



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA

Projeto e estágio profissionalizante II

**Análise das alterações biomecânicas na marcha em  
amputados transfemorais:  
Revisão Bibliográfica**

Ana Soraia Ribeiro

Estudante de Fisioterapia

Escola Superior de Saúde - UFP

23655@ufp.edu.pt

Prof Dra. Luísa Amaral

Professora Auxiliar

Escola Superior de Saúde - UFP

lamaral@ufp.edu.pt

Porto, 2017

## Resumo

**Objetivo:** A presente revisão pretende analisar as alterações biomecânicas da marcha em amputados transfemorais independentemente da amostra utilizada. **Metodologia:** Pesquisa computadorizada através das palavras-chaves elegidas, em bases de dados como *Pubmed*, *Science Direct* e *EBSCO*, limitada entre 2005 e 2017, sendo selecionados os artigos experimentais que colocassem em questão as alterações biomecânicas da marcha em amputados transfemorais.

**Resultados:** Foram incluídos 14 artigos, com um total de 274 participantes. Os 7 estudos de coorte e 7 estudos de caso-controlo foram analisados utilização a escala *Critical Appraisal Skills Programme* (CASP). **Conclusão:** Os estudos demonstraram que os amputados transfemorais apresentam alterações na simetria da marcha e nos parâmetros espaciotemporais quando comparados com o grupo controlo.

**Palavras-chave:** Amputação Transfemoral, Próteses Transfemorais, Marcha e Alterações Biomecânicas na Marcha

## Abstract

**Objective:** This review intends to analyze the biomechanical changes of gait in transfemoral amputees regardless of the sample used. **Methodology:** Computerized research using the chosen keywords in databases such as *Pubmed*, *Science Direct* and *EBSCO*, limited between 2005 and 2017, selecting experimental articles that question the biomechanical changes of gait in transfemoral amputees. **Results:** We included 14 articles, with a total of 274 participants. The 7 cohort studies and the 7 case control studies were analyzed using the scale *Critical Appraisal Skills Programme* (CASP) scale. **Conclusion:** Studies have shown that transfemoral amputees present changes in gait symmetry and spatiotemporal parameters when compared to the control group.

**Key words:** Transfemoral amputation, Transfemoral prostheses, gait e Biomechanical change gait.

## **Introdução**

A amputação consiste na retirada de um ou mais membros, caracterizada por uma etiologia multifatorial, seja por alterações congénitas ou adquiridas, principalmente eventos decorrentes ao longo da vida como tumores, doenças vasculares, traumas, acidentes de trabalho ou de trânsito (Santos, Vargas e Melo, 2014).

A ausência de segmentos corporais acarreta consequências como aumento da prevalência de osteoartrite, escoliose, dor lombar, diminuição da densidade mineral óssea e aumento da dificuldade em realizar as tarefas desejadas (Castro et al., 2014).

Relativamente à informação acerca da incidência ou prevalência da amputação do membro inferior na população portuguesa, esta é escassa, sendo mesmo ausente (Vaz et al., 2012). Por outro lado, nos Estados Unidos em 2005, existia aproximadamente 623,000 casos de amputação do membro inferior, sendo que em 2020 estima-se um aumento de 40% do número total de casos (Huff, Lawson e Goldfarb, 2012).

Numa fase posterior à amputação, o coto passa a receber as adaptações sensoriomotoras que asseguram a manutenção do equilíbrio e possibilitam o desenvolvimento da marcha com prótese (Santos e Luz, 2015). A prótese permite ao indivíduo obter uma imagem corporal semelhante à normal, ajudando a desenvolver melhor confiança e habilidades físicas, possibilitando uma melhoria significativa na qualidade de vida. A utilização de uma prótese também contribui para a melhoria da mobilidade, que constitui um aspeto fundamental na qualidade de vida de um indivíduo (Baraúna et al., 2005).

Nos indivíduos com amputação transfemoral verificam-se alterações mecânicas devido à dependência de um membro artificial para o suporte do peso corporal (Kaufman, Frittoli e Frigo, 2012) associada a uma perda de musculatura do membro inferior, levando a movimentos compensatórios na coxofemoral, pélvis e tronco durante a marcha (Deva et al., 2015).

A marcha do amputado é descrita como atípica, geralmente não possui um padrão suave e simétrico, com um consequente aumento do deslocamento vertical e lateral do centro de massa, resultando num aumento do custo metabólico e energético (Bell et al., 2014). Como possíveis alterações, pode-se identificar as diferenças de propriedades de inércia do membro inferior e a redução da capacidade de gerar força interna e torque, constituindo, assim, os dois maiores problemas perante a amputação e o uso de prótese (Cerqueira et al., 2013).

No que concerne às fases da marcha, existe uma diminuição da fase de apoio, comparativamente ao membro ileso. Por outro lado, a fase de oscilação de um amputado é mais longa (Wentink et al., 2013), com uma limitação do máximo de flexão do joelho e ligeiro desaceleramento do

calcanhar em extensão completa, sem impacto excessivo (Furse, Cleghorn e Andrysek, 2011). A velocidade e o conforto da marcha também se encontram diminuídos, comparativamente à marcha normal (Wentink et al., 2013).

