



**Universidade Fernando Pessoa**  
www.ufp.pt

ESCOLA SUPERIOR DE SAÚDE  
LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA  
PROJECTO E ESTÁGIO PROFISSIONALIZANTE II

# **UTILIZAÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇA EM FISIOTERAPIA NA AMPUTAÇÃO DO MEMBRO INFERIOR**

Cláudia Sofia Martins Almeida  
Estudante de Fisioterapia  
Escola Superior de Saúde - UFP  
[20184@ufp.edu.pt](mailto:20184@ufp.edu.pt)

Maria Armanda Cabral  
Mestre Assistente  
Universidade Fernando Pessoa - FCS  
[mcabral@ufp.edu.pt](mailto:mcabral@ufp.edu.pt)

Porto, Fevereiro de 2012

## Resumo

A plataforma de força é uma ferramenta capaz de ser aplicada como meio de análise, na marcha e no equilíbrio, em indivíduos amputados do membro inferior, tentando alcançar uma correcta avaliação. **Objetivos:** demonstrar o conceito, importância e utilidade da plataforma de força na fisioterapia, como auxiliar na avaliação e estudo de défices do equilíbrio e da marcha em indivíduos amputados do membro inferior, tentando perceber de que forma é utilizada nas duas áreas mencionadas e que dados permitem obter. **Metodologia:** foi efectuada uma pesquisa bibliográfica através de livros e da Internet, nomeadamente na base de dados B-on, limitada entre 1996 e 2011, sendo seleccionados estudos de revisão sistemática e estudos controlados randomizados e não-randomizados sobre a plataforma de força na fisioterapia em amputados do membro inferior. **Resultados:** os estudos demonstraram que os indivíduos amputados do membro inferior apresentam alterações do equilíbrio e da marcha quando comparados com o grupo controlo. **Conclusão:** A plataforma de força mostrou-se uma ferramenta de medição importante para a avaliação do fisioterapeuta, capaz de fornecer dados preponderantes sobre a marcha e equilíbrio de indivíduos amputados.

**Palavras-chave:** plataforma de força na marcha, plataforma de força no equilíbrio, plataforma de força nos amputados, fisioterapia na amputação.

## Abstract

The force platform is a tool that can be applied as a means of analysis, in the gait and balance, on individuals with lower limb amputation, trying to reach a correct measure. **Objectives:** demonstrate the concept, importance and usefulness of the force platform in physiotherapy as an auxiliary in the evaluation and study of deficits of balance and gait in individuals with lower limb amputation, trying to understand how it is used in the two mentioned areas and which facts they allow to measure. **Methodology:** was made a literature search through books and the Internet, particularly in the database B-on, limited between 1996 and 2011, and were selected systematic review studies and randomized and non-randomized controlled studies about force platform in physical therapy on lower limb amputees. **Results:** the studies showed that individuals of lower limb amputees had changes in the balance and gait when compared with the control group. **Conclusion:** force platform proved to be an effective measuring tool to the evaluation of physiotherapist, capable to provide facts about gait and balance of individuals amputees.

**Keywords:** force platform gait, force platform balance, force platform in amputees, physiotherapy in amputation.

## **Introdução**

A procura de novas técnicas de avaliação que intervenham em patologias que afectem o equilíbrio, análise e compreensão da marcha e até com o objectivo de conduzir a formas de treino/tratamento eficazes, conduz à possibilidade de um diagnóstico mais preciso. Tal aspecto é alcançável pois a quantificação dos parâmetros medidos/avaliados é feita por meio de um sistema. O corpo humano é capaz de realizar diversas tarefas complexas, pelo que, se tornou evidente na comunidade científica, a evolução de equipamentos capazes de analisar essas tarefas ou capacidades. Surge assim a plataforma de força, ferramenta capaz de ser aplicada como meio de análise de fenómenos que anteriormente eram apenas observados (Urquiza et al., 2007). Os sistemas de avaliação que utilizam a plataforma de força têm uma aplicação extensa em diversas áreas, tais como: reabilitação, otorrinolaringologia, ortopedia, farmacologia, gerontologia, desporto, entre outras (Bastos et al., 2005).

