



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA

Ano lectivo 2017\_2018

PROJETO E ESTÁGIO PROFISSIONALIZANTE II

***Reabilitação de pacientes com amputação transfemoral unilateral:  
Revisão da literatura***

Nicolas Goubin

Estudante de Fisioterapia

Escola Superior de Saúde – UFP

34390@ufp.edu.pt

Prof Dra. Luísa Amaral

Professora Auxiliar

Escola Superior de Saúde - UFP

lamaral@ufp.edu.pt

**Porto, 2018**

## **Resumo**

**Objetivo:** Analisar as diferentes técnicas de reabilitação de pacientes com amputação transfemoral unilateral (ATF). **Metodologia:** Pesquisa computadorizada nas bases de dados *PubMed*. A estratégia de pesquisa seguiu o fluxograma *PRISMA*. **Resultados:** Nesta revisão foram incluídos 6 artigos envolvendo 82 pacientes de ambos os sexos, e com idades compreendidas entre 21 e 81 anos. Após a implementação de um treino de força dos abdutores constatou-se melhoria no desempenho funcional dos pacientes com ATF. Estes consideraram o encaixe quadrilátero como sendo o mais confortável e o preferido. O joelho protésico do tipo adaptativo foi o que obteve maiores ganhos de funcionalidade. **Conclusão:** A fisioterapia, assim como a escolha do material constituinte da prótese, parece representar um papel importante na reabilitação de pacientes com ATF unilateral.

**Palavras-chave:** “Amputação transfemoral”, “Fisioterapia”, “Reabilitação com próteses”, “Intervenção terapêutica”, “Treino de mobilidade”.

## **Abstract:**

**Objective:** To analyze the different techniques of rehabilitation of patients with unilateral transfemoral amputation. **Methodology:** Computerized search in the PubMed databases. The research strategy followed the PRISMA flowchart. **Results:** In this review, 6 articles were included involving 82 patients of both sexes, and aged between 21 and 81 years. After the implementation of an abductors strength training, it was observed an improvement in the functional performance of patients with ATF. These considered the quadrilateral fitting to be the most comfortable and preferred. The adaptive type prosthetic knee was the one that obtained the greatest gains in functionality. **Conclusion:** Physiotherapy, as well as the choice of the constituent material of the prosthesis, seems to play an important role in the rehabilitation of patients with unilateral TFA.

**Keys-words:** “Transfemoral amputation”, “physiotherapy”, “Physical therapy”, “Prosthetic Rehabilitation”, “Therapeutic interventions”, “Mobility training”.

## **Introdução**

A amputação pode ser entendida como a retirada de um ou mais membros, caracterizada por uma etiologia multifatorial. As causas podem ser devidas a alterações congênitas como podem ser adquiridas ao longo da vida, tais como tumores, problemas circulatórios, traumas, acidentes de trabalho e de trânsito (Santos, Vargas e Moura de Melo, 2014).

Anualmente, nos Estados Unidos da América, mais de 150.000 pessoas, a maioria idosos, são admitidas nos hospitais para serem sujeitos a amputações secundárias a problemas vasculares periféricos ou diabetes, sendo que esta prevalência tem vindo a aumentar (Dillingham, Pezzin e Shore, 2005). Com a agravante, que, por vezes, pela não eficácia da primeira cirurgia, ou por surgimento de novos problemas vasculares, existe necessidade de executar uma re-amputação de nível superior (Dillingham, Pezzin e Shore, 2005). Além dos problemas vasculares, as amputações poderão estar relacionadas com traumas ou cancro (Dillingham, Pezzin e Shore, 2005). A decisão pela amputação traumática esta associada a determinados aspetos, tais como mecanismo do trauma, tempo de isquemia, co morbididades com risco elevado de amputação secundária (idade avançada, diabetes, etc.), condições de recuperação funcional (tipo de lesões neuro-musculo-esquelética e vascular), grau de contaminação e risco de infeção, condições cardiorrespiratórias (Senefonte et al., 2012).

As amputações transfemorais (ATF) experienciam adaptações músculo-esqueléticas no tronco e na pélvis. Estas alterações podem ser a nível muscular, no tecido conetivo ou ósseo, estando relacionadas com a postura ou com os movimentos repetidos da vida diária (Gaunaurd et al., 2011). As assimetrias posturais relacionadas com ATF incluem discrepância de comprimento de membros, inclinação da pélvis (rotação), limitação na inclinação lateral do tronco e extensão da anca (retração dos músculos flexores da anca) (Gaunaurd et al., 2011).

A marcha está altamente dependente de interações dinâmicas entre os sensores aferentes e a programação motora central para a locomoção (Rossignol, Dubuc e Gossard, 2006). A amputação conduz a uma perda de função sensoriomotora do membro, proporcionando modificações nos *skills*/habilidades. Durante o período de reabilitação, a pessoa com amputação aprende a compensar as alterações das suas competências, através de estratégias de ambos os membros (membro intacto/ileso e coto/ membro residual) (Prinsen, Nederhand e Rietman, 2011).

A organização mundial da saúde (OMS) define saúde como um estado de completo bem-estar de saúde física, mental e social, e não ausência de disfunções e de doenças. Portanto, torna-se fundamental que uma quantificação/qualificação de saúde inclua uma estimativa de bem-estar

que não seja unicamente aplicável a indivíduos sem queixas, tal como referido por Gallagher e MacLachlan (2004).

