obtiveram-se os valores de VO_{2pico} entre 12,26ml/Kg/min e 18,61ml/Kg/mim e um custo entre 0,18ml/Kg/m e 0,22ml/Kg/m, mostrando que os nossos dados na generalidade se encontram de acordo com os estudos analisados^{57,90,113}.

A análise foi feita recorrendo às diversas variáveis dependentes quantitativas em estudo: o êmbolo; e a eficiência da marcha com os valores da distância percorrida em metros (m); velocidade (m/min); consumo energético - VO_{2pico} em cada patamar (ml/Kg/min); custo energético (ml/Kg/m).

Uma possível explicação relacionando todos estes resultados obtidos, poderá ser devido ao facto de haver alterações de volume do coto e da pressão necessária para o manter em contacto com as paredes do encaixe evitando o movimento longitudinal (êmbolo) e rotacional, mantendo o conforto e a eficácia funcional da prótese os quais estão intimamente

relacionados a este facto². O sistema de suspensão e o ajuste do encaixe ao coto desempenham um importante papel na funcionalidade da prótese na mobilidade do amputado e na sua satisfação em geral com o dispositivo biomecânico³. A harmonia entre o membro residual e a prótese é determinante para que esta cumpra a sua função e possibilite uma marcha eficaz e permita ao amputado a continuidade das suas AVD's, mantendo o coto funcional^{1,2}.

De facto as compressões proximais existentes no interior do encaixe são idênticas em todas as próteses na fase de contacto total durante a marcha. Na fase oscilante da marcha os valores, geralmente são na ordem dos 1,1KPa para as suspensões por sucção e vácuo e de 6,7KPa para as suspensões por PIN²¹.

Uma compressão de 1,1KPa origina uma perda em média 6,5% do volume do coto, ocorrendo 95% desta alteração nas primeiras duas horas⁵⁷, esta situação é explicada pela constante pressão exercida sobre o coto, aumentando a "expulsão" do líquido intersticial do mesmo^{60,69}. Para que haja uma normal circulação sanguínea, o valor de compressão deverá ser inferior a 4,3KPa valor este responsável pela oclusão dos vasos capilares²¹.

De forma garantir o ajuste entre o encaixe e o coto o volume dos encaixes TSB para a suspensão por vácuo são reduzidos entre 4 a 6%⁶⁸ por essa mesma razão aumenta a redução de volume^{57,68}.

Uma hipótese para que todos os valores do deslocamento axial serem tão elevados, poderá ser- e tendo em conta que a perda de volume do coto está localizada exclusivamente na massa muscular que constitui o coto e que o individuo em estudo -pelo facto do individuo em estudo possuir uma agenesia do perónio, pelo que a percentagem de redução de volume poderá ser muito maior que nos amputados transtibiais que possuem tibia e perónio, podendo então ser esta a razão da percentagem de redução de volume do coto ser superior aos 6,5%⁵⁷, não havendo assim a compressão suficiente para estabilizar o coto dentro do encaixe.

Das quatro próteses em estudo, duas possuem uma suspensão por sucção, uma por vácuo e uma cuja suspensão é feita mantendo a ligação do *liner* à prótese através de um dispositivo metálico designado por PIN. Este sistema na fase oscilante aplica em média uma compressão de 6,7KPa na região proximal do coto, compressão de valor muito acima de 4,3KPa, valor

máximo para a não oclusão dos vasos capilares²¹ e dos 1,1KPa das outras próteses. No entanto neste sistema de suspensão não existe alteração significativa do volume do coto¹, porque o sistema não aumenta a circulação global, antes pelo contrário, promove a sua congestão⁶⁹, devido a uma forte “sucção” distal que favorece a reposição de líquidos intersticiais e simultaneamente cria uma vasoconstrição a nível proximal durante a fase oscilante criando condições para o edema distal e estase venosa^{21, 69}.

Esta hipótese parece-nos ser a mais plausível para a justificar o resultado do êmbolo na prótese A com sistema de suspensão por membranas hipobáricas. O volume do coto não foi suficiente para criar uma pressão que mantivesse as membranas em contacto com as paredes do encaixe impedindo a entrada de ar, mantendo a sucção e por consequente a suspensão da prótese. Como não foi possível obter o valor do êmbolo podemos concluir que este seria sempre superior a 72,55mm, valor obtido com a prótese C, com suspensão por sucção, o valor mais alto das próteses em estudo.

Na variável dependente eficiência da marcha os resultados obtidos (Quadro 5.7), ocorreu ao minuto 13 e 30 segundos, percorrendo 939 metros à velocidade de 93,87m/min, tendo atingido a 99,4% da $FC_{máx}$ e o $-VO_{2pico}$ de 18,71ml/Kg/min demonstrando um custo energético (eficiência) de 0,20ml/Kg/m.

Quanto à avaliação qualitativa o amputado refere como a prótese A como a menos positiva em 2 campos (*Appearance Scale* e *Social BurdenScale*) (Quadro 5.1.) e como a mais positiva (*Sounds Scale*) com a mesma classificação que a prótese C e D (Quadro 5.1.). E na percepção quanto às questões individuais sobre *Satisfaction Question*, os valores obtidos estão em penúltimo lugar de preferência (Quadro5.2.).

Na prótese B não existe êmbolo entre o *liner* e o encaixe, e o coto e o *liner*. Como consequência os valores do êmbolo obtidos com esta suspensão, não são devido à alteração do volume do coto, mas exclusivamente devido ao estiramento dos tecidos, que quando sujeitos a tracção na fase oscilante apresentaram o valor de 53.68mm, valor superior ao referenciado^{2,88}.

Os resultados obtidos ocorreram aos 10 minutos e 30 segundos, quando estavam percorridos 712 metros à velocidade de 80,46m/min, tendo atingido o VO_{2pico} de 16,18ml/Kg/min e um custo energético (eficiência) de 0,20ml/Kg/m (Quadro 5.5).

Quanto à avaliação qualitativa da prótese B o amputado refere-a como a menos positiva em 6 campos (*Utility Scale; Residual Limb Health Scale; Ambulation Scale; Sounds Scale; Perceived Response Scale; Well Being Scale*) (Quadro 5.2.). Na percepção quanto às questões individuais sobre *Satisfaction Question*, os valores obtidos são os menores (Quadro 5.2.).

As respostas ao questionário PEQ, fornecidas pelo sujeito, não coincidem com o estudo de Klute¹, que refere que os utilizadores preferem o sistema de suspensão por PIN, porque este sistema permite uma maior funcionalidade e menor frustração¹.

O sistema de suspensão de sucção por joelheira da (prótese C), basicamente apresenta as mesmas características e os mesmos valores de pressão que a prótese A, mantendo-se a redução do volume de coto em média 6,5% do volume, ocorrendo 95% desta alteração nas primeiras duas horas⁵⁷, no entanto como o sistema de bloqueio da entrada de ar no encaixe é efectuado por uma joelheira é esta que inibe o deslocamento axial acima do valor obtido (72,55mm) impedindo que a prótese se separe do coto, durante o teste de imagiologia com a carga de 5Kg.

Esta prótese foi a que permitiu a segunda menor distância percorrida 882 metros em 12 minutos e 45 segundos e permitiu atingir a velocidade de 93,87m/min, apresentou um $VO_{2\text{pico}}$ de 18,64ml/Kg/min demonstrando um custo energético (eficiência) de 0,20ml/Kg/m um consumo de O_2 de 18,64ml/Kg/min e uma eficiência de 0,20ml/Kg/m, comparativamente na eficiência apresenta um valor idêntico à prótese A mas superior à prótese D (Quadro 5.6.).

Na percepção do sujeito a prótese C é classificada em penúltimo lugar nos seguintes itens: *Utility; Scale Residual Limb; Health Scale; Ambulation Scale; Well Being Scale*. O sujeito deu uma importância ao ponto de a classificar como a segunda melhor nos campos da *Appearance Scale* e *Perceived Response Scale* (Quadro 5.6.). Já nas questões individuais sobre *Satisfaction Question* o sujeito atribuiu a segunda melhor classificação à Prótese C.

O resultado apresentado nos testes na prótese D, com um sistema de suspensão de VASS, ocorreu aos 15 minutos e 30 segundos, percorrendo 1102 metros à velocidade de 93,87m/min, tendo atingido a percentagem máxima da FC_{Max} com 177bpm e o - $VO_{2\text{pico}}$ de 18,46ml/Kg/min demonstrando um custo energético (eficiência) de 0,20ml/Kg/m (quadro 5.7).

Com base nestes resultados apresentados demonstra-se que a prótese D é aquela que permite uma maior funcionalidade ao sujeito.

Possivelmente as razões para estes valores, prendem-se com o sistema de suspensão da prótese D. A suspensão da prótese é obtida pela expulsão das moléculas de ar existentes entre o *liner* e o encaixe através de uma bomba, que cria um conjunto de forças de sucção de 78KPa, que equivale à necessidade da aplicação de uma força inversa de tracção de 70Kg, necessária para separar o encaixe do *liner*^{57,60,61,68}.

A aplicação deste sistema de suspensão baseado no fornecimento de vácuo durante a fase oscilante da marcha deslocará fluidos para o membro residual, melhorando o ajuste da prótese reforçando a ligação entre o encaixe e o coto⁶⁸, evitando alterações de volume^{1,64}, incrementando, a proprioceptividade^{56,57,61} o conforto e aumentando a funcionalidade diária^{57,64,114}.

As possíveis explicações de como a suspensão VASS melhora o volume do coto, prende-se com o facto de menos líquido intersticial ser expulso do coto devido a uma redução na pressão positiva durante a fase de contacto total e devido a um aumento da pressão negativa durante a fase oscilante (27% superior, quando comparado com a mesma fase no sistema de suspensão por sucção) deslocando mais líquido intersticial a ser para o coto^{60,69}. Na suspensão por sucção esta deslocação do líquido é no sentido contrário⁵⁷.

O coto com o sistema de suspensão por sucção perde 6,5% do seu volume, enquanto que com a suspensão por VASS ele poderá aumentar 3,7% do volume^{57,64,68}, acontecendo 95% desta alteração nas primeiras duas horas⁵⁷. Na fase oscilante existe um aumento de 27% da pressão negativa na fase oscilante, comparativamente com o sistema de suspensão por sucção, tal deve-se ao facto de haver uma “ancoragem” entre o interface e o encaixe e o interface e o coto, permitindo um alongamento dos tecidos que compõem o coto, permitindo que haja uma diminuição de pressão, muito maior que outros modelos de suspensão^{60,69}.

Com o sistema de suspensão por sucção por válvula o conjunto *liner*/coto tende a descolar-se do encaixe, resultando assim num menor alongamento dos tecidos e conseqüentemente numa menor queda de pressão e um menor deslocamento de líquido intersticial para o coto⁶¹. O efeito provocado pela suspensão por VASS e também pela suspensão por sucção, mas em menor escala, aparenta aumentar a circulação global aumentando a troca de líquido intersticial, não promovendo a congestão ao contrário da suspensão por PIN⁶⁹. De acordo com Street⁶¹ a aplicação de 78KPa, durante a fase oscilante é a razão porque esta prótese obteve o valor menor de êmbolo 47,91mm comparativamente com todas as próteses estudadas. No

entanto apesar de ser o menor valor ele é maior que os valores obtidos no estudo de Narita⁸⁸, 25,3±9mm e do estudo de Board⁵⁷ 40mm, neste caso particular a alteração do volume do coto, não será a responsável, pelo êmbolo, porque o volume mantém-se ou mesmo poderá ser aumentado em 3,5%^{57,68,64} mas tal deve-se ao estiramento dos tecidos do coto, quando sujeitos a uma tracção, pela mesma razão invocada nas outras próteses, a agenesia do perónio.