Para melhor compreender a habilidade do ser humano, nomeadamente em controlar a postura e de que modo os diferentes factores interferem no controlo postural, bem como, o alcance do melhor diagnóstico de deficits, o seu estudo é fundamental (Duarte et al., 2010). A necessidade da existência de bancos de dados com registos dos padrões normais de marcha de cada população, feitos com equipamentos, possibilita uma avaliação mais exacta do grau de disfunção da marcha em situações patológicas, possibilitando o alcance de um tratamento mais eficaz (Chung 2000), como, por exemplo, na amputação do membro inferior. A amputação é caracterizada “(...) pela remoção de uma qualquer parte do corpo, derivado de trauma directo ou ainda através da realização de cirurgia como tratamento de várias patologias” (Crenshaw, 2009, *cit. in* Sebastião 2009), sendo uma condição em que se procura não só o desenvolvimento técnico de próteses, como também técnicos especializados na análise da marcha (Sebastião 2009).

Tendo em conta a importância da boa manutenção do controlo postural e da locomoção para o ser humano no seu dia-a-dia, o objectivo deste trabalho centra-se em demonstrar o conceito, importância e utilidade da plataforma de força na fisioterapia como auxílio na avaliação de défices do equilíbrio e da marcha em indivíduos amputados do membro inferior, tentando perceber de que forma é utilizada nas duas áreas mencionadas, que dados permitem obter e a sua influência na avaliação e no tratamento fisioterapêutico.

## **Metodologia**

Foi efectuada uma pesquisa bibliográfica, compreendida entre Novembro de 2011 e Janeiro de 2012, através de livros e da Internet, nomeadamente na base de dados B-on, com o intuito de encontrar artigos que possibilitassem fundamentar este trabalho. As palavras-chave utilizadas na pesquisa realizada foram: “plataforma de força na marcha”, “plataforma de força no equilíbrio”, “plataforma de força nos amputados”, “fisioterapia” “force platform gait”, “force platform balance”, “force platform in amputees”, “physiotherapy”. A pesquisa encontra-se limitada entre o ano de 1996 e o ano de 2011, tendo sido utilizado um total de dezanove artigos. Foram utilizados, dos dezanove artigos, seis, para a discussão de resultados, que obedeceram a alguns critérios de inclusão e exclusão.

**Crítérios de inclusão:** artigos experimentais randomizados e não-randomizados compreendidos entre 2000 e 2011, que utilizassem a plataforma de força no seu procedimento, que estudassem o equilíbrio e/ou a marcha em amostras de indivíduos amputados unilaterais do membro inferior com capacidade de marcha e permanência na posição ortostática, não dependentes de auxiliares de marcha, a amostra devia englobar indivíduos adultos entre os 20 e os 70 anos de idade, do sexo masculino e/ou feminino e a amputação tinha de ser caracterizada como transfemoral ou transtibial.

**Crítérios de exclusão:** estudos em animais, artigos anteriores ao ano 2000, que não utilizassem a plataforma de força no seu procedimento, amostras de indivíduos amputados com outros défices estruturais do membro inferior que não a amputação e incapazes de realizar marcha e permanecer na posição ortostática, dependentes de auxiliares de marcha, menores de 20 anos, amputados bilaterais do membro inferior, níveis de amputação que não transtibial e transfemoral.

## **Desenvolvimento teórico**

### **Plataforma de força**

A plataforma de força consiste em duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, interligadas por sensores de força e segundo o posicionamento destes últimos existem três tipos de plataformas em particular: plataforma com um único sensor no centro; plataforma triangular com sensores nos três cantos; e plataforma rectangular com sensores nos quatro cantos, sendo este modo o mais utilizado para a análise da marcha (Barela e Duarte 2011). Os sensores estão situados para medir os três componentes da força,  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  (em que  $x$ ,  $y$  e  $z$  são as direcções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente) e os três componentes do momento da força ou torque,  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ , agindo sobre a plataforma. Assim, por medirem seis grandezas físicas as plataformas são designadas como plataformas de seis componentes (Duarte et al., 2010).

A plataforma de força pode estar acoplada a um sistema, designado posturografia dinâmica computadorizada (PDC), que é um método de avaliação quantitativa e qualitativa que utiliza um sistema computadorizado (Novalo et al., 2008). A posturografia consiste num conjunto de técnicas que permitem avaliar quantitativamente a componente vestibulo-espinhal do equilíbrio postural e pode ser realizada em plataformas estáticas (estabilometria ou estatocinesiometria) e dinâmicas (posturografia dinâmica). A estabilometria avalia o equilíbrio na posição ortostática através da quantificação das oscilações corporais na PF. Tal envolve a monitorização dos deslocamentos do centro de pressão (CoP) nas direcções lateral (X) e ântero-posterior (Y). Geralmente os testes são aplicados sobre diferentes protocolos para a base de suporte, tal como: pés juntos, afastados, num só pé (Bastos et al., 2005). O instrumento mais utilizado para a avaliação postural é plataforma de força e a medida mais utilizada é o CoP (Duarte et al., 2010).