Os instrumentos de avaliação pretendem objetivar os sinais e sintomas dos pacientes, para que a intervenção dos clínicos seja a mais eficaz e precisa possível, adaptando-se à individualidade biopsicossocial do paciente amputado. Existem alguns meios, nomeadamente escalas/questionários com esta filosofia, tal como *Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scale* (TAPES). Este questionário compreende questões psicossociais, restrições de atividade, e um domínio de satisfação da utilização da prótese, cada uma com três subescalas. Explora também a dor residual, a dor fantasma, e outros problemas médicos (Gallagher e MacLachlan, 2004). Outra escala existente é a *Lower Limb extremity Amputee Measurement Scale*, a qual já se encontra traduzida e adaptada para a língua portuguesa por Gardin, Resende e Chamlian, (2013), tendo como objetivo auxiliar na divisão dos pacientes quanto ao tempo de permanência no programa de reabilitação e estabelecer a quantidade de cuidados que o paciente amputado necessitar (Gardin, Resende e Chamlian, 2013).

Para a avaliação da capacidade funcional, também poderá ser aplicada *Amputee Mobility Predictor* (AMP), tal como fizeram os autores Machado Vaz et al. (2012). Esta escala está, igualmente, validada para português, tendo sido desenvolvida para avaliar o potencial de marcha com prótese, e para avaliar a função durante o programa de reabilitação (com e sem prótese). Consiste na avaliação de seis domínios: equilíbrio na posição de sentado, transferências, equilíbrio na posição ortostática, marcha, subida e descida de escadas, utilização de auxiliares de marcha.

Tal como referido por Santos e Luz (2015) reabilitar uma pessoa amputada não significa necessariamente colocar uma prótese. Porém, para que o indivíduo com ATF seja independente nas atividades diárias, profissionais e recreativas necessita de utilizar uma prótese.

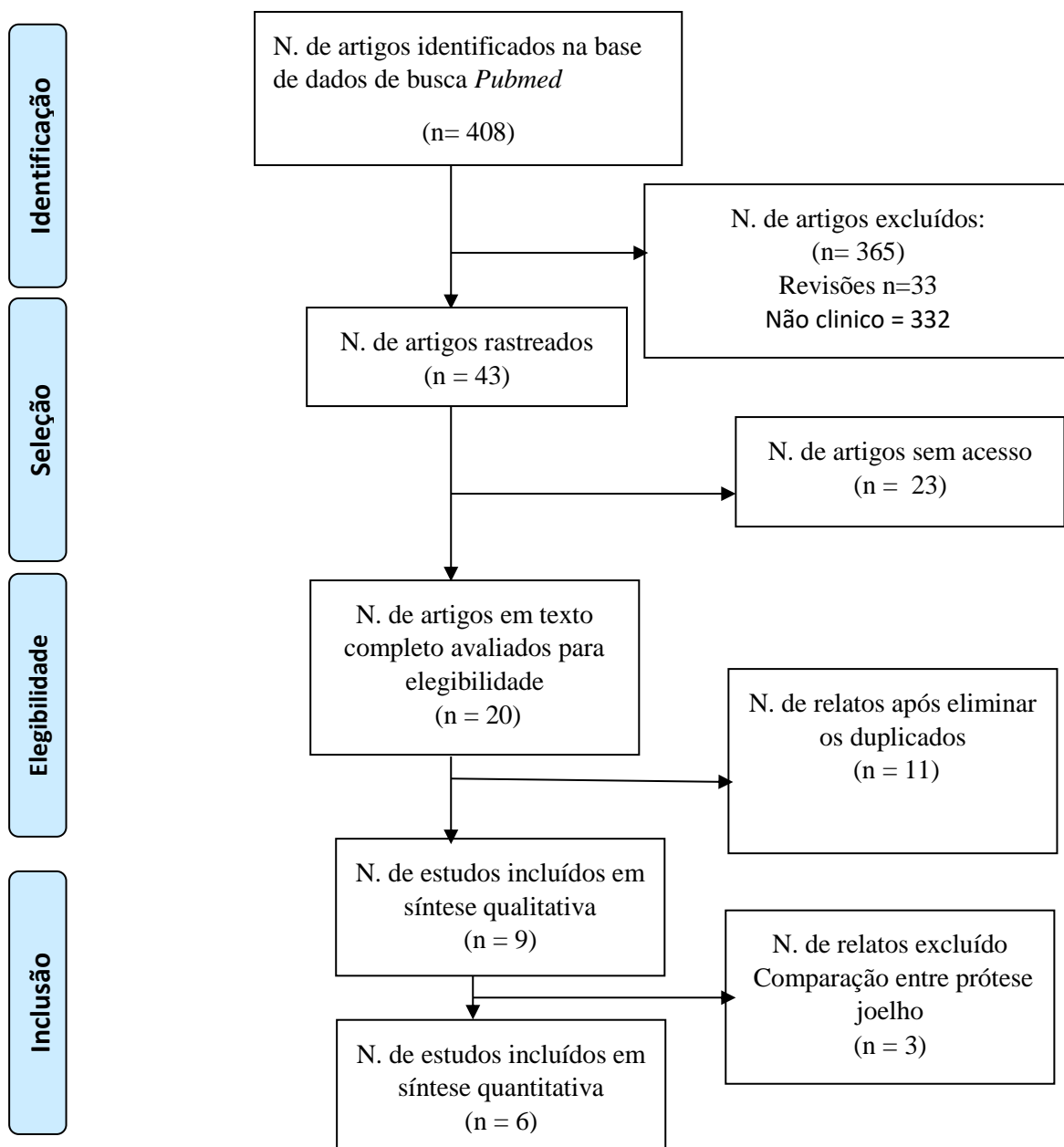
O objetivo da presente revisão da literatura é analisar as diferentes técnicas de reabilitação de pacientes com amputação transfemoral unilateral.