Apesar das próteses atuais contribuírem para um aperfeiçoamento da marcha, na literatura são descritos problemas associados, nomeadamente, assimetria da marcha, desequilíbrios e desvios posturais inerentes ao amputado transfemoral. Desta forma, a fim de verificar estes efeitos, o presente estudo terá como objetivo analisar as alterações biomecânicas da marcha em amputados transfemorais.

## **Metodologia**

Foi efetuada uma pesquisa bibliográfica, sobre as alterações biomecânicas da marcha em amputados transfemorais. A pesquisa foi realizada no dia 10 de Janeiro de 2017 em várias bases de dados como a *Pubmed*, *Science direct e Ebsco*, utilizando o operador de lógica (AND) e as palavras-chave “*Transfemoral amputation*”, *Transfemoral prostheses*” e “*Biomechanical change gait*”. A estratégia de pesquisa surgiu a partir do *Prisma flow diagram* (Fig.1). No decorrer da pesquisa foram encontrados um total de 2252 artigos, dos quais apenas 14. Os artigos foram selecionados segundo os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

**Critérios de inclusão:** artigos randomizados e não randomizados datados entre 2005 e 2017, que analisassem as alterações biomecânicas da marcha em amputados unilaterais transfemorais do membro inferior, não dependentes de auxiliares de marcha (Morgan, Hafner e Kelly, 2016), em que a amostra devia ser constituída por indivíduos com idades superiores a 18 anos (Kaufman, Frittoli e Frigo, 2012), do sexo masculino e /ou feminino.

**Critérios de exclusão:** foram excluídos artigos anteriores ao ano 2005, sem acesso ao texto integral, artigos de revisão e duplicados entre as bases de dados. Ainda foram excluídos artigos cuja amostra de indivíduos amputados envolviam outros défices estruturais do membro inferior que não a amputação, incapazes de realizar marcha e permanecer na posição ortostática, dependentes de auxiliares de marcha, com idade inferior a 18 anos, amputação bilateral do membro inferior e estudos em animais.