Quanto à aplicação do PEQ nas escalas validadas, o sujeito deu a classificação mais alta à prótese D, em nove campos (*Utility Scale; Residual Limb Health Scale; Ambulation Scale; Appearance Scale; Sounds Scale; Frustration Scale; Perceived Response Scale; Social Burden Scale* (Quadro 5.1.).O único campo que o sujeito não classificou como a preferida foi no campo da *Well Being Scale*.

Na análise das perguntas individuais, no item de *Satisfaction Question*, obtivemos que a Prótese D continuava a ser a preferida com a totalidade das respostas com a maior pontuação (Quadro 5.2.).

Pensamos que o facto de haver uma deambulação a uma velocidade de 53,64m/min, velocidade inferior ao que Waters¹¹³ Board⁵⁷ identificou como VMC 71±10m/min e que no seu estudo essa velocidade era simulada com uma tracção de 4,5Kg. O facto da força centrífuga ser menor, o efeito negativo do êmbolo, não se fez reflectir no $VO_{2\text{pico}}$ e no seu custo energético (eficiência). No entanto, quando a velocidade aumenta para os patamares mais altos, a prótese D, com menos êmbolo apresenta as suas variáveis dependentes de eficiência da marcha com melhores resultados que as outras próteses.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO

1. CONCLUSÃO

O presente estudo teve como objectivo do trabalho:

- Perceber se a metodologia utilizada permite aferir da eficiência da marcha e concluir se os sistemas de suspensão testados apresentam diferenças na eficiência das diversas próteses transtibiais testadas, tendo por base os dados fornecidos pela imagiologia e calorimetria indirecta - Com a aplicação desta metodologia, podemos antes de mais, afirmar que a mesma se apresenta como uma fonte viável de informação e quantificação das variáveis em estudo, nas próteses transtibiais, podendo ser utilizada como mecanismo de informação na tomada de decisão.
- Perceber qual a percepção do amputado relativamente eficiência transmitida pelos diferentes componentes Ortoprotésicos e verificar se existe uma relação entre os resultados fisiológicos e a percepção do amputado – como resposta a estas duas questões podemos concluir que com a utilização do questionário PEQ este forneceu os resultados necessários para se concluir que o amputado percepcionou a eficiência transmitida pelos diversos componentes, assim como a sua percepção foi coincidente com os valores fisiológicos obtidos nos diversos testes efectuados.

Quanto aos objectivos do estudo de caso, o objectivo geral:

- Determinar se a alteração do sistema de suspensão altera a funcionalidade do sujeito – os resultados obtidos permitem-nos concluir que a funcionalidade está directamente dependente do sistema de suspensão.

Quanto aos objectivos específicos:

- Avaliar os resultados de um protocolo metodológico de avaliação, da eficiência energética da marcha com prótese transtibial, e do deslocamento axial do coto dentro do encaixe utilizando uma prótese transtibial – este estudo permite-nos concluir, com os resultados obtidos através da aplicação do protocolo metodológico de avaliação, que este é uma fonte viável e credível de informação e quantificação das variáveis em estudo, podendo ser utilizado como mecanismo de informação na tomada de decisão.

Comparar os resultados obtidos entre as diversas próteses transtibiais, com diferentes tipos de suspensão e concluir da sua eficiência - dos resultados obtidos por este estudo a eficiência entre as diferentes suspensões podem ser quantificadas e assim decidir qual a mais eficiente.

Como objectivo secundário deste estudo de caso havia que:

- Avaliar a percepção do amputado para as possíveis alterações à funcionalidade resultante da utilização de cada uma das próteses transtibiais testadas – os resultados apurados pela aplicação do questionário PEQ, permite concluir que podemos quantificar a percepção do indivíduo em estudo e comparar a sua percepção quanto á funcionalidade das diversas soluções testadas.

Tendo em conta que o sistema de suspensão e o ajuste do encaixe protésico, desempenham um papel extremamente importante na funcionalidade da prótese, na mobilidade que o amputado atinge com a sua utilização e na satisfação do mesmo, podemos afirmar que com base nos resultados obtidos a melhor solução para este indivíduo é o sistema de suspensão VASS.

Embora este estudo de caso não possa ser extrapolado para a população em geral, por ser um estudo de caso e pela especificidade do mesmo, serve como prova de que existem diferenças significativas no que diz respeito às variáveis em estudo nos diferentes sistemas de suspensão de próteses transtibiais e que esta metodologia pode ser replicada em cada paciente de forma a aferir a solução mais adequada para cada caso clínico.

CAPÍTULO 8

LIMITAÇÕES E REFLEXÕES

1. LIMITAÇÕES E REFLEXÕES

Uma das principais limitações deste estudo prende-se com o facto do questionário PEQ, ainda não estar validado para a população portuguesa, mas pela sua importância no mundo da investigação em ortoprotesia³ resolveu-se utilizá-lo apesar de neste momento ele se encontrar em processo de validação para a população portuguesa.

O estudo e os resultados apontam para que num estudo posterior se possa incluir ferramentas de avaliação da marcha, tais como sistemas baropodométricos e sistemas como posturografia dinâmica computadorizada, que é uma técnica utilizada na avaliação e quantificação do controlo postural, estático e dinâmico¹¹⁵. Esta é uma ferramenta de referência na avaliação do equilíbrio em populações com diversos tipos de patologias¹¹⁵. Estes estudos podendo continuar a ser estudos de caso, seriam bastante mais elucidadores se a amostra fosse num número maior de amputados do membro inferior e que estes possuíssem uma maior diversidade no nível da amputação (transtibiais, transfemorais, desarticulações do pé e do joelho) e uma maior variedade na etiologia.

CAPÍTULO 9

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Klute GK, Berge JS, Biggs W, Pongnumkul S, Popovic Z, Curless B. Vacuum-assisted socket suspension compared with pin suspension for lower extremity amputees: effect on fit, activity, and limb volume. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011;92(10):1570-5. doi:10.1016/j.apmr.2011.05.019.
2. Eshraghi, Arezoo; Osman, Noor; Gholizadeh, Hossein; Karimi, Mohammad, Ali S. Pistoning assessment in lower limb prosthetic sockets. *Prosthet Orthot Int.* 2012;36(1):15-24.
3. Gholizadeh H, Abu Osman NA, Eshraghi A, et al. Transtibial prosthetic suspension: less pistoning versus easy donning and doffing. *J Rehabil Res Dev.* 2012;49(9):1321-30. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23408214>.
4. Van der Linde H, Hofstad CJ, Geurts ACH, Postema K, Geertzen JHB, van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(4):555-70. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15558384>.
5. Gholizadeh H, Abu Osman N a, Eshraghi A, Ali S, Razak N a. Transtibial prosthesis suspension systems: Systematic review of literature. *Clin Biomech.* 2014;29(1):87-97. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.10.013.
6. Kageyama ERO, Yogi M, Sera CTN, Yogi LS, Pedrenelli A, Camargo OP. Validação da versão para a língua portuguesa do questionário de Medida Funcional para Amputados (Functional Measure for Amputees Questionnaire) brazilian-portuguese validation of the Functional Measure for Amputees Questionnaire. 2008;15(2):164-171. Available at: <http://www.revistasusp.sibi.usp.br/pdf/fpusp/v15n2/09.pdf>.
7. Carvalho JA. História das amputações e das próteses. In: Carvalho JA, ed. *Amputações de Membros Inferiores: Em Busca Da Plena Reabilitação.* 2ª edição. São Paulo - Brasil: Editora Manole Ltda; 2003:365.
8. Vaz M, Roque V, Pimentel S, Rocha A, Duro H. Caracterização psicossocial de uma população portuguesa de amputados do membro inferior. *Acta Med Port.* 2012;25(2):77-82.
9. Carvalho FS, Kunz VC, Depieri TZ, Cercelini R. Prevalência da amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários. *Arq Ciências da Saúde UNIPAR.* 2005;9(1):23-30.
10. Pastre CM, Salioni JF, Oliveira BAF, Micheletto M, Júnior JN. Fisioterapia e amputação transtibial. *Arq Ciências e Saúde.* 2006;12(2):120-124. Available at: <http://portalsaudebrasil.com/artigospsb/traum099.pdf>.
11. Michael JW. Prosthetics suspensions and components. In: Smith, Douglas G., Michael JW, ed. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetics and Rehabilitation Principles.* 3ª ed. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004:409-420.

12. Gardete Correia L, Boavida JM, Fragoso de Almeida JP, et al. *Diabetes Factos E Números 2013– Relatório Anual Do Observatório Nacional Da Diabetes 11/2013*. Lisboa; 2013:1-72. Available at: [www.spd.pt / diabetes@spd.pt / observatorio@spd.pt](http://www.spd.pt/diabetes@spd.pt/observatorio@spd.pt).
13. Horta C, Vilaverde J, Mendes P, et al. Avaliação da taxa de amputações na consulta multidisciplinar do pé diabético. *Acta Med Port*. 2003:373-380.
14. Neves J, Matias R, Formiga A, et al. O pé diabético com infecção aguda: tratamento no Serviço de Urgência em Portugal. *Rev Port Cir*. 2013:19-36.
15. Simões A. “Reprodutibilidade e validade do questionário de atividade física habitual de Baecke modificado em idosos saudáveis.” 2009:90.
16. Tudor-Locke C, Hatano Y, Pangrazi RP, Kang M. Revisiting “how many steps are enough?”. *Med Sci Sports Exerc*. 2008;40(7 Suppl):S537-43. doi:10.1249/MSS.0b013e31817c7133.
17. Lin, S., Bose NH. Six-Minute Walk Test in Persons With Transtibial Amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89:2354-2359. doi:10.1016/j.apmr.2008.05.021.
18. Eshraghi A, Abu Osman NA, Karimi M, Gholizadeh H, Soodmand E, Abas WABW. Gait biomechanics of individuals with transtibial amputation: effect of suspension system. *PLoS One*. 2014;9(5):e96988. doi:10.1371/journal.pone.0096988.
19. Bona R. Comparação do consumo energético e de aspectos mecânicos da caminhada de amputados transfemorais que utilizam prótese com micro processador ou convencional: uma revisão. *Pensar a Prática, Goiânia*. 2011;14(1):1-14.
20. Zhang J, Shen L, Shen L, Li A. Gait analysis of powered bionic lower prosthesis. In: *International Conference on Robotics and Biomimetics*. Tianjin; 2010:14-18.
21. Beil TL, Street GM. Comparison of interface pressures with pin and suction suspension systems. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(6):821. doi:10.1682/JRRD.2003.09.0146.
22. Hatfield a G, Morrison JD. Polyurethane gel liner usage in the Oxford Prosthetic Service. *Prosthet Orthot Int*. 2001;25(1):41-6. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11411004>.
23. Bastos R. Ortoprotesia. In: Antunes ML, ed. *O Livro*. Lisboa: Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa; 2006:68-70.
24. Bowker JH, Pritham CH. The History of Amputation Surgery and Prosthetics. Smith, Douglas G., Michael John W. BJH, ed. *Atlas Amputations Limb Defic Surg rehabilitation Princ*. 2004:3-19.
25. Ayyappa, Edmond, Mohamed O. Clinical Assessment of Pathological Gait. In: Lusardi, Micelle M; Nielsen, Caroline C.; Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2ª Edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:35-67.
26. Wilson Bennett Jr. History of Amputation Surgery and Prosthetics. In: Bowker HK MJ, ed. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2ª

edition. Rosemont: American Academy of Orthopedic Surgeons; 2002. Available at: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap01-01.asp>.