## **Metodologia**

Na presente revisão, a pesquisa bibliográfica foi efetuada na base de dados *PubMed* utilizando as palavras-chave “*physiotherapy*”, “*Transfemoral amputation*”, “*Prosthetic Rehabilitation*”, “*Therapeutic interventions*”, “*Physical therapy*” e “*Mobility training*”. Com o operador de lógica “AND” foram efetuadas as seguintes conjugações: “*Transfemoral amputation AND physiotherapy*”, “*Transfemoral amputation AND physical therapy*”, “*Transfemoral*

*amputation AND therapeutic interventions*”, “*Transfemoral amputation AND mobility training*” e “*Transfemoral amputation AND prosthetic rehabilitation*”

A estratégia de pesquisa seguiu o *PRISMA flow diagram* (Fig.1). Os artigos selecionados tiveram como critério de inclusão ser de livre acesso, serem artigos observacionais ou experimentais, integrarem pacientes com amputação transfemoral unilateral. Como critérios de exclusão, foram rejeitados artigos de revisão da literatura ou meta-análises, estudos de caso, estudos que incluíssem pacientes com amputação transtibial ou amputações bilaterais, artigos que analisassem unicamente a articulação do joelho.



**Fig. 1-** Fluxograma da seleção dos estudos incluídos

## **Resultados**

Da pesquisa efetuada na base de dados eletrónica *Pubmed* surgiram 408 artigos. Após o processo de seleção resultou um total de 6 artigos para análise.

Os estudos incluídos na presente revisão reuniram vários parâmetros e características dos estudos, tais como autor, ano de publicação, número amostral, intervenções por grupo de estudo, instrumentos de avaliação, e resultados (Tabela 1).

O total de pacientes desta revisão bibliográfica integrou 82 pacientes. O número mínimo foi de 6 pacientes e o máximo foi de 30 pacientes, sendo maioritariamente indivíduos do sexo masculino, 65 homens e 17 mulheres, com idades compreendidas entre 21 e 81.

**Tabela 1-** Resumo dos artigos incluídos na revisão.

Autor/Data	Amostra	Objetivo	Protocolo / Duração	Instrumentos de avaliação	Resultados
<b>Pauley, Devlin, Madan-Sharma (2014)</b>	<p><b>n</b> = 17 13 Masculinos 4 Femininos</p> <p><b>Idade:</b> média de 67,8 anos</p> <p>6 pacientes com amputação á direita e 11 à esquerda</p> <p><b>Causa de amputação:</b> diabetes ou distúrbios vasculares periféricos</p> <p>Grupo experimental (GE) n=9 vs. Grupo de controlo (GC) n=8</p>	<p>Avaliar o treino de força dos abdutores da coxofemoral em pacientes com amputação transfemoral (ATF) unilateral</p>	<p>3séries de 10RM bilateralmente nos abdutores de anca com a prótese colocada. A resistência foi aumentada progressivamente por incrementos de 2,3kilos cada vez que o indivíduo conseguisse completar todas as 30 repetições por sessão de treino.</p> <p><b>Duração:</b> - cada sessão durou 15 a 20min, incluindo o aquecimento de 5min. -8 semanas de treino de força dos abdutores da coxofemoral -2x/sem</p>	<p><b>Funcionalidade</b> -Teste <i>Timed Up &amp; Go</i> (TUG) -Teste <i>2 minute walk test</i> (2MW) - <i>Activities Specific Balance Confidence Scale</i> (ABC) -<i>Houghton scale</i>, <b>Força</b> -Dinamômetro muscular digital portátil para avaliar a força de abdução da anca sentada e decúbito lateral <b>Volume</b> -perimetria da coxa</p>	<p>Eficácia do treino de força dos abdutores da anca -melhorar a confiança no TUG e no equilíbrio em pacientes idosos com ATF. O tratamento teve efeitos benéficos significativos no TUG e ABC (p &lt;0,01), 2MW (p &lt;0,05), força de abdução na posição sentada e em decúbito lateral (p = 0,05) - Não foram observadas alterações com valor estatístico na força de abdução na posição de supino, uso protético, nem nas medidas do perímetro da coxa (p&gt; 0,05). -a força de abdução na posição de supino foi maior no GE (p &lt;0,05). -Os pacientes com amputação transfemoral unilateral podem melhorar o desempenho funcional e equilibrar a confiança após um treino intenso de força dos abdutores da coxofemoral.</p>
<b>Theeven et al. (2012)</b>	<p><b>n inicial</b>= 103 <b>n final</b>= 30 22 Masculinos 8 Femininos</p>	<p>Avaliar os efeitos de dois tipos de articulações de joelho protésico controladas por microprocessador (MPKs)</p>	<p><b>Duração:</b> 3sem (1sem para cada tipo de joelho, 1 mecânico e 2 eletrónicos diferentes) -Os participantes iniciaram o</p>	<p><b>Performance:</b> -Acelerometria - 2 min walk test <b>Satisfação:</b> <i>Prothesis</i></p>	<p>-As pessoas com amputação transfemoral ou desarticulação do joelho, classificadas como MFCL-2, percebem uma melhor capacidade de ambulação, estão</p>