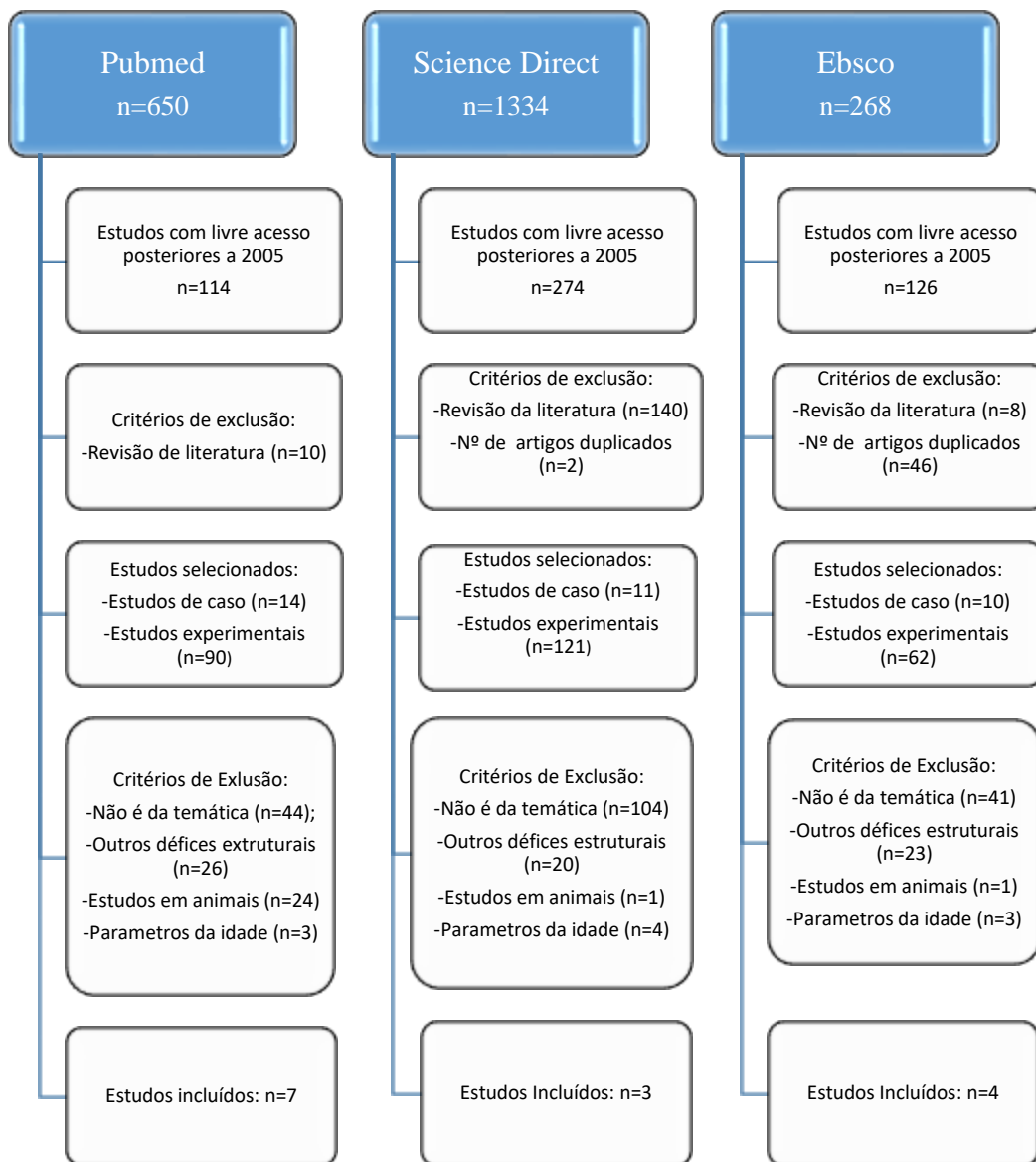


Fig.1- Fluxograma da seleção dos estudos incluídos

A qualidade metodológica dos estudos remanescentes foi avaliada com a escala anexa “*Critical Appraisal Skills Programme*” (CASP), segundo diversos itens de 12 questões diferentes entre si, dependendo de se tratar de um estudo caso controlo ou de coorte respetivamente, para classificar a sua fiabilidade.

## Resultados

No presente estudo, foram analisados 7 estudos de coorte e 7 estudos de caso-controlo através da utilização da escala *Critical Appraisal Skills Programme (CASP)*.

Tabela 1- Escala *Critical Appraisal Skills Programme (CASP)*

<b>Coorte</b>												
<b>Autor</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>11</b>	<b>12</b>
Ingraham, Fey, Simon e Hargrove, 2016	✓	✓	✓	✓	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	✓
Mcgibbon, 2012	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	✓	✓	✓	✓
Fantone, Dillon, Stine e Tillges, 2014	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	x	✓	x	x
Bell et all, 2014	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	✓	✓	✓	✓
Schaarschmidt et all, 2012	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	✓	✓	✓	✓
Hekmatfard, Farahmand e Ebrahimi 2011	✓	✓	✓	✓	x	x	x	✓	x	✓	x	x
Morgan, Hafner e Kelly, 2016	✓	✓	✓	✓	x	x	x	✓	x	✓	✓	✓
<b>Caso-controlo</b>												
<b>Autor</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>11</b>	<b>12</b>
Kaufman, Frittoli e Frigo, 2012	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	x	✓
Tura et all, 2012	✓	✓	x	✓	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	✓
Shirota, Simon, Kuiken, 2015	✓	✓	x	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Khaled et all, 2010	✓	✓	✓	✓	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	✓
Khiri, Karimi, Fatoye e Jamshidi, 2015	✓	✓	x	✓	✓	x	x	✓	✓	✓	✓	✓
Bonnet et all, 2015	✓	✓	x	✓	✓	x	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Hagberg, Haggstrom e Branemark, 2007	✓	✓	✓	✓	✓	x	✓	✓	x	✓	✓	x

Nesta revisão foram analisados diversos estudos que visavam a avaliação das alterações biomecânicas da marcha através da utilização de diferentes instrumentos de avaliação, dos quais se obteve resultados distintos, tal como apresentados na tabela 2.

Nos estudos incluídos na presente revisão participaram um total de 274 indivíduos, sem se registar desistências ao longo do período observacional.

**Tabela 2-** Apresentação dos estudos revistos

<b>Autor/Data</b>	<b>Desenho do estudo</b>	<b>Amostra Tipo de prótese</b>	<b>Objetivos</b>	<b>Instrumentos de avaliação</b>	<b>Protocolo</b>	<b>Resultados</b>
Ingraham, Fey, Simon e Hargrove (2016)	Estudo de coorte	N=3 M=3 Idade média:34  Tipo de prótese: Microprocessador	Avaliar as contribuições relativas da assistência ativa do joelho e tornozelo na marcha em amputados transfemorais (ATF)	Sistema de captura de movimentos de oito câmaras (Motion Analysis Corp.)	Os participantes caminharam ao longo de um trajeto de 8 metros com três placas de força incorporadas (Advanced Mechanical Technology).	-A média da força de reação ao solo da perna amputada foi afetada pelo aumento da rigidez do tornozelo e flexão plantar. -No início da fase de oscilação, o joelho motorizado da perna amputada aumentou significativamente o momento de flexão plantar. -No membro intacto verificou-se um aumento do momento de extensão, flexão do joelho e flexão plantar do tornozelo.
Mcgibbon (2012)	Estudo de coorte	N=8 F=8 Idade:> 65  Tipo de prótese: Microprocessador	Avaliar uma estrutura para a codificação da dinâmica das articulações usando dados cinemáticos e cinéticos.	Sistema de oito câmaras Vicon MCam e quatro sensores de força Kistler. Plataforma de forças.	Foram utilizados marcadores em segmentos corporais relevantes para a computação cinemática. Para cada participante foram realizados 10 ensaios para selecionar a velocidade de marcha normal e a acelerada.	- Os participantes com joelho controlado por microprocessador apresentaram um controlo neural semelhante ao de uma articulação normal. -A potencia na fase da posição terminal foi menor para ambas as velocidades de marcha, no entanto, a geração e a absorção foram mais pronunciadas na marcha acelerada do que na velocidade preferida.
Fantone, Dillon, Stine e Tillges (2014)	Estudo de coorte	N=8 M=5 e F=1 Idade média: 51  Tipo de prótese: C-Leg (microprocessador)	-Relacionar o conforto do encaixe com os parâmetros da marcha. -Comparar o conforto do encaixe durante a marcha.	Sistema de análise de movimento de oito câmaras (Motion Analysis Corporation)	Os participantes caminharam numa velocidade confortável auto-selecionada numa das seis condições de encaixe atribuídas aleatoriamente.	-Não foram observadas diferenças significativas na cinemática do tronco ao longo do ciclo da marcha. -Foram observadas diferenças significativas nos parâmetros temporais-espaciais (velocidade