Existe ainda uma plataforma cujo sistema é composto por uma placa de força de 45cm x 1,50m para medir as forças verticais exercidas pelos pés do doente e quantifica as características da marcha enquanto o doente caminha. O facto de esta placa ser mais longa permite um maior treino motor (Duarte et al., 2010).

## **Plataforma de força vs equilíbrio**

Nas actividades da vida diária (AVD's) e até na prática de exercício físico e desporto, a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal é essencial para a correcta execução das mesmas (Duarte et al., 2010), sendo dependente de três sistemas principais: visual, vestibular e proprioceptivo (Bastos et al., 2005). Uma falha ou alteração num destes sistemas acarreta problemas no processamento do estímulo pelo sistema nervoso central, o que altera a reacção do indivíduo, podendo assim prejudicar a realização de tarefas e também conduzir a quedas.

O sistema vestibular é sensível às oscilações lineares e angulares, o sistema proprioceptivo permite, através de receptores, perceber a posição e a velocidade dos segmentos corporais e contacto com objectos externos e, por fim, o sistema visual permite captar as características do meio ambiente (Teixeira et al., 2010). O equilíbrio postural pode ser definido como “capacidade do ser humano em manter-se erecto e executar movimentos do corpo sem apresentar oscilações ou quedas”, sendo que, alterações na sua manutenção podem dar origem a vertigens, tonturas e desequilíbrios (Novalo et al., 2008). Um corpo está em equilíbrio mecânico quando o somatório de todas as forças (F) e momentos de força (M), que actuam sobre ele, é igual a zero; estas forças podem ser internas (perturbações fisiológicas, como o batimento cardíaco e a respiração ou geradas pela activação muscular necessária para a manutenção da postura) ou externas (força gravitacional e força de reacção do solo). As mesmas aceleram constantemente o corpo humano em todas as direcções, em torno do seu centro gravítico, assim sendo, do ponto de vista mecânico, o corpo nunca está em condição perfeita de equilíbrio (Duarte et al., 2010).

O controlo postural envolve duas vertentes: o equilíbrio estático (capacidade para exercer actividades e manter o corpo em equilíbrio em situações de repouso) e o equilíbrio dinâmico (capacidade para exercer actividades e manter o corpo em equilíbrio em situações de movimento, quando submetidos a diversos estímulos) (Teixeira et al., 2010).

A avaliação do equilíbrio pode ser qualitativa, pela observação, ou quantitativa, através do auxílio de instrumentos de medição (Duarte et al., 2010). Um dos testes que possibilita o diagnóstico ou conhecimento acerca da capacidade do indivíduo em manter

estabilidade corporal é a posturografia dinâmica computadorizada, que permite analisar reacções posturais secundárias ao deslocamento do centro de massa corporal (Novalo et al., 2008).

## **Plataforma de força vs marcha**

A plataforma de força está também envolvida na dinamometria, que consiste num método de medição dos mais conhecidos e utilizados, pois permite obter determinadas informações da dinâmica da marcha (Santos et al., 2007). A marcha humana “é um fenómeno complexo que requer a repetição de movimentos coordenados dos membros para locomover o corpo” (Chung 2000).

A análise da marcha subdivide-se em duas vertentes: clínica ou científica. A análise clínica aplica-se quando se pretende o estudo de determinado indivíduo e a científica quando se pretende o estudo dos efeitos de uma patologia sobre a marcha. A aplicação da análise da marcha dá-se nas seguintes áreas: pesquisa clínica, cirurgia ortopédica, medicina desportiva, medicina médica, medicina física e de reabilitação e fisioterapia, em que nesta última possibilita: “abordagem pré-tratamento, tomada da decisão terapêutica, avaliação pós-tratamento” (Saad et al., 1996).

Para a análise da marcha é necessário dominar alguns conceitos (Saad et al., 1996): cadência – “é o número de passos por minuto”; ciclo de marcha ou passada – “corresponde ao período entre o toque de calcanhar de um pé até ao próximo toque de calcanhar do mesmo pé”; passo – “é o período entre o toque de calcâneo de um pé e o próximo toque de calcâneo do outro pé”. Uma passada contém dois passos.