	<p><b>Idade:</b> superior a 18 anos, média de 59,1 anos</p> <p><b>Causa de amputação:</b> -23 traumática - 6 vascular -1 tumoral</p>	<p>no desempenho percebido, e no nível de atividade da vida quotidiana.</p>	<p>estudo sobre a prótese controlada mecanicamente</p> <p>- Depois de ajustar o MPK, um fisioterapeuta deu 1 "sessão de familiarização" de 2h em que os parâmetros apropriados do <i>software</i> MPK foram estabelecidos e os participantes se familiarizaram com o uso do MPK.</p> <p>- Os participantes retornaram 1 dia após o ajuste MPK para possíveis reajustes protéticos no alinhamento e nos parâmetros de <i>software</i>.</p>	<p><i>Evaluation Questionnaire</i></p>	<p>mais satisfeitas com a forma como andam, experimentam uma condição melhorada do membro residual/coto e relatam utilidade aumentada da prótese quando usam uma prótese com MPK em comparação com uma articulação do joelho controlada mecanicamente.</p> <p>- Apesar destas melhorias autoavaliadas, o nível de atividade diária permaneceu inalterado após 1 sem de uso.</p>
<p><b>Kahle e Highsmith (2013)</b></p>	<p><b>n inicial</b> = 12 <b>n final</b> = 9</p> <p>2 indivíduos se retiraram por razões médicas agudas e 1 foi excluído por não conseguir a encaixe de contenção isquiática (ECI), verificado com fluoroscopia.</p> <p>7 masculinos <b>Idade</b> entre 24 e 70 anos 2 femininos <b>Idade</b> entre 21 e 50 anos</p>	<p>Comparar dois tipos de encaixe, o quadrilátero de contacto total e o encaixe de contenção isquiática</p> <p>Investigar o efeito do encaixe de contenção isquiática (ECI) comparado com o encaixe sem bordos durante a utilização de uma suspensão assistida por vácuo (VAS) em pessoas com amputação transfemoral unilateral</p>	<p><b>Duração:</b> 2sem para cada encaixe</p> <p>Para eliminar a confusão, utilizou-se a mesma suspensão e componentes.</p> <p>Imediatamente após o primeiro teste, os encaixes foram ajustados para os utentes. Foram dados 2 dias para adaptar o encaixe alternativo e depois testados novamente.</p>	<p>-Posição do encaixe -Movimento coronal da anca -Pressão na pele -Preferência de encaixe</p>	<p>O encaixe com design sem bordos exerce uma menor pressão na região próximo medial. Todas as demais pressões, máximas e médias, na pele foram equivalentes ao comparar o <i>design</i> sem bordos com o ECI.</p> <p>O <i>design</i> sem bordos foi relatado como sendo mais confortável do que o modelo ECI, com preferências a curto prazo.</p>



<b>Nolan (2012)</b>	<p><b>n</b> = 8  <b>GE:</b> n=3  Masculinos  <b>Idade:</b> entre 38 e 49 anos, média de 41,1 anos  <b>GC:</b> n=5  3 masculinos, 2 femininos  <b>Idade:</b> entre 39 e 58 anos, média de 49 anos  <b>Causa de amputação:</b>  Traumática, tumor e problemas congénitos</p>	<p>Efeito de um programa de treino na capacidade de efetuar corrida</p> <p>Investigar o efeito de um programa de treino de 10 semanas em pessoas com amputação dos membros inferiores e determinar se este treino é suficiente para permitir a corrida.</p>	<p><b>Duração:</b>  10 semanas  <b>Grupo treino:</b> Faz 2 sessões de treino para semana, aquecimento, exercícios de equilíbrio e fortalecimento</p> <p><b>Grupo controlo:</b>  -Marcha  -“Nordic walking”  -natação  -exercícios aeróbicos  -fisioterapia  -Sit up, Push up  -Boxe  -Exercícios aeróbicos na água  -sem exercícios</p>	<p><b>Força</b>  -Isocínético:  força concêntrica flexora e extensora da anca, 60 e 120°/S  <b>Resistência</b>  Medição de consumo de oxigénio durante a marcha 1m/s  <b>Funcionalidade</b>  Análise da marcha (1m/s) na plataforma de força</p>	<p>-O programa de treino é suficiente para melhorar a força do quadril e permitir uma melhor execução de marcha em pessoas com amputação de membros inferiores  -Recomenda-se que um programa de fortalecimento de ambos os membros, residuais e intactos, para evitar a perda da força após a amputação.</p>
<b>Hafner e Askew (2015)</b>	<p><b>n</b> = 12  Masculinos  <b>Idade:</b> entre 49 e 63 anos, média de 58 anos</p> <p><b>Causa de amputação:</b>  -10 traumática  -2 tumoral</p>	<p>Analisar diferenças entre os diversos tipos de joelhos (mecânicos, computadorizados ou motorizados).</p>	<p><b>Duração:</b>  - Ensaio cruzado randomizado de 14 meses. Os participantes foram testados sob três condições distintas, de joelhos protésicos (controlo passivo, adaptativo e ativo)  -As fases iniciais apresentaram apenas 1 mês de duração.  -As fases de intervenção foram programadas para ter uma duração de 6 meses (ou seja, 1mês de treino e 5 meses de avaliação)</p>	<p><b>Funcionalidade:</b>  -Teste <i>Timed Up &amp; Go</i> (TUG)  -TUG <i>Comfortable Speed</i> (TUG-Conf)  -TUG <i>Fast Speed</i> (TUG-Fast)  -Timed stair test  -Timed ramp test  -Trajeto de obstáculos</p>	<p>- As tecnologias mais avançadas das próteses do joelho, como as que se baseiam em sistemas de controlo adaptativo e ativo, afetam diferencialmente os usuários de próteses, em comparação com os sistemas de joelhos com controlo passivo.  -O controlo adaptável do joelho (computadorizado) melhorou significativamente a mobilidade dos usuários quanto à velocidade de caminhar e função nas atividades diárias, mas limitou a velocidade de subir e descer rampas.  <b>Comparação entre controlo ativo com o passivo:</b> Os</p>