27. Seymour R. *Prosthetics and Orthotics: Lower Limb and Spinal*. Maryland: Lippincott Williams&Wilkins; 2002. Available at: http://www.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=2KlqqHS5fVoC&oi=fnd&pg=PA1&dq=history+of+prosthetics+and+orthotics&ots=k5sSgsglN&sig=a_Oe3EVO4plqQ_ndvAYD7vpp4Xs&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false.
28. Norton K. A brief History of Prosthetics. *InMotion*. 2007;17(7):1-3. Available at: http://www.amputee-coalition.org/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html.
29. Kirkup J. *A History of Limb Amputation*. (John K, ed.). London: Springer; 2007:191.
30. Finch J. The ancient origins of prosthetic medicine. *Lancet*. 2011;377(9765):548-549. doi:10.1016/S0140-6736(11)60190-6.
31. Thurston AJ. Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. *ANZ J Surg*. 2007;77(12):1114-9. doi:10.1111/j.1445-2197.2007.04330.x.
32. Estêvão RJ. Desenvolvimento de uma Prótese Transtibial Endoesquelética. 2009:108. Available at: <http://ria.ua.pt/bitstream/10773/2517/1/2010000407.pdf>.
33. Blohmke. *Otto Bock Compendio de Prótesis: Prótesis Para La Extremidad Inferior*. 2ª ed. (Näder, M., Näder H, ed.). Berlim: Schiele&Schön GmbH; 1993:117.
34. Staros A. The SACH (Solid-Ankle Cushion-Heel) foot. *Orthopadic&prosthetic Appl J*. 1957:23-31. Available at: http://www.oandplibrary.org/op/pdf/1957_02_023.pdf.
35. Radcliffe, C.W., Foort J. *The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis*. (Inman, V.T., Eberhart D, ed.). Califórnia: Biomechanics Laboratory; 1961:1-201. Available at: <file:///F:/ARTIGOS PARA ESPECIALISTA/TODOS OS PDFs POR CAPITULOS/Llvro original do PTB - Radcliffe, C.W., Foort, J. 1961.pdf>.
36. Versluys R, Desomer A, Lenaerts G, et al. From conventional prosthetic feet to bionic feet: A review study. *2008 2nd IEEE RAS EMBS Int Conf Biomed Robot Biomechatronics*. 2008:49-54. doi:10.1109/BIOROB.2008.4762839.
37. Harvey ZT, Potter BK, Vandersea J, Wolf E. Prosthetic advances. *J Surg Orthop Adv*. 2012;21(1):58-64. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22381512>.
38. Nielsen CC. Etiology of amputation. In: Lusardi, Michelle M., Nielsen, Caroline C., Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 3ª Edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:519-531.
39. Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation: The Multidisciplinary Approach. In: Lusardi, Michelle M., Nielsen, Caroline C., Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2ª Edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:3-14.

40. Carvalho J. Níveis de amputação. In: Carvalho J, ed. *Amputações de Membros Inferiores: Em Busca Da Plena Reabilitação*. 2ª edição. São Paulo - Brasil: Editora Manole Ltda; 2003:21-44.
41. Kapp SL, Ferguson JR. Transtibial amputation: prosthetic management. In: Smith, Douglas G., Michael, John W., Bowker JH, ed. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, prosthetics and Rehabilitation Principles*. 3ª edition. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004:503-515.
42. Ortiz RT, Pedrenelli A. Amputação transtibial. In: Pedrenelli A, ed. *Tratamento Do Paciente Com Amputação*. 1ª Edição. São Paulo: Editora Roca Ltda; 2004:99-111.
43. Pepe JL, Lusardi MM. Amputation surgeries for the lower limb. In: Lusardi, Michelle m., Nielsen, Caroline C., Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2ª Edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:563-592.
44. Berke GM. Transtibial Prostheses. In: Lusardi, Michelle M., Nielsen, Caroline C., Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2ª Edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:679-710.
45. Wilson BJ. *A Primer on Limb Prosthetics*. Spring Field: Charles C. Thomas; 1998.
46. Filho DJ. Pés Protéticos. In: Pedrenelli A, ed. *Tratamento Do Paciente Com Amputação*. 1ª edição. São Paulo: Editora Roca Ltda; 2004:307-322.
47. Rodriguez AC. O Tratamento fisioterapêutico do paciente com amputação transtibial traumática. 2007:58. Available at: http://www.uva.br/sites/all/themes/uva/files/pdf/tratamento_fisioterapêutico_paciente_amputacao.pdf.
48. Staats TB, Lundt J. The UCLA Total Surface Bearing Suction Below-Knee Prosthesis. *Clin Prosthetics Orthot*. 1987;II, nº3:118-130.
49. Gholizadeh H. Pistoning in Transtibial Prostheses-Seal-Inx5 and Dermo liner. 2012:82. Available at: http://works.bepress.com/cgi/viewcontent.cgi?article=1013&context=hossein_gholizadeh.
50. Pfléghar T. Confecção de Próteses para o Membro Inferior. In: Pedrinelli A, ed. *Tratamento Do Paciente Com Amputação*. 1ª ed. São Paulo - Brasil: Editora Roca Ltda; 2004:285-298.
51. Hovorka, Christopher F., Geil Mark D., Lusardi MM. Principles Influencing Orthotic and Prosthetic Design: Biomechanics, Device-User Interface, and Related Concepts. In: Lusardi, Michelle M., Nielsen, Caroline C., Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2ª edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:135-154.
52. Rodrigues, Daniel E., Viganó, Amanda G., Fagundes, Felipe R.C., Matos, Areolino P., Soares, Renato J., Hirata, Tamotsu, Soares ASO. Análise da Influência do Alinhamento do Pé Protético na Marcha de Amputados Transtibiais Influence Analysis of Prosthetic Foot Alignment in Transtibial Amputees' Gait. *Unopar*. 2011;13(3):175-180.

53. Fergason J. Prosthetic Feet. In: Lusardi, Michelle M; Nielsen, Caroline C.; Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2^a Edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:643-657.
54. Zhu J, Wang Q, Wang L. PANTOE 1: Biomechanical design of powered ankle-foot prosthesis with compliant joints and segmented foot. *2010 IEEE/ASME Int Conf Adv Intell Mechatronics*. 2010:31-36. doi:10.1109/AIM.2010.5695879.
55. Herr HM, Grabowski AM. Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. *Proc Biol Sci*. 2012;279(1728):457-64. doi:10.1098/rspb.2011.1194.
56. Grevsten S. Patellar tendon bearing suction prosthesis: clinical experiences. *Ups J Med Sci*. 1977;82(3):209-20. doi:10.3109/03009737709179102.
57. Board WJ, Street GM, Caspers C. A comparison of trans-tibial amputee suction and vacuum socket conditions. *Prosthet Orthot Int*. 2001;25(3):202-209. doi:10.1080/03093640108726603.
58. Kristinsson O. The ICEROSS concept: A discussion of a philosophy. *Prosthet Orthot Int*. 1993;17(1):49-55. doi:10.3109/03093649309164354.
59. Cluitmans J, Geboers M. Experiences with respect to the ICEROSS system for trans-tibial prostheses. *Prosthetics* 1994:78-83. Available at: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/03093649409164388>. Accessed November 24, 2012.
60. Beil TL, Street GM, Covey SJ. Interface pressures during ambulation using suction and vacuum-assisted prosthetic sockets. *J Rehabil Res Dev*. 2002;39(6):693-700. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17943671>.
61. Street GM. Vacuum Suspension and its Effects on the Limb. *Orthopädie Tech*. 2007;IV/2007:1-4. Available at: http://ottobockus.com/cps/rde/xbcr/ob_us_en/Street-0661_OT_GB.pdf.
62. Coleman, Kim L., Boone, David A., Laing, Linda S., Mathews, David E., Smith DG. Quantification of prosthetics outcomes: Elastomeric gel liner with locking pin suspension versus polyethylene foam liner with neoprene sleeve suspension. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(4):591-602.
63. Äström, I., Stenström A. Effect on gait and socket comfort in unilateral trans-tibial amputees after exchange to a polyurethane concept. *Prosthet Orthot Int*. 2004;28(1):28-36. doi:10.3109/03093640409167922.
64. Gerschutz MJ, Denune JA, Colvin JM, Schober G. Elevated Vacuum Suspension Influence on Lower Limb Amputee's Residual Limb Volume at Different Vacuum Pressure Settings. 2010;22(4).
65. Gholizadeh H, Abu Osman NA, Eshraghi A, Ali S. The effects of suction and pin/lock suspension systems on transtibial amputees' gait performance. *PLoS One*. 2014;9(5):e94520. doi:10.1371/journal.pone.0094520.