						e largura de passo), de pequena magnitude.
Kaufman, Frittoli e Frigo (2012)	Estudo caso-controlo	N=15 M=12 e F=3 Idade média:42 GC: N=20 M=9 e F=11 Idade média=28 Tipo de prótese: Mecânica e microprocessador	-Comparar a assimetria da marcha em amputados transfemorais ao usar uma articulação mecânica do joelho ou uma articulação controlada por microprocessador.	Sistema computadorizado de análise de movimento (EvaRT 4.0, Motion Analysis Corporation). 4 placas de força (2 AMTI e 2 Kistler).	Os participantes foram testados com os dois tipos de joelhos através do novo método que inclui a forma de onda inteira ao longo do ciclo de marcha.	-Não se verificaram diferenças significativas na simetria cinemática da coxofemoral, joelho e tornozelo ao utilizar as diferentes próteses. -Melhoria significativa na simetria cinética com a utilização do joelho controlado por microprocessador.
Tura et al. (2012)	Estudo caso-controlo	N=10 (M) Idade média:46 GC N=10 (M) Idade média: 28 Tipo de prótese: C-Leg. (microprocessador)	-Avaliar a simetria e a regularidade da marcha através da autocorrelação de sinais de aceleração.	Acelerómetro MEMS de uma unidade de medição XSens inercial.	Os participantes utilizaram um acelerómetro e tiveram de caminhar 70 metros à sua velocidade natural (duas vezes).	-A velocidade da marcha foi ligeiramente maior no GC, contudo, a cadência não foi significativamente diferente nos dois grupos. -Os sinais de aceleração foram menores em amputados do que no GC.
Bell et al. (2014)	Estudo de coorte	N=26 Idade media: 32  Tipo de Prótese: C.Leg (microprocessador)	-Comparar o comprimento e a orientação do membro residual com a eficiência energética.	Teste metabólico (COSMED ® K4b 2 sistema de análise metabólica) e sistema Visual 3D (C-Motion Inc, Germantown, MD, EUA).	Os participantes foram separados em 2 grupos conforme o comprimento do membro e ângulo femoral residual. Após o teste metabólico, a velocidade foi calculada numa pista de 65 m.	-O grupo com membros residuais mais longos apresentaram uma velocidade de marcha maior do que o G com membros mais curtos. -Não se verificou diferenças significativas entre o comprimento do membro ou a orientação em relação às variáveis metabólicas e ao centro de massa.
Shirota, Simon, Kuiken (2015)	Estudo caso-controlo	N=8 M=7 e F=1 Idade média: 47  GC N=8 M= 4 e F=4 Idade média: 24	-Comparar as estratégias cinemáticas durante a fase de oscilação.	Cortex (Motion Analysis, Santa Rosa, CA).	No início, uma fase de calibração não perturbada, seguida por blocos com perturbações. Os ensaios de 10s eram constituídos por uma única perturbação e foram separados por pelo menos 60s de caminhada.	-Os amputados exibiram estratégias de recuperação típicas (elevação, baixar) tanto do lado bom como no membro amputado. -Os amputados relativamente ao GC apresentaram estratégias retardadas e com menor frequência, cerca de 30-60% na

		Tipo de prótese: C-leg; 3R80; Mauch; Total Knee.				fase de oscilação do membro intacto e 45-60% na fase de oscilação do membro amputado.
Hekmatfard, Farahmand e Ebrahimi (2011)	Estudo de coorte	N=10 M=10 Idade média:41  Tipo de prótese: mecânica	-Investigar o efeito da alteração da localização do centro de massa (CM) das próteses transfemorais nas características espaciotemporais e cinemática da marcha dos amputados.	Câmara digital (Sony DCR-TRV 330EEIS)	Os participantes tiveram de caminhar 2 minutos. Foram adicionados pesos às próteses originais. Para cada condição de massa protética foram medidos os comprimentos dos passos, a velocidade, postura, duração do ciclo de marcha e oscilação.	-Não foram encontradas alterações significativas nas variáveis temporais-espaciais. A cinemática da marcha do amputado não altera significativamente quando o CM é modificado. -Os participantes revelaram preferência em manter as suas próteses originais sem ou com adição de massa que provoque alterações mínimas do CM.
Schaarschmidt et al. (2012)	Estudo de coorte	N=5 Idade média:43  Tipo de prótese: C.Leg e 3R80 (não computadorizada)	-Avaliar a funcionalidade das assimetrias através dos parâmetros temporais e cinéticos em amputados transfemorais.	Tapete rolante monofásico (tipo ADAL-WR, HEF Tecmachine, Andrezieux Boutheon)	Foram avaliadas quatro velocidades de marcha diferentes com duração de 60s. Entre os ensaios os participantes descansaram 2 minutos.	-Os padrões de marcha foram semelhantes para os 2 tipos de articulações protéticas, em que evidenciaram: I) Tempo de apoio reduzido da perna protética; II) Nas velocidades mais baixas a transferência de carga foi prolongada durante o apoio duplo da perna intacta e da protética; III) Redução dos impulsos horizontais e verticais na perna protética; IV) Aceleração dos impulsos horizontais durante o contacto da perna protética; V) Falta de impacto no momento de apoio da prótese.
Khaled et al. (2010)	Estudo caso-controlo	N= 29 (27 TFA e 2 desarticulação do joelho) Idade: 21 a 64  GC:	-Analisar parâmetros espaciotemporais na fase terminal de oscilação em ATF.	Sistema de análise opto-elétrico 3D, com 7 câmaras infravermelhas. E três placas de força.	Inicialmente foram recolhidas as características antropométricas de cada participante. Posteriormente os participantes realizaram	-Os participantes com menos de 45 anos apresentaram uma velocidade de marcha e um comprimento de passada (em ambos os lados)