					<p>participantes mostraram aumento significativo de TUG-Fast (diferença de 3,02s, <math>p &lt; 0,001</math>), TUG-Conf (diferença de 2,66s, <math>p &lt; 0,001</math>) e TRT (diferença de 0,96s, <math>p = 0,03</math>)</p> <p><b>Comparação entre as condições ativas e adaptativas:</b> também houve diferenças significativas nos tempos TUG-Fast e TUG-Conf (diferença de 3,24 e 3,56s, respetivamente, <math>p &lt; 0,001</math>), sugerindo que a mobilidade básica (medida pelo TUG) foi aprimorada com controlo adaptativo.</p> <p>- <b>Passada:</b> na condição do joelho ativo verificou-se maior limitação em comparação com o joelho passivo (diferença = 262 passos, <math>p = 0,058</math>- não significativa) e com o joelho adaptável (diferença = 459 passos, <math>p = 0,01</math>-significativa).</p> <p>- Os participantes sentiram-se mais confiantes na capacidade de realizar atividades diárias básicas com segurança ao usar o joelho motorizado.</p>
<b>Fatone, Dillon, Stine e Tillges (2014)</b>	<p><b>n</b> = 6 5 masculinos 1 feminino <b>Idade:</b> entre 35 e 81 anos</p>	<p>Observar a diferença entre vários tipos de encaixes. Relacionar o conforto do encaixe durante a marcha com diferentes pressões tecidulares.</p>	<p>Cada participante efetua uma caminhada com 6 diferentes pressões</p> <p><b>Duração:</b> -Mínimo de 25 a 30 ciclos de</p>	<p><b>Conforto</b> - <i>Socket Comfort Score</i> (SCS) (0 = encaixe o mais incômodo imaginável e 10 =</p>	<p>- As mudanças no conforto do encaixe estão fortemente relacionadas a ordem de classificação das mudanças no IC e na pressão dos tecidos. -SCS não alterou</p>

<p><b>Causa de amputação:</b>  - 5 traumático  - 1 infecciosa</p>	<p>marcha por membro.</p>	<p>encaixe mais confortável)  <b>Passada</b>  - Largura do passo   - Velocidade da caminhada   - Inclinação lateral do tronco   - Movimento da anca no plano coronário/frontal</p>	<p>significativamente entre IC e nenhuma condição de IC durante a alta carga de tecido (p = 0,36).   <b>Largura do passo:</b> O efeito das mudanças no ECI e na pressão tecidual, e na largura do passo dos participantes mostraram um efeito principal significativo para ECI (p =0,04). Observou-se uma redução na largura do passo de quase 1cm entre as condições ECI e não ECI (p = 0,001).  <b>Velocidade da caminhada:</b> Houve um efeito significativo com a alteração da pressão tecidual (p=0,03).  <b>Inclinação lateral do tronco:</b> As alterações do ECI e da pressão tecidual não tiveram influência sobre inclinação lateral do tronco (p=0,89 e p=0,564, respetivamente)  <b>Movimento da anca no plano coronário/frontal:</b> O movimento do quadril no plano coronário mostrou que os principais efeitos para ECI (p=0,83) e 2 carga de tecido (p=0,49) não foram significativos.</p>
---	---------------------------	--	--

## Discussão

A funcionalidade é um fator imprescindível na vida de qualquer pessoa. Por este facto, uma das ações do profissional de saúde, tal como do fisioterapeuta, será restaurar ou potenciar essa mesma funcionalidade. No caso dos pacientes com amputação é importante a escolha do material, incluindo o tipo de encaixe, o tipo de joelho, e o restabelecimento de força e mobilidade articular do coto através de exercícios, assim sendo, a análise da efetividade destes parâmetros foi o objetivo da presente revisão da bibliográfica.