66. Viel, É., Asencio, G., Blanc, Y., Casillas, E., Laassel E., Mesure, S., Pélissier J., Penneçot G., Plas, F. TC. *A Marcha Humana, A Corrida E O Salto: Biomecânica, investigações, normas E Disfunções*. 1ª edição. (Viel É, ed.). São Paulo - Brasil: Editora Manole Ltda; 2001:1-277.
67. Brunelli, S., Aversa, T., Delusso S., Traballesi M. Vacuum Assited Socket System in Trans-tibial amputees: Clinical Report. *Ortopädie Technik Q*. 2009;11:2-7. Available at: <http://www.daytonartificiallimb.com/attachments/article/37/Italian Vacuum Study No Ads.pdf>.
68. Goswami, J., Lynn R., Street G. HM. Walking in a vaccum-assisted socket shifts the stump fluid balance. *Prosthet Orthot Int*. 2003;23:107-113. Available at: <http://evoii.com/jel04h/Education/2011Oct1920/Vacuum article Street.pdf>.
69. Street GM. Vaccum Suspension and its effects on the limb. *Orthopädie Tech*. 2006;4(0):4-7. Available at: http://ottobockus.com/cps/rde/xbcr/ob_us_en/Street-0661_OT_GB.pdf.
70. Caspers CA. Hypobarically-Controlled artificial limb for amputees. 1996. Available at: <http://www.google.pt/patents?hl=pt-PT&lr=&vid=USPAT5549709&id=TIMhAAAAEBAJ&oi=fnd&dq=carl+caspers&printsec=abstract#v=onepage&q=carl caspers&f=false>.
71. Greve JM. Marcha do Paciente com Amputação de Membros Inferiores. In: Pedrenelli A, ed. *Tratamento Do Paciente Com Amputação*. 1ª edição. São Paulo: Editora Roca Ltda; 2004:193-201.
72. Perry J. Normal Gait. In: Smith, Doyglas G., Michael, John W., Bowker JH, ed. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 3ª edition. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004:353-365.
73. Fritz S, Lusardi M. White paper: "walking speed: the sixth vital sign". *J Geriatr Phys Ther*. 2009;32(2):46-9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20039582>.
74. Lusardi MM, Pellecchia GL, Schulman M. Functional Performance in Community Living Older Adults. *J Geriatr Phys Ther*. 2003;26(3):14-22. doi:10.1519/00139143-200312000-00003.
75. Mattes, Sarah J., Martin, Philip E. , Royer TD. Walking Symmetry and Energy Cost in Persons With Unilateral Transtibial Amputations: Matching Prosthetic and Intact Limb Inertial Properties. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81:561-568. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999300900352#>.
76. Gaspar, Alexandra P., Ingham, Sheila J., Chamlian TR. Gasto energético em paciente amputado transtibial com prótese e muletas. *Acta Fisiátrica*. 2003;10(1):32-34.
77. Perry J. Amputee Gait. In: Smith, Douglas G; Michael, John W., Bowker JH, ed. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical,prosthetics and Rehabilitation Principles*. 3ª edition. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004:367-384.
78. Hsu M-J, Nielsen, David H, Lin-Chan S-J, Shurr D. The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in

- people with transtibial amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(1):123-9. doi:10.1016/j.apmr.2005.07.310.
79. Fey, Nicholas P., Klute, Glenn K., Neptune RR. The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(10):1025-32. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.06.007.
 80. Fortin M-F. *O Processo de Investigação: Da Concepção À Realidade.* 3ª edição ed. Loures: LUSOCIÊNCIAS-Edições Técnicas e Científicas, Lda; 2003:388.
 81. Gailey RS, Roach KE, Applegate EB, et al. The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(5):613-627. doi:10.1053/apmr.2002.32309.
 82. Chamliam TR, Melo ACO. Avaliação funcional em pacientes amputados de membros inferiores. *Acta Fisiátrica.* 2008;15(1):49-58.
 83. Boone DA, Coleman KL. Use of the Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ). *J Prosthetics Orthot.* 2006;18(1):68.
 84. Gholizadeh H, Abu Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Arifin N, Wan Abas WAB. Evaluation of new suspension system for limb prosthetics. *Biomed Eng Online.* 2014;13:1. doi:10.1186/1475-925X-13-1.
 85. Legro MW, Reiber GD, Smith DG, Aguilla M, Larsen J, Boone D. Prosthesis Evaluation Questionnaire for persons with lower Limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(August):931-938. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999398900909#>.
 86. Mak, A.F., Zhang M., Boone DA. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface. *Jpurnal Rehabil Res Dev.* 2001;38(2):1-16.
 87. Söderberg, B., Ryd, L. PB. Roentgen Stereophotogrammetric Analysis of Motion Between the bone and the socket in trans-tibial amputation prosthesis: a case study. *Am Acad Orthotists Prosthetists.* 2003;15(3):95-99. Available at: http://journals.lww.com/jpojournal/Abstract/2003/07000/Roentgen_Stereophotogrammetric_Analysis_of_Motion.8.aspx.
 88. Narita, H., Yokogushi, K., Shi, S., Kakizawa, M, Nosaka T. Suspension effect and dinamic evaluation of the total surface bearing (TSB) trans-tibial prosthesis: a comparison with the patellar tendon bearing (PTB) trans-tibial prosthesis. *Prosthet Orthot Int.* 1997;21(3):175-178.
 89. Lusardi, Michelle M., VanSwearingen JM. Aging and Ativity Tolerance: Implications for Orthotics and Prosthetics Rehabilitation. In: lusardi, Michelle M., Nielsen, Caroline C., Emery MJ, ed. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation.* 2ª edition. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007:69-92.

90. Palma, Ricardo M., Jucá SH. Avaliação Funcional dos Pacientes com Amputação. In: Pedrenelli A, ed. *Tratamento Do Paciente Com Amputação*. 1ª edição. São Paulo: Editora Roca Ltda; 2004:173-180.
91. Wahrlich, Vivian, Anjos AL. Aspectos históricos e metodológicos da medição e estimativa da taxa metabólica basal: uma revisão da literatura Historical and methodological aspects of the measurement and prediction of basal metabolic rate : a review. *Cad Saúde Pública*. 2001;17(4):801-817. Available at: <http://www.scielosp.org/pdf/csp/v17n4/5287.pdf>.
92. Wilmore, Jack H., Costill, David L., Kenney WL. *Physiology of Sport and Exercise*. 4ª edition. (Wilmore, Jack H., Costill, David L., Kenney WL, ed.). Champaign: Human Kinetics; 2008:574.
93. Waters, Robert L., Mulroy SJ. Energy Expenditure of Walking in Individuals With Lower Limb Amputations. In: Smith, Douglas G., Michael John W. BJH, ed. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical,prosthetics and Rehabilitation Principles*. 3ª edition. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004:395-407.
94. Waters RL. Gasto Energético. In: Perry J, ed. *Análise de Marcha: Sistemas de Análise de Marcha*. 1ª edição. Baureri - Brasil: Editora Manole Ltda; 2005:85-131.
95. Lin-Chan S, Nielsen DH, Shurr DG, Saltzman CL. Physiological responses to multiple speed treadmill walking for Syme vs. transtibial amputation--a case report. *Disabil Rehabil*. 2003;25(23):1333-8. doi:10.1080/09638280310001608618.
96. Barth, D., Schumacher, L., Thomas S. Gait Analysis and Energy Cost of Below Knee. *J Prosthetics Orthotics*. 1992:63-75. Available at: http://journals.lww.com/jpojournl/Citation/1992/00420/Gait_Analysis_and_Energy_Cost_of_Below_Knee.1.aspx.
97. Molen NH. energy-speed relation of BK amputees walking on a motor-driven treadmill. *Int Z angew Physiol*. 1973;31:175-185. Available at: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007/BF00697597>.
98. Gailey RS, Wenger MA, Raya M, et al. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. *Prosthet Orthot Int*. 1994;18:84-91. doi:10.3109/03093649409164389.
99. Nielsen, D., Shurr, D., Golden, J., Meier K. Comparison of Energy Cost and Gait Efficiency During Ambulation in Below-Knee Amputees Using Different Prosthetic Feet - A Preliminary Report. *J Prosthetics Orthot*. 1988;1(1):1-6. Available at: www.oandp.org/jpo/library/printArticle.asp?printArticled=1989_01_024.
100. Torburn L, Powers CM, Guitierrez R, Perry J. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet. *J Rehabil Res Dev*. 1995;32(2):111-9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7562650>.
101. Waters R, Perry J, Antonelli D, Hislop H. Energy Cost of Walking of Amputees : The influence of Level of Amputation. *J BONE Jt Surg*. 1976;58-A:42-46.

102. Traballesi M, Porcacchia P, Averna T, Brunelli S. Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: a comparison study between floor and treadmill test. *Gait Posture*. 2008;27(1):70-5. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.01.006.
103. WHO. *International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems 10th Revision (ICD-10) Version for 2010.*; 2010. Available at: <http://apps.who.int/classifications/icd10/browse/2010/en>.
104. Dawson, B., Trapp R. *Basic&Clinical Biostatistics*. 3ª edition. New York: McGraw-Hill; 2001:399.
105. Göktepe AS, Cakir B, Yilmaz B, Yazicioglu K. Energy expenditure of walking with prostheses: comparison of three amputation levels. *Prosthet Orthot Int*. 2010;34(1):31-6. doi:10.3109/03093640903433928.
106. Borg G. *Escalas de BORG Para a Dor E O Esforço Percebido*. 1ª ed. (Borg G, ed.). São Paulo - Brasil: Editora Manole Ltda; 2000:112.
107. Pollock, M., Gaesser, G., Butcher, J., Despres, J., Dishman, R., Franklin, B., Garber C. ACSM Position Stand: The Recommended Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory and Muscular Fitness, and Flexibility in Healthy Adults. *Med Sport & Exercise*. 1998;30(6):975-991.
108. Neves, A., Doimo L. EVALUATION OF THE SUBJECTIVE SENSATION OF EFFORT AND CARDIAC FREQUENCY IN ADULT WOMEN DURING AQUATIC EXERCISES. *Rev Bras Cineantropometria Desempenho Hum*. 2007;9(4):386-382. Available at: http://scholar.google.pt/scholar?hl=pt-PT&as_sdt=0&q=Escalas+de+Borg+para+a+dor+eo+esforço+percebido.
109. Nakamura, F. Gancedo, M., Silva, L., Lima, J., Kokubun E. Utilização do esforço percebido na determinação da velocidade crítica em corrida aquática. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11(1):1-5. Available at: <http://www.scielo.br/pdf/rbme/v11n1/24101.pdf>.
110. Barata, Themudo; Manso C. A Produção de Energia. In: Barata T e outros, ed. *Atividade Física E Medicina Moderna*. Odivelas: Europress; 1997:22-46.
111. Fletcher GF, Balady GJ, Amsterdam E a., et al. *Exercise Standards for Testing and Training: A Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association.*; 2001:1694-1740. doi:10.1161/hc3901.095960.
112. Chaitman B. Teste de Esforço. In: Braunwald, E, Zipes, D., Libby P, ed. *Tratado de Medicina Cardiovascular*. 6ª edição. São Paulo - Brasil: Editora Roca, Ltda; 2003:135-164.
113. Waters RL, Perry J, Antonelli D, Hislop H. Energy cost of walking of amputees : the influence of level of amputation The Influence of Walking of Level of Amputees : of Amputation. *J Bone Jt Surg*. 2010:42-46. Available at: [http://www.bonky.nl/images/20101010/Energy cost of walking of amputees 2010JBJS.pdf](http://www.bonky.nl/images/20101010/Energy_cost_of_walking_of_amputees_2010JBJS.pdf).

114. Brunelli, S., Aversa, T., Delusso S., Traballesi M. VASS in trans tibial amputees Brunelli.pdf. *Vac Assist socket Syst trans-tibial amputees Clin Rep.* 2009:2-7.
115. Branco PS. Avaliação e Modificação do Risco de Queda em Idosos com Recurso à Postografia Dinâmica Computorizada. *Rev da Soc Port Med Física e Reabil.* 2012;21(1):16-23.

ANEXO 1

Prosthesis Evaluation Questionnaire

Inquérito de avaliação da prótese PEQ

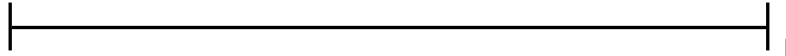
Grupo 1

As primeiras questões são sobre a sua prótese.

Nota: todas as perguntas referentes ao seu membro residual referem-se ao seu coto.

A- Durante as últimas quatro semanas em média, avalie o seu estado de satisfação em relação à sua prótese actual.

Over the past four weeks, rate how happy you have been with your current prosthesis

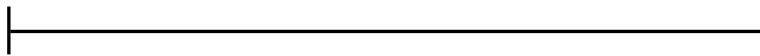


Extremamente insatisfeito

Extremamente satisfeito

B- Nas últimas quatro semanas, avalie a sua satisfação quanto ao ajuste da sua prótese.