O ciclo da marcha é dividido em duas fases, a de apoio e a de balanço (Saad et al., 1996): fase de apoio, composta por: contacto inicial, resposta de carga, apoio médio, apoio terminal, desprendimento; e fase de balanço, composta por: balanço inicial, médio e final.

A mecânica do movimento envolve duas categorias: estática (estuda factores associados a sistemas sem movimento) e dinâmica (estuda os factores associados a sistemas com movimento), sendo que a dinâmica se subdivide em cinemática e cinética (Kreighbaum e Barthels, 1996, *cit. in* Nogueira 2005). Assim, existem dois termos a ter em

consideração na análise da marcha (Saad et al., 1996): cinemática “é o estudo de parâmetros têmporo-espaciais da marcha (como velocidade, ângulos articulares durante o movimento) ”; e cinética “é o estudo das forças envolvidas com o movimento (tanto as causadas por contracção muscular quanto as causadas por momentos inerciais)”.

Para a análise cinética são instaladas no piso plataformas de força, que dão informação acerca da pressão exercida pelo pisar, sendo o computador que calcula as forças que resultam desta pressão (Saad et al., 1996). Através da análise cinética são investigadas as forças internas e externas ao corpo humano durante a marcha. As forças internas são: forças reproduzidas pelo sistema muscular e transmitidas pelos tecidos corporais, as forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e as forças transmitidas através das áreas de contacto articular (Capozzo, 1984, *cit. in* Barela e Duarte 2010). Estas forças são transformadas em movimentação dos segmentos, que produzem o movimento. Por outro lado, as forças externas mais comuns são a força da gravidade, a força de reacção do solo (FRS) e as forças de resistência dos fluidos. São forças que representam as interacções físicas do corpo com o meio ambiente e que causam o movimento do corpo pelo espaço (Barela e Duarte 2011).

A força externa mais comumente investigada na análise da marcha é a FRS (Whittle, 2007, *cit. in* Barela e Duarte 2011). Em muitos estudos biomecânicos a FRS é uma das variáveis dinâmicas da marcha, como componente descritivo primário, que se procura descrever (Santos et al., 2007). A dinamometria abrange todos os tipos de medida de força e pressão, sendo as forças externas (forças de reacção transmitidas entre o corpo e o meio), forças mensuráveis e as internas (articulares e musculares) normalmente calculadas. As plataformas de força fornecem a FRS na superfície de contacto durante a fase de apoio (Urquiza et al., 2007). A FRS “é uma força que actua da superfície de contacto (solo) para o objecto (no caso, corpo humano) em que se está em contacto. Essa força é decorrente das acções musculares e do peso corporal transmitido através dos pés, e a direcção e magnitude da FRS equivalem exactamente à direcção e magnitude do movimento do centro de massa do corpo” (Meglan e Todd, 1994, *cit. in* Barela e Duarte 2011). Através das componentes da FRS e do momento de força obtém-se o centro de pressão (CoP) que é uma grandeza mecânica na análise do movimento humano, sendo definido, segundo Barela e Duarte (2011), como “o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte”. O CoP é uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma, que são identificadas em relação à orientação do indivíduo sobre a

plataforma: ântero-posterior e medio-lateral (Barela e Duarte 2011).

## **Amputação**

De acordo com Carvalho (*cit. in* Debastiani 2005), “amputação é uma palavra derivada do latim tendo o significado de *ambi* = ao redor de/em torno de e *putatio*= podar/retirar, sendo definido como a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro do corpo (...)”.

A amputação como forma tratamento de diversas patologias é a mais frequente, representando 74 % dos casos, já os factores traumáticos 23 % e as deformações congénitas 3%, no entanto, de acordo com Massada (*cit. in* Nogueira, 2005), em Portugal a causa mais frequente é a diabetes. O melhor acesso à saúde conduziu a uma redução das taxas de incidência de amputação por trauma ou causa cancerígena, no entanto, o número de amputações por doença vascular aumentou 27% nos últimos vinte anos (National Limb Loss Information Center, 2006, *cit. in* Sebastião 2009). De acordo com Debastiani (2005), verificou-se em estudos realizados entre 1988 e 1996, nos Estados Unidos, que as amputações por causas vasculares aumentaram de 38.30 por cada 1000.000 pessoas para 46.19 por cada 1000.000 habitantes, sendo que das 97% amputações do membro inferior: 25,8% são transfemorais e 27,6% transtibiais (Sebastião 2009). Segundo, Pastre et al., (2005), entre os níveis de amputação do membro inferior, a amputação transtibial é a mais frequente. Na ausência de um membro as próteses são os dispositivos destinados a essa condição e visam a substituição da função, composição e sustentação corporal, não desconsiderando, sempre que possível, a componente estética (Lianza, 1995, *cit. in* Debastiani 2005). Através da prótese, o individuo amputado do membro inferior, pode alcançar uma marcha normal, dependendo de algumas condições como: nível de amputação, componentes utilizados e alinhamento da prótese durante a sua confecção e treino (Lianza, 1995, *cit. in* Debastiani 2005).