		N= 15 Idade: 18 a 65  Tipo de prótese: C.Leg	-Analisar a correlação entre o período de latência (PL) e a duração da fase de oscilação.		exercícios de aquecimento seguidos de uma marcha com velocidade livre. Cada participante realizou 3 ensaios sobre as plataformas de força.	significativamente maior do que os outros. -A percentagem da fase de apoio do membro intacto foi significativamente maior do que a do membro protético. -A velocidade da marcha, o comprimento da passada e a cadência do GC foi significativamente maior do que nos ATF. - A duração de fase oscilação dos ATF foi significativamente maior no lado protético. - O PL do membro protético foi significativamente maior.
Khiri, Karimi, Fatoye e Jamshidi (2015)	Estudo caso-controlo	N=5 Idade média:44  GC: N=5 Idade média:45  Tipo de prótese: Mecânicas	-Avaliar a estabilidade, o desempenho da marcha e o consumo de energia em sujeitos com ATF durante o repouso e a marcha.	Sistema de análise do movimento Qualysis e plataformas de força.	Os participantes caminharam ao longo de uma superfície plana até completarem 5 ensaios. Para analisar a estabilidade, os participantes mantiveram-se sobre a placa de força 1 minuto.	-Não se verificou diferença significativa na estabilidade entre os participantes com ATF e os sem amputação. -A velocidade da marcha em participantes com ATF foi menor que nos não amputados. -O dispêndio energético foi maior no grupo ATF que no sem amputação.
Bonnet et al. (2015)	Estudo caso-controlo	N=6 M=6 Idade média:43  GC: N=6 M=3 e F=3 Idade média:29  Tipo de prótese: Joelho com microprocessador	-Quantificar o trabalho mecânico realizado durante a marcha por participantes com ATF.	Duas plataformas de força separadas (AMTI) e sistema optoelectrónico (Vicon V8i 8 câmaras).	Para detetar a velocidade auto selecionada, cada participante caminhou ao longo de um trajeto de 9m a uma velocidade confortável. Posteriormente caminharam mais lentamente no mesmo trajeto e a uma velocidade mais rápida..	-Verificou-se menor trabalho mecânico produzido pela perna afetada com consequente aumento do trabalho da perna não afetada durante a transição passo-a-passo. -Com o aumento da veloc da marcha existiu um aumento do trabalho mecânico. Foi menos pronunciado na perna com amputação.

						- O desvio máximo da flexão da coxofemoral foi maior nos ATF.
Hagberg, Haggstrom e Branemark (2007)	Estudo caso-controle	N=41 M=30 e F=11 Idade média:49  GC: N=22 M=16 e F=6 Idade média:49  Tipo de prótese: Mecânicas	-Comparar o desempenho protético durante a marcha dos indivíduos com ATF com o GC.	Questionário para pessoas com um Amputação transfemoral (Q-TFA).	Foi aplicado o questionário de amputados transfemorais (QTFA). Em seguida os participantes caminharam ao longo de um trajeto com 2,5m com forma de oito. A frequência cardíaca foi controlada em repouso e em trabalho (a cada 30 s).	-O custo energético foi maior 77% nos AFT comparativamente ao grupo controle. -Os participantes com AFT apresentaram aumento do ritmo cardíaco; -Índice de custo fisiológico em semelhantes em ambos os grupos. -A velocidade de marcha confortável foi maior nos AFT que no GC. -Apenas 32% dos indivíduos com AFT relataram caminhar uma distância igual a 500m frequentemente.
Morgan, Hafner e Kelly (2016)	Estudo de coorte	N=14  GC: N=14  Tipo de prótese: C.Leg	- Quantificar as alterações da marcha associadas com a adição de uma tarefa cognitiva em pessoas ATF em comparação com o GC. - Avaliaram velocidade de caminhada, largura de passo, assimetria de tempo de passo e latência e precisão de resposta de tarefa cognitiva	Montreal Cognitive Assessment (MoCA) e Escala de Confiança de Equilíbrio de Atividades (ABC)	Participantes caminharam com uma única tarefa (andar sozinho) e tarefa dupla (caminhar enquanto realizava uma tarefa cognitiva).	- A adição de uma tarefa simultânea afeta os resultados de caminhada em pessoas com e sem ATF. -A velocidade da marcha foi mais lenta (passos mais lentos, mais largos e assimétricos) nos ATF.