Over the past four weeks, rate the fit of your prosthesis.

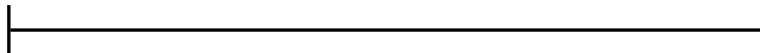


Terrível

Excelente

C- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua satisfação quanto ao peso da sua prótese.

Over the past four weeks, rate the weight of your prosthesis

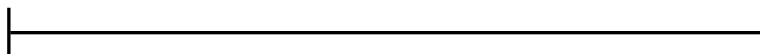


Terrível

Excelente

D- Nas últimas quatro semanas avalie o seu conforto, quando está de pé, com a sua prótese

Over the past four weeks, rate your comfort while standing when using your prosthesis

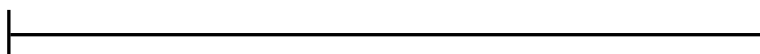


Terrível

Excelente

E- Nas últimas quatro semanas avalie o seu conforto, quando está sentado com a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your comfort while sitting when using your prosthesis.



Terrível

Excelente

F- Nas últimas quatro semanas com que frequência sentiu algum desequilíbrio quando utilizava a prótese.

Over the past four weeks, rate how often you felt off balance while using your prosthesis

Sempre

Nenhuma Vez

G- Durante as últimas quatro semanas, avalie quanta energia utilizou para utilizar a sua prótese o tempo necessário.

Over the past four weeks, rate how much energy it took to use your prosthesis for as long as you needed it

Até à exaustão

Sem esforço

H- Durante as últimas quatro semanas avalie as sensações (como a temperatura e textura) do contacto da prótese (meia, interface, encaixe) com o seu coto.

Over the past four weeks, rate the feel (such as the temperature and texture) of the prosthesis (sock, liner, socket) on your residual limb stump).

Pior possível

Melhor possível

I- Durante as últimas quatro semanas avalie a facilidade com que coloca (calça) a sua prótese.

Over the past four weeks, rate the ease of putting on (donning) your prosthesis

Terrível

Excelente

J- Durante as últimas quatro semanas avalie o aspecto da sua prótese.

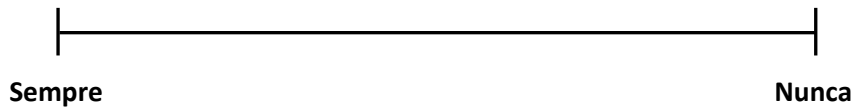
Over the past four weeks, rate how your prosthesis has looked

Terrível

Excelente

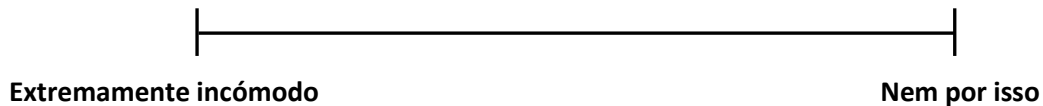
K- Durante as últimas quatro semanas avalie com que frequência a sua prótese lhe provocou irritações (zonas dolorosas/feridas/bolhas) no seu coto.

Over the past four weeks, rate how often your prosthesis made squeaking, clicking, or belching sounds



L- Se a prótese fez alguns sons nas últimas quatro semanas, avalie o incómodo que esses sons eram para si.

If it made any sounds in the past four weeks, rate how bothersome these sounds were to you.

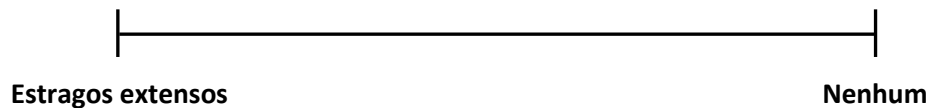


Assinale ____ se não fez sons.

OR check ___ It made no sounds.

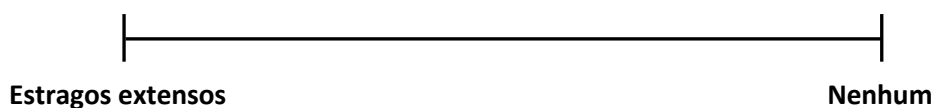
M- Nos últimos quatro semanas, avalie os estragos feitos na sua roupa pela sua prótese.

Over the past four weeks, rate the damage done to your clothing by your prosthesis.



N- Durante as últimas quatro semanas, avalie os estragos que a cosmética da sua prótese sofreu.

Over the past four weeks, rate the damage done to your prosthesis cover

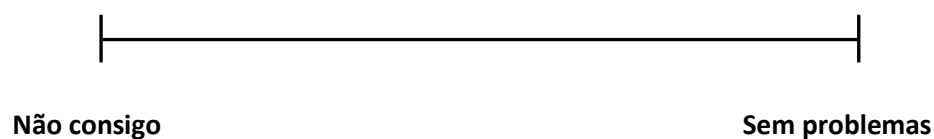


Assinale ____ se a sua prótese não tiver protecção.

OR check ___ There is no cover on my prosthesis

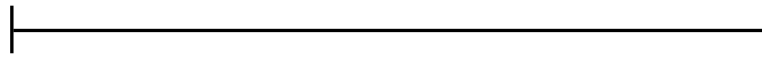
O- Durante as últimas quatro semanas avalie a sua capacidade de usar sapatos (com alturas e estilos diferentes) que você prefere.

Over the past four weeks, rate your ability to wear the shoes (different heights, styles) you prefer.



P- Durante as últimas quatro semanas, avalie a limitação na selecção de roupa devido à sua prótese.

Over the past four weeks, rate how limited your choice of clothing was because of your prosthesis.

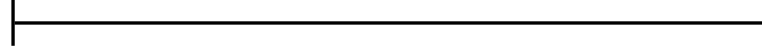


Pior possível

Melhor possível

Q- Durante as últimas quatro semanas avalieo quanto você transpirou dentro da sua prótese (na meia, interface, encaixe).

Over the past four weeks, rate how much you sweat inside your prosthesis (in the sock, liner, socket).

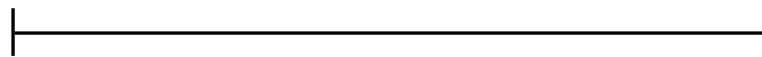


Muitíssimo

Nada

R- Durante as últimas quatro semanas, avalie o pior odor que a sua prótese teve.

Over the past four weeks, rate how smelly your prosthesis was at its worst

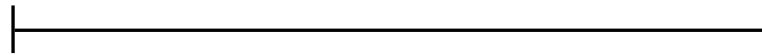


Extremamente odoroso

Nada

S- Durante as últimas quatro semanas, avalie o quanto o seu coto inchou, até ao ponto de ter de ajustar o seu encaixe.

Over the past four weeks, rate how much of the time your residual limb was swollen to the point of changing the fit of your prosthesis.

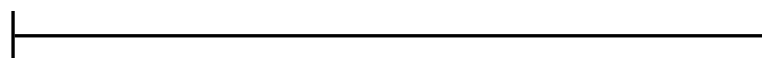


Sempre

Nunca

T- Durante as últimas quatro semanas avalie qualquer erupção(ões) cutânea(s) que você detectou no seu coto.

Over the past four weeks, rate any rash(es) that you got on your residual limb.



Extremamente incómodo

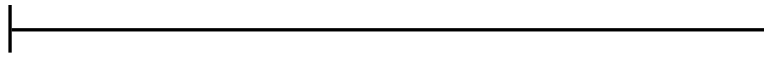
Nada incómodo

Assinale __ Eu não tinha erupções no meu coto no passado mês.

OR check __ I had no rashes on my residual limb in the last month.

U- Durante as últimas quatro semanas, avalie quaisquer pêlos encravados (borbulhas) que tenham surgido no seu coto.

Over the past four weeks, rate any ingrown hairs (pimples) that were on your residual limb.



Extremamente incómodo

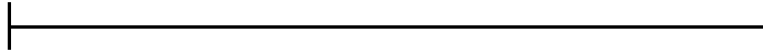
Nada incómodo

Assinale ___ Eu não tinha pêlos encravados no meu membro residual no mês passado.

OR check ___ I had no ingrown hairs on my residual limb in the last month.

V- Durante as últimas quatro semanas avalie, quaisquer bolhas ou feridas que você tenha detectado no seu coto.

Over the past four weeks, rate any blisters or sores that you got on your residual limb.



Extremamente incómodo

Nada incómodo

Assinale ___ Eu não tinha bolhas ou feridas no meu membro residual no último mês

OR check ___ I had no blisters or sores on my residual limb in the last month

Grupo 2

O próximo grupo destina-se a avaliar a dor, tanto no seu membro residual como do seu lado não amputado. A próxima seção aborda sensações muito específicas do corpo. *Aqui estão as nossas definições:*

1. Sensações são sentimentos como "pressão", "cócegas" ou um senso de posição ou localização, como os dedos dos pés se enrolar. Amputados descreveram sensações no seu membro (fantasma) em falta, como "a sensação de que meu pé (ausente) é envolto em algodão." 2. A dor é uma sensação mais extrema descrita por termos como "atingido", "queimando", "facada", "afiada", ou "dor". 3. Membro fantasma refere-se à parte que está em falta. As pessoas têm relatado sentir sensações e / ou dor na parte do membro que foi amputado - isto é, no seu membro fantasma. 4. Membro residual (coto) refere-se à parte do seu membro amputado que ainda está fisicamente presente.

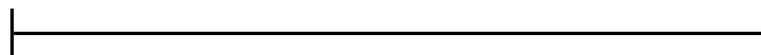
Em Relação à Sensação de Membro Fantasma

A- Nas últimas quatro semanas, avalie a frequência com que teve consciência de ter sensações de membro fantasma sem dor:

- a. __ Nunca
- b. __ Apenas uma ou duas vezes
- c. __ Algumas vezes (cerca de uma vez por semana)
- d. __ Regularmente (2-3 vezes por semana)
- e. __ Muitas vezes (4-6 vezes por semana)
- f. __ Várias vezes ao dia
- g. __ Sempre ou quase sempre

B- Se você teve sensações não dolorosas de membro fantasma durante o mês passado, avalie em média a sua intensidade.

If you had non-painful sensations in your phantom limb during the past month, rate how intense they were on average



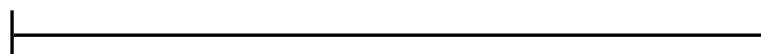
Extremamente intensa

Extremamente suportável

Ou assinale ___ Eu não tive dores fantasma.

C- Durante o mês passado, quão incômodas eram essas sensações de membro fantasma?

Over the past month, how bothersome were these sensations in your phantom limb?



Sempre

Nunca

Ou assinale ___ Eu não tive sensações não dolorosas de membro fantasma

Em Relação à Dor Fantasma Do Seu Lado Amputado

REGARDING PAIN IN YOUR PHANTOM LIMB

D- Durante as quatro últimas semanas, com que frequência teve a dor fantasma no seu coto?

Over the past four weeks, rate how often you had pain in your phantom limb.