**Tipo de encaixe:** O encaixe é o componente mais importante da prótese, pois conecta a pessoa, através do membro residual da amputação, aos restantes constituintes da prótese e ao solo, durante a postura (Kahle e Highsmith, 2013) e marcha. O encaixe é uma interação entre o coto e a prótese. Existem diferentes tipos de encaixe, tais como o encaixe quadrilátero de contacto total e o encaixe de contenção isquiática (ECI). Os dois encaixes têm um *liner* (contenção) em silicone dentro com uma suspensão em vácuo, *Vacuum Assisted Suspension* (VAS). Este sistema permite uma maior ligação com a prótese, assim como é uma forma dinâmica de suspensão, a qual diminui o movimento do coto dentro do encaixe durante a marcha e/ou nas atividades da vida quotidiana, tal como na ação de sentar (Klute et al., 2011). Este sistema tem também um papel sobre a distribuição da pressão dentro do encaixe e sobre a estabilidade músculo-esquelética. Bowker (2002, *cit. in* Kahle e Highsmith, 2013) defende que o encaixe tem uma ação sobre a estabilização pélvica, uma ação sobre os deslocamentos laterais, e também contribuem para a manutenção de uma correta posição do fémur. E, o encaixe sem bordos tem uma ação cinestésica para a orientação do membro residual durante a fase de oscilação (Kahle, 2002). A pressão dentro do encaixe deve ser perfeitamente estabelecida. A tolerância do paciente para a pressão deve ser o limiar de dor, definida por Hardy, Wolff e Goodell (1940) como 200mmHg. Num encaixe de contenção isquiática, o contacto com a tuberosidade isquiática é direto e constante, provocando uma pressão acima de 200mmHg (322mmHg), portanto os pacientes que usam este tipo de encaixe podem ter problemas com formação calo cutâneo, desconforto/dor ou alterações teciduais. Comparando a pressão do ECI com a pressão de um encaixe com um *design* sem bordos, que reduz a pressão na pele, os utentes têm uma preferência pelo *design* sem bordos (Kahle e Highsmith 2013). O *design* sem bordos é descrito com sendo o mais confortável com uma pressão média na pele.

Fatone, Dillon, Stine e Tillges (2014) indicam que a pressão tecidular provocada pelo encaixe tem um impacto sobre a largura do passo, assim como influência a velocidade de caminhada.

A pressão tecidual dependerá da escolha do tipo de encaixe. O ECI requer uma pressão baixa, pelo contrário um encaixe sem bordos exige uma pressão mais elevada para ser confortável. Porém, a sensação do conforto é subjetiva, depende de cada paciente, tal como o limiar de dor, por estes dois motivos não é possível de analisar com precisão a qualidade dos dois tipos de encaixes. Mas, certamente, uma pressão distribuída o mais homoganeamente possível, assim como o apoio em áreas muito específicas com maior tolerância à pressão/carga, é fundamental para o conforto, e conseqüentemente, para o aumento da funcionalidade e proteção dérmica da pessoa amputada.

**Tipo de joelho:** Uma amputação transfemoral (ATF) é uma perda de anatomia funcional (ossos, articulações e músculos), vital para realizar as atividades em posição bípedes. Contudo, os pacientes com amputação transfemoral poderão ter uma solução protésica para proporcionar locomoção e qualidade de vida.

Os pacientes com ATF têm diminuição de equilíbrio (Miller e Deathe, 2004), maior dispêndio de energia metabólica durante a marcha (Genin et al., 2008), menor velocidade durante a marcha (Donker, Beek, 2002), e alguns outros transtornos. Todas essas alterações comprometem a qualidade de vida das pessoas com amputações, e são avaliadas no *Health-Related Quality Of Life* (HRQOL) (Ware e Sherbourne, 1992).

Os pacientes com ATF sofrem uma perda de duas grandes e importantes articulações. Por este facto, a escolha do tipo de joelho é fundamental, e de acordo com Berke e Geil (2013), o elemento chave de uma prótese é o joelho. Para Hafner e Askew (2015) os joelhos das próteses são componentes vitais num membro artificial. Os joelhos contemporâneos incluem sistemas de controlo passivos (mecânicos), adaptáveis (computadorizados) ou ativos (motorizados) e têm potencial para atenuar as deficiências funcionais relacionadas à amputação e as limitações da atividade (Hafner e Askew, 2015). O joelho com controlo passivo tem como base um sistema que regula o joelho com fricção mecânica que permite ou restringe o movimento graças a um cilindro hidráulico ou pneumático (Romo, 2000 *cit in*, Hafner e Askew, 2015). O controlo adaptativo usa um computador e dados intrínsecos para modificar rapidamente a flexão e extensão do joelho (Berke e Geil, 2013). E, o joelho com controlo ativo usa um motor eletromecânico para modificar a posição e os movimentos do joelho (Berke e Geil, 2013). Theeven et al. (2012) defendem que os joelhos de controlo ativo têm vantagens em relação aos de controlo passivo, e, por sua vez, os joelhos de controlo adaptativo têm maiores benefícios quanto à mobilidade e confiança, relativamente aos joelhos ativos. Um amputado que use um membro protésico de controlo ativo, a fase de suporte e a fase de oscilação da marcha é melhorada, comparativamente a um joelho protésico controlado

mecanicamente (Theeven et al., 2012). E, um joelho protésico com sistema de controlo adaptativo ainda é mais eficaz, quando comparado com o sistema passivo (Theeven et al., 2012; Hafner e Askew, 2015). Este sistema adaptativo permite um maior equilíbrio (Kaufman et al., 2007), um aumento na velocidade de caminhada (Kahle, Highsmith e Hubbard, 2008), melhora a capacidade de subir e descer escadas (Hafner e Smith, 2009), e também tem demonstrado um contributo para a redução de quedas (Hafner et al., 2007).