Tendo em conta os achados Wilken e Marin (2009), os desvios da marcha observados nos amputados do membro inferior são: perda de actividade da geração torque, perda do feedback somatosensorial e da consciencialização da posição do membro, graus de liberdade adicionais resultantes da interface móvel entre o membro residual e o encaixe, dor, limitações dos dispositivos actuais das próteses e anomalias funcionais do membro contra-lateral. Estes factores podem ser minimizados ou compensados, com treino

adequado, cuidados com a prótese e motivação do paciente (Wilken e Marin 2009).

Na amputação transfemoral, principalmente, a necessidade de grande adaptação proprioceptiva é evidente, uma vez que há a falta do joelho e do tornozelo fisiológicos e dos respectivos músculos, o que conduz a um grande impacto a nível das capacidades funcionais do indivíduo, nomeadamente na marcha (Castro 2010). Além das alterações na marcha, a ausência de um dos membros inferiores conduz a alterações no equilíbrio postural, existindo nestes indivíduos um risco de quedas aumentado (Debastiani 2005). Assim, constata-se que existe a necessidade de uma correcta avaliação, quer da marcha quer do equilíbrio no indivíduo amputado do membro inferior, de modo a averiguar os seus défices e traçar as melhores estratégias de tratamento para alcançar a máxima funcionalidade, sendo que tal pode ser analisado e estudado através da plataforma de força, como já referido.

### **Fisioterapia no amputado**

O fisioterapeuta faz parte da equipa multidisciplinar que intervém no programa de reabilitação do amputado, desempenhando um papel fundamental na reeducação funcional, acompanha e trata também o paciente em todas as fases de recuperação desde o pré e pós-operatório, na educação de mobilidade pré e pós-protética e na manutenção da funcionalidade músculo-esquelética. No planeamento do tratamento são diversos os factores a ter em conta: presença de múltiplas afecções, independência funcional, autonomia, idade avançada, etiologia e nível de amputação, tempo de evolução entre a amputação e o início da reabilitação.

A cinesioterapia é uma das técnicas fisioterapêuticas inseridas no tratamento desde o pré e pós-operatório imediato até ao treino da marcha com o uso da prótese, que reproduz sinais de melhora funcional dos músculos e articulações do membro não afectado e do membro amputado, cujo treino deve ser feito com uma avaliação prévia do fisioterapeuta (Pastre el atl., 2005). Deste modo a plataforma de força surge como um meio de avaliação que permite alcançar dados precisos e específicos para a elaboração o tratamento de acordo com as características de cada indivíduo, quer na marcha como no equilíbrio.

## **Discussão de resultados**

Neste presente estudo procurou-se analisar que dados a plataforma de força permite avaliar e alcançar em indivíduos amputados transfemorais e transtibiais, na marcha e no equilíbrio, de modo a melhor compreender as suas alterações na tentativa de alcançar a melhor estratégia de reabilitação. As amostras incluídas nos estudos utilizados estão compreendidas entre um mínimo três indivíduos e um máximo trinta e cinco, havendo uma predominância do sexo masculino nas amostras. Os indivíduos que constituíam os grupos controlo de cada estudo foram caracterizados como saudáveis. Dois dos artigos estudaram a amputação transtibial, um na marcha e o outro no equilíbrio, verificando-se o mesmo para a amputação transfemoral. Um dos artigos inclui ambos os níveis de amputação do membro inferior para analisar a sua marcha.