- a. Nunca
- b. Apenas uma ou duas vezes
- c. Algumas vezes (cerca de uma vez por semana)
- d. Regularmente (2-3 vezes por semana)
- e. Muitas vezes (4-6 vezes por semana)
- f. Várias vezes ao dia
- g. Sempre ou quase sempre

E- Quanto tempo geralmente dura a dor do membro fantasma

How long does your phantom limb pain usually last?

- a. nunca tenho (I have none)
- b. poucos segundos (a few seconds)
- c. poucos minutos (a few minutes)
- d. vários minutos a uma hora (several minutes to an hour)
- e. várias horas (several hours)
- f. um dia ou dois (a day or two)
- g. mais de dois dias (more than two days)

F- Se você teve alguma dor fantasma no seu coto no mês passado quantifique, quão intensa era, em média.

If you had any pain in your phantom limb this past month, rate how intense it was on average.

Extremamente intensa

Extremamente suportável

Ou verificar Eu não tive nenhuma dor no meu membro fantasma.

OR check I did not have any pain in my phantom limb.

G- Nas últimas quatro semanas, quão incômoda era a dor fantasma?

In the past four weeks how bothersome was the pain in your phantom limb?

Extremamente incômoda

Extremamente suportável

Ou assinale Eu não tive nenhuma sensação de dor fantasma.

Em Relação À Dor No Seu Lado Amputado

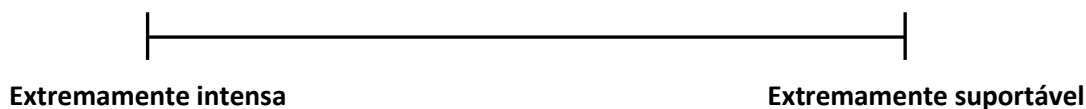
H- Durante as últimas quatro semanas, com que frequência você sentiu dor no coto.

Over the past four weeks, rate how often you had pain in your residual limb.

- a. __ Nunca
- b. __ Apenas uma ou duas vezes
- c. __ Algumas vezes (cerca de uma vez por semana)
- d. __ Regularmente (2-3 vezes por semana)
- e. __ Muitas vezes (4-6 vezes por semana)
- f. __ Várias vezes ao dia
- g. __ Sempre ou quase sempre

I- Se tem dor no seu membro não amputado, nas últimas quatro semanas avalie a sua intensidade média.

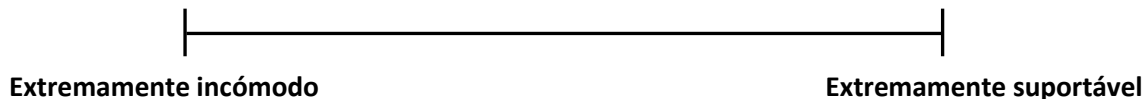
If you had any pain in your residual limb over the past four weeks, rate how intense it was on average.



Ou assinale ___ Eu não tive nenhuma dor no meu coto

J- Nas últimas quatro semanas, quão incômoda era a dor provocada no seu coto.

OVER THE past four weeks how bothersome was the pain in your residual limb?



Ou assinale ___ Eu não tive nenhuma dor no meu membro residual.

Em Relação À Dor No Membro Não Amputado Perna ou Pé

K- Durante as últimas quatro semanas, assinale quantas vezes você teve dor na sua outra perna ou pé.

Over the past four weeks, rate how often you had pain in your other leg or foot.

- a. __ Nunca
- b. __ Apenas uma ou duas vezes
- c. __ Algumas vezes (cerca de uma vez por semana)
- d. __ Regularmente (2-3 vezes por semana)
- e. __ Muitas vezes (4-6 vezes por semana)
- f. __ Várias vezes ao dia
- g. __ Sempre ou quase sempre

L- Se você teve alguma dor na outra perna ou pé nas últimas quatro semanas, avalie a sua intensidade em média.

If you had any pain in your other leg or foot over the past four weeks, rate how intense it was on average

Extremamente intensa

Extremamente suportável

Ou assinale ___ eu não tive dor na minha perna ou pé.

M- Nas últimas quatro semanas, como era o incômodo devido à dor na sua perna ou pé?

OVER THE past four weeks how bothersome was the pain in your other leg or foot?

Extremamente incômoda

Extremamente suportável

Ou assinale ___ eu não tinha dor na minha perna outra ou a pé.

Quanto Às Dores de Costas

N- Durante as últimas quatro semanas, assinale quantas vezes você teve dor nas costas.

- a. ___ nunca (never)
- b. ___ só uma vez ou duas (only once or twice)
- c. ___ algumas vezes (a few times (about once/week))
- d. ___ com alguma regularidade (fairly often (2-3 times/week))
- e. ___ muito regular (very often (4-6 times/week))
- f. ___ várias vezes ao dia (several times every day)
- g. ___ quase sempre (all the time or almost all the tune)

O- Se você teve qualquer dor nas costas ao longo das últimas quatro semanas, avalie a sua intensidade em média.

If you had any back pain over the past four weeks, rate how intense it was on average.

Extremamente intensa

Extremamente suportável

Ou assinale ___ eu não tinha dor nas costas.

P- Nas últimas quatro semanas, quão incômoda era a dor provocada nas costas?

OVER THE past four weeks how bothersome was the back pain?

Extremamente incômoda

Extremamente suportável

Ou assinale ___ eu não tinha dor nas costas.

OR check ___ I had no back pain.

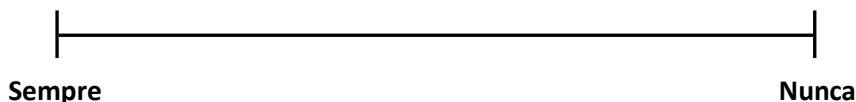
Grupo 3

Esta secção é sobre alguns dos aspectos sociais e emocionais na utilização de uma prótese.

This section is about some of the SOCIAL AND EMOTIONAL ASPECTS OF USING A PROSTHESIS.

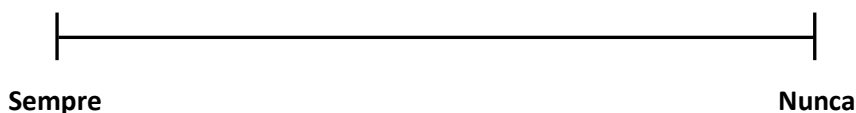
- A- Durante as últimas quatro semanas, avalie quantas vezes teve o desejo de evitar reacções de estranhos pelo fato de usar prótese, em que você evitou fazer algo que de outra forma teria feito.

Over the past four weeks, rate how often the desire to avoid strangers' reactions to your prosthesis made you avoid doing something you otherwise would have done.



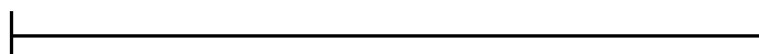
- B- Durante as últimas quatro semanas, avalie com que frequência ficou frustrado com a sua prótese

Over the past four weeks, rate how frequently you were frustrated with your prosthesis



- C- Se você já esteve frustrado com a sua prótese em algum momento durante o mês passado, pense no evento mais frustrante que ocorreu e avalie o grau de frustração.

If you were frustrated with your prosthesis at any time over the past month, think of the most frustrating event and rate how you felt at that tune.



Extremamente frustrado

Nada frustrado

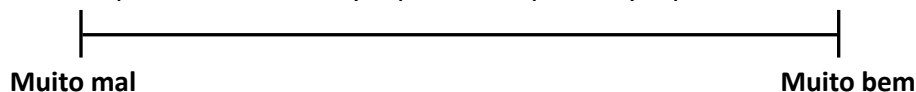
Ou assinale ___ Eu não estou frustrado com a minha prótese.

Nós entendemos que às vezes você poderá sentir, experiências positivas e negativas com as pessoas próximas a si. Por favor, tente responder a estas questões, considerando todas as reacções que você teve.

We understand that sometimes you will have both positive and negative experiences with those close to you. Please try to answer these questions considering all the reactions you have had.

- D- Durante as últimas quatro semanas avalie como é que o seu parceiro respondeu a sua prótese.

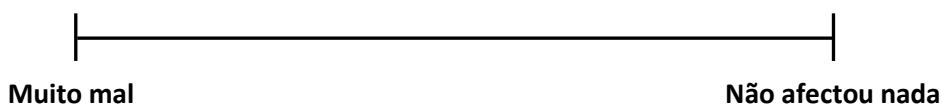
Over the past four weeks, rate how your partner has responded to your prosthesis



Ou assinale ___ Eu não tenho um parceiro

E- Durante as últimas quatro semanas avalie, como é que essa resposta tem afectado seu relacionamento

Over the past four weeks, rate how this response has affected your relationship



Ou assinale __ Eu não tenho um parceiro

F- Pense em dois membros próximos da família (que não o seu companheiro) e descreva a relação deles consigo, como mãe e filho.

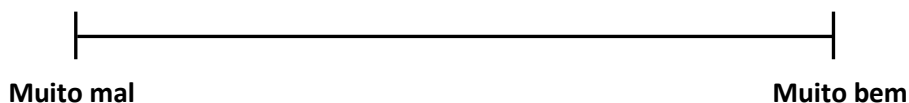
Think of two close family members (other than your partner) and write down their relationship to you, like mother or son.

#1 _____ #2 _____

Ou assinale __ Eu não tenho familiares

G- Durante as últimas quatro semanas, avalie como membro da família # 1 reagiu à sua prótese.

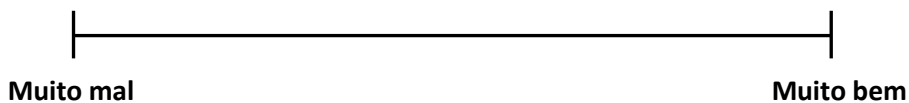
Over the past four weeks, rate how Family Member #1 has responded to your prosthesis



Ou assinale __ Eu não tenho familiares

H- Durante as últimas quatro semanas, avalie como membro da família # 2 reagiu à sua prótese.

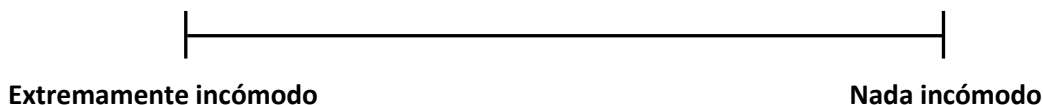
Over the past four weeks, rate how Family Member #2 has responded to your prosthesis



Ou assinale __ Eu não tenho familiares

I- Durante as últimas quatro semanas, avalie quanto a sua prótese tem sido um fardo para o seu companheiro ou familiares.

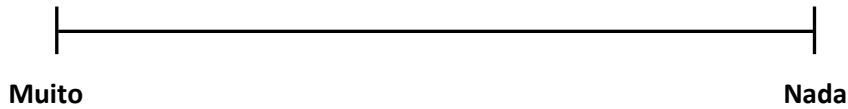
Over the past four weeks, rate how much a burden your prosthesis has been on your partner or family members.



Ou assinale __ Eu não tenho parceiro ou familiares

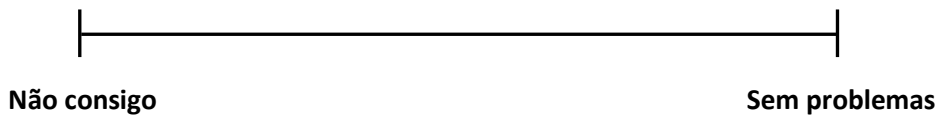
J- Durante as últimas quatro semanas, avalie o quanto a sua prótese o tem impedido de viver a sua vida social.