O teste *Timed Up and Go* (TUG), que integra testes básicos para avaliar sobretudo a marcha e o equilíbrio (Podsiadlo e Richardson, 1991), mostra-se melhorado com a utilização da prótese de joelho adaptativo, como se pode constatar no estudo de Theeven et al. (2012) com 30 participantes de ambos os sexos com amputações por trauma, por causas vasculares e tumorais, assim como nas diferentes componentes do teste TUG, no TUG com velocidade confortável (TUG-*Conf*) ou no TUG com velocidade rápida (TUG-*Fast*), constatado no estudo de Hafner e Askew (2015), com 12 pacientes do sexo masculino com ATF causada por trauma ou presença de tumor. Porém, este tipo de joelho limitou a velocidade de subir e descer escadas. No estudo de Theeven et al. (2012), as melhorias a nível das atividades diárias decorreram durante a primeira semana, tendo-se mantido a partir desse momento.

Aquando o uso de uma prótese com microprocessador, o tempo de acomodação é muito importante, Segal et al. (2006) estimam que o tempo ideal será entre 12 e 18 semanas, embora atualmente não haja consenso quanto a esta previsão. Contudo, no estudo de Theeven et al. (2012) apenas tiveram duas horas de acomodação com a prótese que permitiu estar em segurança durante a utilização da nova prótese, mas os pacientes continuaram a não se sentirem completamente familiarizados com o novo tipo de prótese.

Pelo anteriormente exposto, existem vantagens na utilização de um joelho protésico do tipo adaptativo nos pacientes com ATF.

**Força e mobilidade articular:** Os exercícios são essenciais no processo de reabilitação dos pacientes com ATF, porque após uma amputação do membro inferior pode acontecer uma atrofia muscular que varia entre 40 a 60% nos grupos musculares amputados, e uma atrofia de 30% nos músculos proximais estabilizadores do quadril que permaneceram intactos (Jaegers, Arendzen e de Jongh, 1995). A atrofia dos estabilizadores têm um papel importante na assimetria durante a marcha para os pacientes com ATF (Jaegers, Arendzen e de Jongh, 1995), e esta redução de 30% na força isométrica do membro amputado comparativamente com a do lado intacto pode provocar uma posição desequilibrada com 55 a 70% do peso corporal sobre o lado intacto (Ryser, Erickson e Cahalan, 1988). Esta perda de força provoca muito frequentemente o tipo de marcha de *Trendelenburg* (Hamill e Knutzen, 2003).

No estudo de Pauley, Devlin e Madan-Sharma (2014), um protocolo de fortalecimento dos abdutores em 17 pacientes de ambos os sexos com ATF de causado por diabetes e distúrbios vasculares periféricos, mostrou resultados positivos quanto à confiança no teste TUG, no equilíbrio avaliado pela *Activities Specific Balance Confidence Scale* (ABC) e na força de abdução, tanto na posição sentada como em decúbito lateral.

Muitas pessoas com amputação do membro inferior explicam que não participam em atividades recreativas porque apresentam incapacidade para saltar, correr, têm uma redução na velocidade e atingem mais facilmente a fadiga. Contudo, sabe-se que o treino pode reduzir todos os efeitos anteriormente descritos (Kegel, Webster e Burgess, 1980 *cit in* Nolan, 2012).

No estudo de Nolan (2012), 3 dos 8 amputados transfemorais, com amputações originadas por trauma, tumor ou problemas congénitos, após realizarem um programa de treino sentiram-se capazes de contrair os músculos dos membros remanescentes e segurar o interior do encaixe, facilitando a caminhada, particularmente durante a fase de oscilação, assim como a corrida.

A força na abdução é importante, mas a flexão e extensão de anca são também essenciais para todos os movimentos da coxa. O estudo de Nolan (2012) mostra que um treino duas vezes para semana durante dez semanas é suficiente não só para aumentar a força da anca, mas também para diminuir o consumo de oxigénio.

**Limitações do estudo:** A diminuta quantidade de artigos encontrados sobre amputados transfemorais impede conclusões com grande evidência e impossibilita extrapolar os resultados para a população de ATF. A heterogeneidade de idades e as causas de amputação, poderão também ser um viés nos resultados observados.

## **Conclusão**

O treino de força dos abdutores da anca melhoram o desempenho funcional dos pacientes com ATF, tanto a nível da confiança, equilíbrio, força, velocidade e execução da marcha.

Nas próteses, o encaixe quadrilátero de contacto total com o *design* sem bordos é o mais confortável e preferido pelos pacientes com ATF.

O joelho protésico, do tipo adaptativo, é o mais benéfico nos ganhos de funcionalidade

Seguido dos joelhos protésicos ativos, seguido pelos passivos.

Como sugestões para futuros estudo, seria relevante continuar a investigar aspetos ligados à funcionalidade e evolução técnica das próteses, aos aspetos biomecânicos, aspetos (dis)funcionais, mas essencialmente seria de extrema importância estudar os aspetos psicológicos e motivacionais dos amputados.

Os fisioterapeutas têm um papel fundamental na reabilitação dos amputados, no treino do uso de próteses, pois usar material substituto é um desafio diário. O fisioterapeuta deve ajudar a recuperar o máximo de habilidades possíveis, para que o amputado encontre uma vida próxima do normal.