## Discussão

Após a pesquisa nas bases de dados foram analisados 14 artigos dos quais 7 remetiam para estudos observacionais, do tipo de coorte, 7 estudos referentes à análise das alterações biomecânicas da marcha em amputados transfemorais. Os estudos utilizados apresentaram falhas metodológicas, nomeadamente, nenhum estudo conseguiu ser “cego” relativamente aos participantes no grupo em estudo e 12 estudos apresentaram uma amostra muito reduzida a exceção de dois estudos (Hagberg, Haggstrom e Branemark, 2007 e Khaled et al., 2010).

As amostras dos 14 estudos analisados incluem um total de 274 participantes, constituídos, no mínimo por três indivíduos e no máximo por quarenta e um, com predominância de indivíduos do sexo masculino. Relativamente à faixa etária os indivíduos apresentaram uma idade igual ou superior a 18 anos. Os grupos controlo dos estudos utilizados foram caracterizados como indivíduos saudáveis, sem distúrbios músculo-esqueléticos ou neurológicos que afetassem a locomoção. Nenhuma restrição foi colocada sobre sexo, raça para qualquer grupo estudado.

Nos estudos incluídos nesta revisão foram utilizados parâmetros de avaliação distintos conforme os fatores avaliados. Para a avaliação da força de receção ao solo foram utilizadas placas de força incorporadas (Ingraham, Fey, Simon e Hargrove, 2016; Bonnet et al., 2015; MCGibbon, 2012; Kaufman, Frittoli e Frigo, 2012; Khaled et al., 2010 e Khaled et al., 2010). Para a análise do movimento foram utilizados sistemas de captura de movimento por câmaras (Ingraham, Fey, Simon e Hargrove, 2016; MCGibbon, 2012; Fantone, Dillon, Stine e Tillges, 2014; Bell et al., 2014 e Khaled et al., 2010), sistema computadorizado de análise de movimento (Kaufman, Frittoli e Frigo, 2012; Shirota, Simon, Kuiken, 2015; Khaled et al., 2010; Bonnet et al., 2015), acelerómetro (Tura et al., 2012), e câmara digital (Hekmatfard, Farahmand e Ebrahimi 2011). Ainda foram utilizados outros métodos de avaliação, tais como testes metabólicos (Bell et al., 2014), questionário para pessoas amputadas (Hagberg, Haggstrom e Branemark, 2007) e testes cognitivos (Morgan, Hafner e Kelly, 2016).

Nos estudos analisados foram selecionados amputados de origem traumática, doenças vasculares, tumorais e infeções. As causas da amputação fornecem informações importantes acerca das capacidades funcionais do amputado. Os amputados com menor comprimento do membro residual apresentam uma velocidade de marcha menor do que o grupo com membro residual maior. Contrariamente ao esperado, o dispêndio de O<sub>2</sub> ou outras variáveis metabólicas e o movimento do centro de massa não demonstraram diferenças significativas conforme o comprimento. Estes resultados podem evidenciar, a diminuição da importância destes fatores sobre a eficiência da marcha dos amputados transfemorais (Bell et al., 2014).

Os parâmetros biomecânicos da marcha dos amputados transfemorais encontram-se dependentes dos elementos que constituem a prótese. Nos estudos analisados existe referência a diferentes tipos de joelhos utilizados, podendo ser de natureza mecânica (Hekmatfard, Farahmand e Ebrahimi, 2011; Keeken et al, 2011; Hagberg, Haggstrom e Branemark, 2007) ou controlados por microprocessador (Ingraham, Fey, Simon e Hargrove, 2016; Morgan, Hafner e Kelly, 2016; Bonnet et al, 2015; Fantone, Bell et al, 2014; Dillon, Stine e Tillges, 2014; Mcgibbon, 2012; Tura et al, 2012; Mâaref et al, 2010). Contudo, (Shirota, Simon, Kuiken, 2015; Kaufman, Frittoli e Frigo, 2012; Schaarschmidt et al, 2012) utilizaram os dois tipos de Joelhos. Kaufman, Frittoli e Frigo (2012) compararam a utilização dos dois joelhos, evidenciando melhorias significativas na simetria cinética com a utilização do joelho controlado por microprocessador. Mcgibbon (2012) acrescenta que o controlo neural dos indivíduos com joelho controlado por microprocessador se assemelha ao de uma articulação normal.

Os amputados transfemorais podem apresentar diversos desvios da marcha, com consequente aumento do dispêndio energético e maior probabilidade em desenvolver défices ou comorbilidades do foro músculo-esquelético, o que é consistente com os resultados obtidos no estudo de Schaarschmidt et al. (2012), em que se verificou a existência de uma aceleração dos impulsos horizontais, uma diminuição dos impulsos horizontais e verticais, do tempo de apoio, falta de impacto no momento de contacto ao solo da perna protésica. Constatou-se ainda que a transferência de carga foi prolongada durante o apoio duplo, da perna sem amputação e da protésica, nas velocidades mais baixas. Estes indivíduos ainda apresentam estratégias de recuperação tipicamente retardadas e com menor frequência, entre 30 a 60% na fase de oscilação do membro intacto e 40 a 60% na fase de oscilação do membro amputado (Shirota, Simon, Kuiken, 2015). Ingraham, Fey, Simon e Hargrove (2016) acrescentam que a força de reação ao solo nestes indivíduos se encontra comprometida devido ao aumento da rigidez do tornozelo e da flexão plantar motorizada.