Over the past four weeks, rate how much having your prosthesis has hindered you socially



K- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de cuidar de outra pessoa, (por exemplo, o seu companheiro, um filho, ou um amigo).

Over the past four weeks, rate your ability to take care of someone else, (e.g. your partner, a child, or a friend).



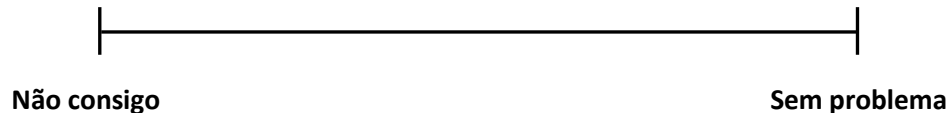
Ou assinale ___ não tomo conta de mais ninguém

Grupo 4

Este último grupo é sobre a sua habilidade de se mover.

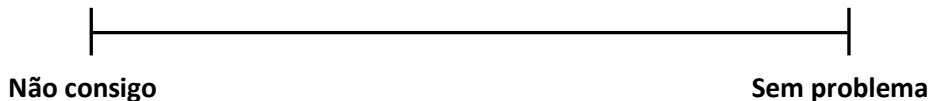
A- Durante as últimas quatro semanas avalie, a sua capacidade de caminhar utilizando a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to walk when using your prosthesis



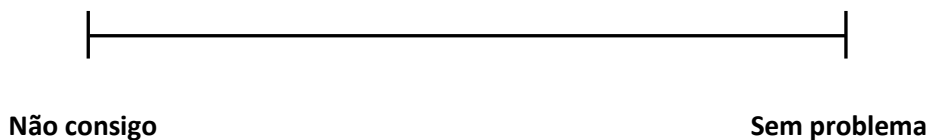
B- Durante as últimas quatro semanas avalie, a sua capacidade de andar em espaços fechados com a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to walk in close spaces when using your prosthesis.



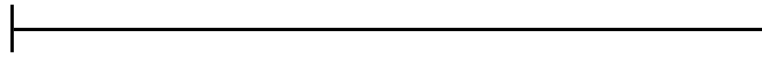
C- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de subir escadas com a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to walk up stairs when using your prosthesis.



D- Durante as últimas quatro semanas, avalie, como você se sentiu com a possibilidade de descer escadas ao usar a sua prótese.

Over the past four weeks, rate how you have felt about being able to walk down stairs when using your prosthesis

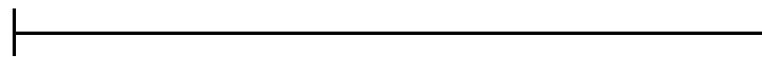


Não consigo

Sem problema

E- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de subir uma colina íngreme ao usar a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to walk up a steep hill when using your prosthesis

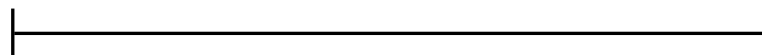


Não consigo

Sem problema

F- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de andar por uma colina íngreme ao usar a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to walk down a steep hill when using your prosthesis

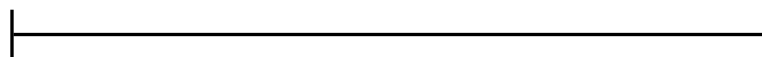


Não consigo

Sem problema

G- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de andar em calçadas e ruas utilizando a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to walk on sidewalks and streets when using your prosthesis

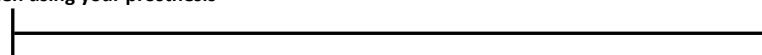


Não consigo

Sem problema

H- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de andar em superfícies escorregadias (p. ex. telhas molhadas, neve, uma rua com chuva, ou uma plataforma de barco) com a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to walk on slippery surfaces (e.g. wet tile, snow, a rainy street, or a boat deck) when using your prosthesis

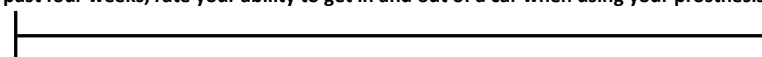


Não consigo

Sem problema

I- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de entrar e sair de um carro utilizando a sua prótese.

Over the past four weeks, rate your ability to get in and out of a car when using your prosthesis.

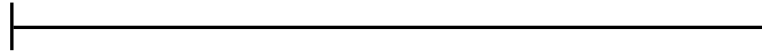


Não consigo

Sem problema

J- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade para se sentar e se levantar de uma cadeira com um assento elevado (p. ex., uma cadeira de jantar, uma cadeira da cozinha, uma cadeira de escritório).

Over the past four weeks, rate your ability to sit down and get up from a chair with a high seat (e.g., a dining chair, a kitchen chair, an office chair).

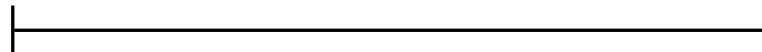


Não consigo

Sem problema

K- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade para se sentar e se levantar de uma cadeira baixa ou suave (p. ex., uma poltrona ou sofá de profundidade).

Over the past four weeks, rate your ability to sit down and get up from a low or soft chair (e.g. an easy chair or deep sofa).

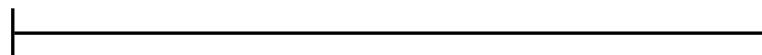


Não consigo

Sem problema

L- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de se sentar e de se levantar da sanita.

Over the past four weeks, rate your ability to sit down and get up from the toilet.

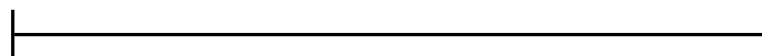


Não consigo

Sem problema

M- Durante as últimas quatro semanas, avalie a sua capacidade de tomar banho ou duche com segurança.

Over the past four weeks, rate your ability to shower or bathe safely



Não consigo

Sem problema

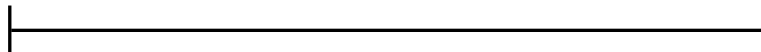
Grupo 5

A seção seguinte pergunta sobre A SUA SATISFAÇÃO COM SITUAÇÕES PARTICULARES, dado que você tem uma amputação.

The following section asks about YOUR SATISFACTION WITH PARTICULAR SITUATIONS given that you have an amputation.

A- Durante as últimas quatro semanas, avalie o quão satisfeito você está com a sua prótese

Over the past four weeks, rate how satisfied you have been with your prosthesis

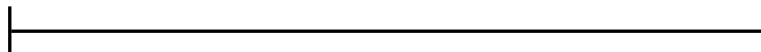


Extremamente insatisfeito

Extremamente satisfeito

B- Durante as últimas quatro semanas, avalie o quão satisfeito você está com a forma como está a caminhar.

Over the past four weeks, rate how satisfied you have been with how you are walking.

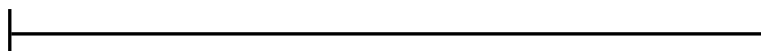


Extremamente insatisfeito

Extremamente satisfeito

C- Durante as últimas quatro semanas, avalie o quão satisfeito está com a forma como as coisas têm acontecido desde a sua amputação.

Over the past four weeks, rate how satisfied you have been with how things have worked out since your amputation.

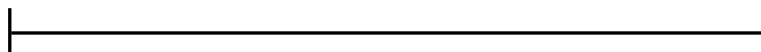


Extremamente insatisfeito

Extremamente satisfeito

D- Nos últimos quatro semanas, como você classificaria a sua qualidade de vida?

Over the past four weeks, how would you rate your quality of life?

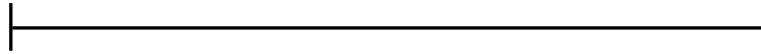


Pior vida possível

Melhor vida possível

E- Quão satisfeito você está com o profissional que ajusta a sua prótese actual?

How satisfied are you with the person who fit your current prosthesis?

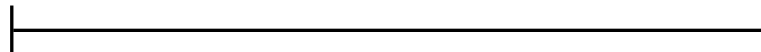


Extremamente insatisfeito

Extremamente satisfeito

F- Você está satisfeito com o treino que recebeu sobre a utilização da prótese actual?

How satisfied are you with the training you have received on using your current prosthesis?



Extremamente insatisfeito

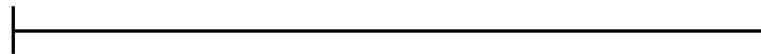
Extremamente satisfeito

Ou assinale _ Eu não tive nenhum treino com a minha prótese actual

OR check _ I have not had any training with my current prosthesis.

G- Em geral, como é que você está satisfeito com o treino de marcha e treino ortoprotésico que recebeu desde a sua amputação.

Overall, how satisfied are you with the gait and prosthetic training you have received since your amputation



Extremamente insatisfeito

Extremamente satisfeito

Ou assinale _ Eu não tive nenhum treino desde a minha amputação.

OR check _ I have not had any training since my amputation.

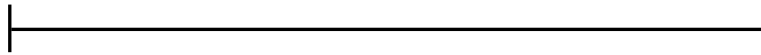
Grupo 6

Esta seção seguinte pede para você classificar sua capacidade de fazer as suas actividades diárias quando você está com problemas na sua prótese.

This next section asks you to rate your ability TO DO YOUR DAILY ACTIVITIES when you are having problems with your prosthesis.

A- Quando o ajuste de minha prótese é mau, eu...

When the fit of my prosthesis is poor, I will get...

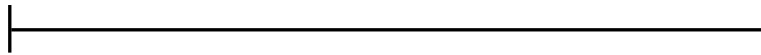


Não consigo fazer nada

Consigo fazer tudo

B- Quando o conforto da minha prótese é mau, eu...

When the comfort of my prosthesis is poor, I will get...

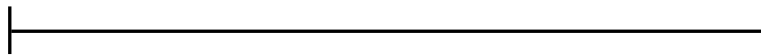


Não consigo fazer nada

Consigo fazer tudo

C- Sem a minha prótese, eu...

Without my prosthesis, I will get...



Não consigo fazer nada

Consigo fazer tudo

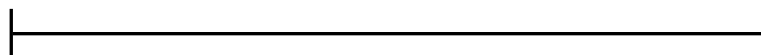
Grupo 7

Esta última seção pede para você avaliar o quão importante são os diferentes aspectos (ou qualidades) da sua prótese para si.

This last section asks you to rate HOW IMPORTANT different aspects (or qualities) of your prosthesis are to you.

A- O quão é importante o peso de sua prótese para se sentir bem?

How important is it that the weight of your prosthesis feel right?

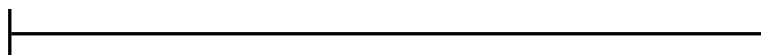


Nada importante

Extremamente importante

B- O quão é importante a facilidade de colocar (vestindo) a sua prótese?

How important is the ease of putting on (donning) your prosthesis?

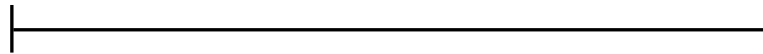


Nada importante

Extremamente importante

C- O quão é importante a aparência de sua prótese (como parece)?