## **Bibliografia**

- Berke, G., e Geil, M. (2013) Appendix microprocessor knee manufacturers forum report. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 25(4S), 80–83.
- Dillingham, T., Pezzin, L., e Shore, A. (2005). Reamputation, Mortality, and Health Care Costs Among Persons With Dysvascular Lower-Limb Amputations, *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 86, 480-6.
- Donker, S., e Beek, P. (2002). Interlimb coordination in prosthetic walking: Effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica (Amst)*, 110, 265–288.
- Fatone, S., Dillon, M., Stine, R., e Tillges, R. (2014). Coronal plane socket stability during gait in persons with transfemoral amputation: Pilot study. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 51(8), 1217–1228.
- Gallagher, P., MacLachlan, M. (2004). The Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales and Quality of Life in People With Lower-Limb Amputation. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 85, 730-736.
- Gardin, A., de Resende, J., e Chamlian, T. (2013). Translation and cultural adaptation of the scale “Lower Limb extremity Amputee Measurement Scale” into Portuguese, *Acta Fisiátrica*, 20(4), 213-218.
- Gaunaurd, I., Gailey, R., Hafner, B., Gomez-Marin, O., e Kirk-Sanchez, N. (2011). Postural asymmetries in transfemoral amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 35(2), 171-180.
- Genin, J., Bastien, G., Franck, B., Detrembleur, C., e Willems, P. (2008). Effect of speed on the energy cost of walking in uni- lateral traumatic lower limb amputees. *European Journal of Applied Physiology*, 103(6), 655–663.
- Hafner, B., e Askew, R. (2015). Physical performance and self-report outcomes associated with use of passive, adaptive, and active prosthetic knees in persons with unilateral, transfemoral amputation: Randomized crossover trial. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 52 (6), 677-700.
- Hafner, B., e Smith, D. (2009). Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 46(3), 417 – 433.
- Hafner, B., Willingham, L., Buell, N., Allyn, K., e Smith D. (2007). Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 88(2), 207–217.
- Hamill, J., e Knutzen, K. (2003). *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hardy, J., Wolff, H., e Goodell, H. (1940) Studies on pain. A new method for measuring pain threshold: Observations on spatial summation of pain. *The Journal Clinical Investigation*, 19(4), 649–657.
- Jaegers, S., Arendzen, J., e de Jongh, H. (1995). Changes in hip muscles after above-knee amputation. *Clinical Orthopaedics*, 319, 276–284.
- Kahle, J. (2002). A case study using fluoroscope to determine the vital elements of transfemoral interface design. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 14(3), 121–26.
- Kahle, J., e Highsmith, M. (2013). Transfemoral sockets with vacuum-assisted suspension comparison



- of hip kinematics, socket position, contact pressure, and preference: Ischial containment versus brimless, *Journal of Rehabilitation Research & Development* 50, (9), 1241-1252.
- Kahle, J., Highsmith, M., e Hubbard, S. (2008). Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(1), 1–14.
- Kaufman, K., Levine, J., Brey, R., Iverson, B., McCrady, S., Padgett, D., e Joyner M. (2007). Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait Posture*, 26(4), 489–493.
- Klute, G., Berge, J., Biggs, W., Pongnumkul, S., Popovic, Z., e Curless, B. (2011). Vacuum-assisted socket suspension compared with pin suspension for lower extremity amputees: Effect on fit, activity, and limb volume. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 92(10), 1570–1575.
- Machado, I., Roque, V., Pimentel, S., Rocha, A., e Duro, H. (2012). Caracterização Psicossocial de uma População Portuguesa de Amputados do Membro Inferior. *Acta Medica Portuguesa*, 25(2),77-82.
- Miller, W., e Deathe, A. (2004). A prospective study examining balance confidence among individuals with lower limb amputation. *Disability and Rehabilitation*, 26(14–15), 875–881.
- Nolan, L. (2012). A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44, 241-248.
- Pauley, T., Devlin, M., e Madan-Sharma, P. (2014). A single-blind, cross-over trial of hip abductor strength training to improve timed up & go performance in patients with unilateral, transfemoral amputation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 46, 264–270.
- Podsiadlo, D., e Richardson, S. (1991). The timed “Up & Go”: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142–148.
- Prinsen, E., Nederhand, M., e Rietman, J. (2011). Adaptation Strategies of the Lower Extremities of Patients With a Transtibial or Transfemoral Amputation During Level Walking: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 92, 1311-1325.
- Rossignol, S., Dubuc, R., e Gossard, J. (2006). Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiological Reviews*, 86, 89–154,
- Ryser, D., Erickson, R., e Cahalan, T. (1988). Isometric and isokinetic hip abductor strength in persons with above-knee amputations. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 69, 840–845.
- Santos, J., Vargas, M., e Melo, C. (2014). Nível de atividade física, qualidade de vida e rede de relações sociais de amputados. *Revista brasileira Ciência e Movimento*, 22(3), 20-26.
- Santos, K., e Luz, S. (2015). Experiências na Extensão universitária: reabilitação de amputados. *Revista Brasileira de Educação Médica*, 39(4), 602-606.
- Segal, A., Orendurff, M., Klute, G., McDowell, M., Pecoraro, J., Shofer, J., e Czerniecki (2006). Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 43, 857–870.
- Senefonte, F., Rosa, G., Comparin, M., Covre, M., Jafar, M., Moron de Andrade, F., Filho, G., e Neto, E. (2012). Primary amputation after trauma: profile of a hospital in the Mid-West of Brazil. *Journal Vascular Brasileiro*, 11(4), 269-276.
- Theeven, P., Hemmen, B., Geers, R., Smeets, R., Brink, P., e Seelen, H. (2012). Influence of advanced prosthetic knee joints on perceived performance and everyday life activity level of low functional persons with a transfemoral amputation or knee disarticulation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44, 454–461.
- Ware, J. Jr., e Sherbourne, C. (1992). The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Medical Care*, 30(6), 473– 483.