No membro amputado ainda podem ser visíveis outras alterações ao longo do ciclo de marcha. Autores como Khaled et al. (2010) referem que a duração da fase de oscilação do lado protético é maior, e a fase de apoio do membro intacto é maior que a do membro protético. No início da fase de oscilação do membro amputado verificou-se que a amplitude de movimento do joelho aumentou significativamente o momento de flexão plantar, enquanto, no membro intacto existe um aumento das amplitudes de movimento do joelho (extensão e flexão) e flexão plantar do tornozelo (Ingraham, Fey, Simon e Hargrove 2016). Por outro lado, dois estudos examinados não observaram diferenças significativas na cinemática do tronco (Fantone, Dillon, Stine e

Tillges, 2014), da coxofemoral, joelho e tornozelo (Kaufman, Frittoli e Frigo, 2012). A cinemática da marcha não sofreu alterações significativas após a alteração do centro de massa (Hekmatfard, Farabmand e Ebrahimi, 2011).

O dispêndio energético parece ser maior nos indivíduos com amputação transfemoral. O estudo realizado pelos autores Keeken et al. (2011) confirma estes resultados, e os autores Hagberg, Haggstrom e Branemark, (2007) acrescentam que no seu estudo verificaram um dispêndio energético 77% superior nos amputados transfemorais comparativamente ao grupo de indivíduos saudáveis. Contudo, neste estudo não foi realizado um controlo do ajuste do encaixe, nem do volume do coto ou de feridas existentes.

No que concerne aos parâmetros espaciotemporais a maioria dos estudos refere alterações significativas nos amputados transfemorais comparativamente ao grupo controlo. A velocidade da marcha nos amputados transfemorais tende a diminuir, os passos são mais lentos, mais largos e assimétricos (Morgan, Hafner e Kelly, 2016; Fantone, Dillon, Stine e Tillges, 2014 e Keeken et al., 2011). Os autores Tura et al. (2012), apesar de confirmarem a diminuição da velocidade da marcha nos amputados transfemorais, não encontraram diferenças significativas referentes à cadência entre estes e os não amputados. Contrariamente aos resultados anteriormente apresentados, Ingraham, Fey, Simon e Hargrove (2016) mencionam semelhanças entre o membro intacto e o membro amputado, quanto ao comprimento do passo, velocidade, cadência, tempo de oscilação, tempo do ciclo da marcha e na largura da passada.

A velocidade da marcha, o comprimento da passada e cadência tendem a diminuir com a idade. Schaarschmidt et al. (2012) referem que o grupo com idades inferiores a 45 anos apresentam uma velocidade da marcha e um comprimento de passada (em ambos os lados) significativamente maior que o grupo de indivíduos de com idades superiores a 45 anos.

### **Limitações do estudo**

No decorrer deste estudo surgiram diversas limitações, mais concretamente, a escassez de informação referente à análise das alterações biomecânicas da marcha e do equilíbrio, o reduzido número de participantes, distinta etiologia tal como traumática e/ou doença vascular, diversidade de níveis de amputação, joelhos do tipo mecânico ou joelhos controlados por microprocessador, e amostras predominantemente masculinas. Assim, todo este viés pode contribuir para a redução do rigor estatístico dos estudos encontrados na literatura. No que concerne às falhas metodológicas, diversos estudos classificados com randomizados controlados, nenhum conseguiu ser “cego” relativamente aos participantes no grupo em estudo.

## **Conclusão**

Nesta revisão da literatura, pode-se concluir que os indivíduos com amputações transfemorais apresentam alterações biomecânicas da marcha referentes aos parâmetros espaciotemporais (velocidade, cadência, largura do passo) e evidentes alterações nas diferentes etapas do ciclo da marcha.

Ainda foi possível concluir que os parâmetros biomecânicos da marcha são influenciados pelos diferentes elementos da prótese, isto é, indivíduos que utilizaram joelhos controlados por microprocessador apresentaram uma marcha mais simétrica.

## **Sugestões para futuros estudos**

Com a realização do presente estudo pretende-se fornecer um contributo para um aumento do conhecimento da influência de uma amputação transfemoral na marcha e no equilíbrio desta população. Sugere-se, assim, a necessidade de desenvolver novos estudos e investigações com o intuito de trazer benefícios a nível da prevenção de possíveis alterações biomecânicas, e aumentar o bem-estar e funcionalidade desta população através do desenvolvimento de novos materiais e da adaptação de novas técnicas fisioterapêuticas.

Em estudos futuros será fundamental desenvolver mais pesquisas e estudos mais alargados, com um maior *follow-up*, que sejam direcionados para a avaliação da funcionalidade do amputado transfemoral em diferentes contextos sociais e funcionais, o que possibilitaria observar a evolução desta população, ou seja, proporcionar um acompanhamento longitudinal dos progressos e dificuldades dos indivíduos com amputações transfemorais.