How important is the appearance of your prosthesis (how it looks)?

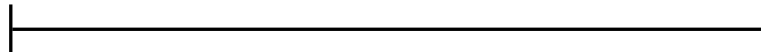


Nada importante

Extremamente importante

D- O quão é importante para si ser capaz de usar diferentes tipos de sapatos (alturas ou estilos)?

How important is it to you to be able to wear different kinds of shoes (heights or styles)?

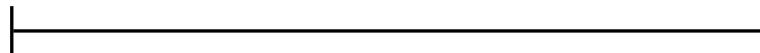


Nada importante

Extremamente importante

E- O quão é importante para si, que a sua cosmética seja durável (não pode ser rasgado, amassado, arranhado facilmente, ou descoloridos)?

How important is it that your prosthesis' covering is durable (cannot be torn, dented, easily scratched, or discolored)?



Nada importante

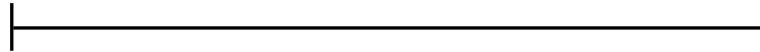
Extremamente importante

Ou assinale ___ Não há cobertura na minha prótese

OR check ___ There is no covering on my prosthesis.

F- Quando transpira muito dentro de sua prótese, o quanto isso o incomoda (na meia, forro tomada)?

How bothersome is it when you sweat a lot inside your prosthesis (in the sock, liner, socket)?

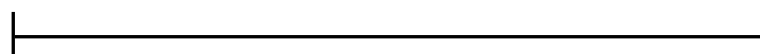


Extremamente incómodo

Nunca

G- Que incómodo é para si o edema no seu coto?

How bothersome to you is swelling in your residual limb (stump)?

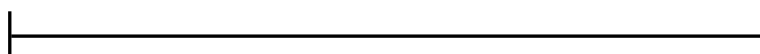


Extremamente incómodo

Nunca

H- O quão é importante para si, evitar pêlos encravados (espinhas) no seu coto?

How important is it to avoid having any ingrown hairs (pimples) on your residual limb (stump)?

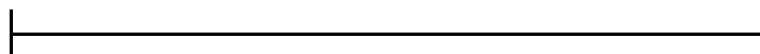


Nada importante

Extremamente importante

I- Quanto o incomoda ver as pessoas olhando para si e para a sua prótese?

How bothersome is it to see people looking at you and your prosthesis?

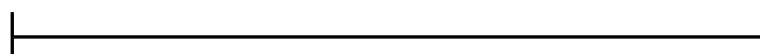


Extremamente incomodo

Nunca

J- Quão importante será ser capaz de andar e subir uma colina íngreme?

How important is being able to walk up a steep hill?



Nada importante

Extremamente importante

NOTAS FINAIS

A- Se qualquer um dos seguintes casos ter ocorrido nas últimas quatro semanas, por favor, assinale de forma a dar uma breve descrição:

If any of the following have happened in the past four weeks, please check off and give a brief description:

___ **um problema médico sério (seu)** (a serious medical problem (yours))

___ **uma mudança notável na dor** (a noticeable change in pain)

___ **um problema pessoal sério** (a serious personal problem (yours))

___ **um problema sério na família** (a serious problem in the family)

___ **qualquer outra grande alteração que tenha ocorrido na sua vida** (some other big change has occurred in your life)

If you checked any of the five previous items, please give a brief description.

B- Por favor, partilhe connosco a informação sobre si e a sobre a sua prótese que ache pertinente que nós saibamos e não nos tenha sido transmitida.

Please share with us anything else about you or your prosthesis that you think would be helpful for us to know (continue on the back of this page if you need more space).

THANK YOU VERY MUCH!

Acknowledgement: Roorda LD, Roebroek ME, Lankhorst GJ, van Tilburg T, Bouter LM. Measuring functional limitations in rising and sitting down:

Development of a questionnaire. Arch Phys Med Rehabil 1996;77:663-669 for their influence on questions

4-J, 4-K, and 4-L.

ANEXO 2

Autorização dos Autores para a Utilização do PEQ

Jose Matos

De: Sharon Hubbard [sharon@prs-research.org]
Enviado: quinta-feira, 14 de Fevereiro de 2013 05:04
Para: 'Jose Matos'
Assunto: RE: PEQ use

Mr. Matos,

Thank you so much for your inquiry regarding the use of the PEQ. You have PRS's permission to use the PEQ for its intended purpose only and it should be properly cited as well in any work that you present. We would be pleased to have copies of completed work for our files.

Best wishes and good luck with your research!

Sincerely,
Sharon Hubbard
Director
Prosthetic Research Study

-----Original Message-----

From: Jose Matos [mailto:fulgenciomatos@estesl.ipl.pt]
Sent: Monday, February 04, 2013 8:49 AM
To: info@prs-research.org
Subject: PEQ use

Dears Srs.,

I am Matos, José Pedro Fulgêncio, CPO, Director of the College of Prosthetics and Orthotics, School of Health Technology of Lisbon (Portugal) (ESTeSL), I'm currently developing a case-study that aims to qualify and quantify the functionality of certain components in a prosthetic transtibial amputee. In the literature review of all questionnaires consulted, the PEQ developed by you, was the best questionnaire to serve the purpose of my study, so I hereby ask you to consent to its use and subsequent validation into Portuguese Language. If this request to you has an positive opinion, when I have the results, I'll formally send you the results as well as a small abstract of the work and conclusions.

Thank you for your attention.

--

José Pedro Fulgêncio de Matos
Prof. Adjunto
Diretor do Curso Superior de Ortoprotesia Coordenador da Área Científica de Ortoprotesia
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa Av. D. João II, lote 4.69.01, 1990-096
Lisboa Tel. 218 980 400/427; Fax. 218 980 460

ANEXO 3

Consentimento Informado

CONSENTIMENTO INFORMADO

- a) No âmbito do estudo de investigação " A interferência da suspensão nas próteses transtibiais no consumo energético", foi solicitada a minha participação como voluntário;
- b) Fui informado de que este estudo visa avaliar os efeitos na minha pessoa, das suspensões seleccionadas, relativamente ao êmbolo na prótese (estudo de imagiologia), ao equilíbrio (estudo com plataforma de forças) e ao consumo energético (estudo de actividade física, marcha, com medição de gases);
- c) A minha participação corresponderá à resposta a alguns questionários (escala de Borg; LCI; avaliação ortoprotésica) de uma forma sincera e realista; e à realização de testes relacionados com a avaliação da funcionalidade específica da prótese em estudo;
- d) Comprometo-me a cumprir a metodologia preconizada para o estudo em questão em ambiente domiciliário;
- e) Fui informado da necessidade de posteriores avaliações a realizar na Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa e comprometo-me a participar nos estudos que me sejam solicitados;
- f) Fui informado da necessidade de recolher dados através da imagiologia;
- g) Fui informado sobre as condições de participação no estudo e sobre algumas orientações a cumprir durante a aplicação dos questionários e das avaliações;
- h) Eu entendo que os resultados deste estudo possam vir a ser publicados, sendo que a minha identidade não será revelada. No sentido de manter a confidencialidade dos meus registos, o investigador irá utilizar códigos;
- i) Fui informado que não serei compensado monetariamente pela participação no estudo;
- j) Eventuais questões que me coloquem, no que diz respeito ao estudo ou à minha participação no mesmo, serão respondidas pelo investigador, antes ou depois deste meu consentimento, ou através do telefone 917253283.
- k) Declaro que li a informação referida nos pontos anteriores. A natureza e a exigência do programa foram-me explicadas;
- l) Ao assinar este formulário de consentimento, eu não estou a renunciar a quaisquer direitos legais, hipóteses de reclamação ou possibilidade de desistência. Uma cópia deste formulário ser-me-á fornecida.

Assinatura: Aliscandre Manuel Neves Nóbrega Data: 13/03/2013

ANEXO 4

Anamnese

ANAMNESE

Identificação do Utente

Nome: Alexandre Manuel Neves Nóbrega

Data de nascimento: 19/03/1991

Sexo: F ___ M X

Peso: 71 kg

Altura: 170 cm

IMC: 24,6

Fenótipo: Caucasiano

Estado civil: Solteiro

Morada: Seixal

Habilitações literárias: 6 ano de escolaridade

Profissão: Desempregado

Agregado familiar:

Residência: Apartamento X Casa térrea Vivenda

Barreiras Arquitectónicas: escadas e lancis

Patologias Associadas:

Diabetes: Doença vascular: Insuficiência cardíaca: Cancro:

Hipertensão Arterial: Tuberculose: Outra:

Qual?

Prótese

Data da amputação: 1992

Comprimento do coto: 14 cm

Perímetro do coto 4 cm do bordo distal: 19 cm

Causa da amputação: Correcção do coto devido a uma mal formação congénita

Características do coto: Agénésia do perónio

Forma do coto:

Cilíndrica Cónico X Bulboso Outro: _____

Musculatura do Coto

	Flácido	Média	Forte
Flexores	X		
Extensores	X		
Musculatura no geral	X		

Utiliza Produtos de Apoio: Canadianas

Utiliza Ortóteses: Não

Nível de Actividade: Na percepção do amputado o seu nível de actividade era muito elevado, quando utilizava a prótese, antes de 30/02/2012, altura em que a deixou de utilizar por estar completamente desactualizada em termos de altura, pressão e componentes.

Lisboa, 13 de Março de 2014

Alexandre Manuel Neves Nogueira

(Assinatura)

ANEXO 5

Escala de Borg

ESCALA DE BORG

6	Sem nenhum esforço
7	Extremamente leve
8	
9	Muito leve
10	Leve
11	
12	
13	Um pouco intenso
14	Intenso
15	
16	
17	Muito intenso
18	
19	Extremamente intenso
20	Máximo Esforço

Escala RPE de Borg

©Gunnar Borg, 1970, 1985, 1994, 1998

Instruções para a Escala RPE de Borg

Enquanto se exercita, queremos que você avalie a sua percepção de esforço, ou seja, quão pesado e cansativo o exercício lhe parece. A percepção do esforço depende principalmente da tensão e fadiga nos seus músculos e de como você percebe a falta de ar ou as dores no peito.

Observe esta escala de estimativa; queremos que a utilize de 6 a 20, sendo que 6 significa “sem nenhum esforço” e 20 significa “máximo esforço”.

9	Corresponde a um exercício “muito leve”. Para uma pessoa normal e saudável, é o mesmo que andar lentamente no seu próprio ritmo durante alguns minutos
13	Na escala, o exercício é “um pouco intenso”, mas a pessoa sente-se bem para continuar
17	“Muito intenso” é o exercício de muito esforço. A pessoa sadia ainda pode prosseguir, mas realmente deverá fazer bastante força para avançar. Ocorre uma forte sensação de peso e a pessoa fica muito cansada
19	Na escala é um nível de exercício extremamente esgotante. Para a maioria das pessoas esse é o esforço mais esgotante já vivenciado

Tete avaliar a sua sensação de esforço coma maior honestidade possível sem pensar sobre a carga física real. Não a subestime, mas também não a superestime. É a sua própria sensação de empenho e esforço que é importante, e não a comparação com o que ocorre com outras pessoas. Observe a escala e as expressões nela impressas e em seguida, dê a sua estimativa.

Alguma pergunta?