## Bibliografia

- Barauna, M., Duarte, F., Sanchez, H., Canto, R., Malusa, S., Silva, C., Silva, R. (2006). Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada. *Brazilian journal of physical therapy (Impr.)*, 10 (1), 83-90.
- Bell, J., Wolf, E., Schnall, B., Tis, J., Potter, B. (2014). Transfemoral amputations: is there an effect of residual limb length and orientation on energy expenditure? *Clinical orthopaedics and related research*, 472 (10), 3055-3061.
- Bonnet, X., Villa, C., Fode, P., Lavaste, F., Pillet, H. (2014). Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: Effect of walking velocity. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of engineering in medicine*, 228 (1), 60-66.
- Castro, M., Soares, D., Mendes, E., Machado, L. (2014). Plantar pressures and ground reaction forces during walking of individuals with unilateral transfemoral amputation. *American Academy of physical medicine and rehabilitation*, 6, 698-707.
- Cerqueira, A., Yamaguti, E., Mochizuki, L., Amadio, A., Serrão, J. (2013). Ground reaction force and electromyographic activity of transfemoral amputee gait: a case series. *Revista Brasileira de cineantropometria & desempenho humano*, 15 (1), 16-26.
- Devan, H., Carman, A., Hendrick, P., Hale, L., Ribeiro, D. (2015). Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower-limb amputation: Systematic review. *Journal of rehabilitation research and development*, 52(1), 1.
- Fatone, S., Dillon, M., Tillgles, R. (2014). Coronal plane socket stability during gait in persons with transfemoral amputation: Pilot study. *Journal of rehabilitation research and development*, 51(8), 1217.
- Furse, A., Cleghorn, W., Andrysek, J. (2011). Improving the Gait Performance of Nonfluid-Based Swing-Phase Control Mechanisms in Transfemoral Prostheses. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 58 (8), 2352-2359.
- Hagberg, K., Häggström, E., Brånemark, R. (2007). Physiological cost index (PCI) and walking performance in individuals with transfemoral prostheses compared to healthy controls. *Disability and rehabilitation*, 29 (8), 643-649.
- Hekmatfard, M., Farahmand, F., Ebrahimi, I. (2013). Effects of prosthetic mass distribution on the spatiotemporal characteristics and knee kinematics of transfemoral amputee locomotion. *Gait & posture*, 37(1), 78-81.
- Huff, A., Lawson, B., Goldfarb, M. (2012). A running controller for a powered transfemoral prosthesis. In *2012 Annual international conference of the engineering in medicine and biology society*, 4168-4171.
- Ingraham, A., Fey, P., Simon, M., Hargrove, J. (2016). Assessing the relative contributions of active ankle and knee assistance to the walking mechanics of transfemoral amputees using a powered prosthesis. *PLoS one*, 11 (1), 1-19.

- Mâaref, K., Martinet, N., Grumillier, C., Ghannouchi, S., André, M., Paysant, J. (2010). Kinematics in the terminal swing phase of unilateral transfemoral amputees: microprocessor-controlled versus swing-phase control prosthetic knees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(6), 919-925.
- Kaufman, K., Frittoli, S., Frigo, C. (2012). Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clinical Biomechanics*, 27 (5), 460-465.
- Keeken, G., Vrieling, H., Hof, L., Postema, K., Otten, B. (2012). Stabilizing moments of force on a prosthetic knee during stance in the first steps after gait initiation. *Medical engineering & physics*, 34 (6), 733-739.
- McGibbon, A. (2012). A biomechanical model for encoding joint dynamics: applications to transfemoral prosthesis control. *Journal of applied physiology*, 112 (9), 1600-1611.
- Morgan, J., Hafner, J., Kelly, E. (2015). The effects of a concurrent task on walking in persons with transfemoral amputation compared to persons without limb loss. *Prosthetics and orthotics international*, 40 (4), 490-496.
- Santos, J., Vargas, M., Melo, C. (2014). Nível de atividade física, qualidade de vida e rede de relações sociais de amputados. *Revista brasileira de ciência e movimento*, 22 (3), 20-26.
- Santos, K., Luz, S. (2015). Experiências na extensão Universitária: Reabilitação de Amputados. *Revista brasileira de educação médica*, 39 (4), 602-606.
- Schaarschmidt, M., Lipfert, W., Meier-Gratz, C., Scholle, C., Seyfarth, A. (2012). Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Human movement science*, 31 (4), 907-917.
- Shirota, C., Simon, M., Kuiken, A. (2015). Transfemoral amputee recovery strategies following trips to their sound and prosthesis sides throughout swing phase. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12 (1), 79.
- Tura, A., Rocchi, L., Raggi, M., Cutti, G., Chiari, L. (2012). Recommended number of strides for automatic assessment of gait symmetry and regularity in above-knee amputees by means of accelerometry and autocorrelation analysis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9 (1), 11.
- Vaz, I., Roque, V., Pimentel, S., Rocha, A., Duro, H. (2012). Caracterização psicossocial de uma população portuguesa de amputados do membro inferior. *Acta médica portuguesa*, 25 (2), 32-40.
- Wentink, E., Prinsen, E., Rietman, J., Veltink, P. (2013). Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10 (1), 1.