A amputação altera o padrão de movimento do indivíduo, o que pode resultar numa menor sobrecarga do membro protetizado, o que é consistente com os resultados obtidos no estudo de Rodrigues (2011), em que se verificou que a componente vertical da Força de Reacção ao Solo (FRS), durante a marcha, é menor no membro protetizado do que no membro contra-lateral; constatou-se ainda que as mudanças de alinhamento protético não alteram o comportamento da FRS. O aumento da sobrecarga no membro remanescente pode compromete-lo, pelo que se verificou que existe uma compensação pela perda funcional de uma ou mais articulações, através do aumento da solicitação do membro remanescente, tendo como resultados um aumento de amplitudes articulares, de geração e absorção de energia deste, relativamente ao grupo controlo. No entanto, é de notar que estes resultados foram atribuídos em parte às próteses utilizadas, mas principalmente à adaptação mecânica dos amputados (Nolan e Lees 2000). Irão existir, portanto, de acordo com Sebastião (2009), diferenças entre o membro amputado e o membro remanescente relativamente às variáveis cinéticas na marcha, nomeadamente: diferenças significativas nas variáveis de mínimo e máximo da componente antero-posterior da FRS, do impulso e da duração da fase de apoio, que se mostraram superiores no membro remanescente. Tendo em conta o autor, o resultado na componente antero-posterior da FRS está relacionado com o tipo de prótese de pé utilizado por cada sujeito, o que não permite uma desaceleração adequada e uma impulsão na fase final, sendo que o aumento da duração da fase de apoio pode ser resultado da tentativa de controlar a colocação do membro amputado no solo. Assim estes dados permitem perceber as diferenças existentes entre o membro amputado e o

membro remanescente, durante a marcha, podendo ainda auxiliar na elaboração de próteses que permitam contornar estas diferenças (Sebastião 2009).

Também no estudo de Castro (2010) verificou-se que existe uma maior duração da fase de apoio no membro remanescente do que no membro amputado e que esta fase teve menor duração no grupo controlo quando comparada com o membro amputado e membro remanescente; houve um maior deslocamento médio-lateral do centro de pressão (CoP), possivelmente, segundo o autor, devido a um maior deslocamento superior do centro de massa global devido à necessidade de bloquear o joelho em extensão máxima. Tais resultados indicam sobrecarga do membro remanescente e consequentemente esta é menor no membro protetizado, o que vai ao encontro dos resultados do estudo de Rodrigues (2010). Este comportamento assimétrico torna-se prejudicial para o indivíduo a nível músculo-esquelético, pelo que se deve tentar reverter este quadro através da prevenção, da reabilitação e do desenvolvimento das próteses. É de notar que, como referido no estudo de Castro (2010), a marcha de um amputado transtibial é diferente da marcha de um amputado transfemoral, pois a amputação transfemoral, principalmente, apresenta uma necessidade de grande adaptação proprioceptiva, tendo em conta que uma vez que há a falta do joelho e do tornozelo fisiológicos e dos respectivos músculos, ocorre um grande impacto a nível das capacidades funcionais do indivíduo, nomeadamente na marcha

A adaptação dos amputados do membro inferior, no equilíbrio foi outra capacidade avaliada, tendo-se verificado no estudo de Noval (2010), que a velocidade de oscilação corporal foi maior no grupo de amputados quando comparado com o grupo controlo, o que demonstra instabilidade corporal nos amputados. Por outro lado, existem diferenças em amputados (devido doença aterosclerótica) experientes com a prótese ou utilizadores iniciantes, na procura por estratégias de adaptação no equilíbrio. No estudo de Mayer et al. (2010), verificou-se que os utilizadores iniciantes apresentaram 27,8% melhor oscilação corporal quando de pé sobre as duas pernas do que os amputados experientes com a prótese. Nos utilizadores iniciantes não se verificaram diferenças significativas ao ficar sobre a perna não afectada e sobre ambas, já nos amputados experientes com a prótese todas as variáveis da estabilidade postural foram melhores ao ficar de pé sobre a perna não afectada comparando com o ficar de pé sobre ambas as pernas. A distribuição do peso foi maior nos utilizadores iniciantes comparando com os amputados experientes

com a prótese, sendo referido para este resultado, que existe uma variabilidade individual muito elevada nos dois grupos, essencialmente nos amputados experientes com a prótese. A área de oscilação postural, permanecendo na perna não afectada, foi menor nos utilizadores iniciantes comparando com os amputados experientes com a prótese. Neste estudo é de notar alguns parâmetros essenciais à compreensão dos resultados obtidos, nomeadamente: ocorre uma adaptação inicial no controlo do equilíbrio antes da amputação, pois a aterosclerose provoca muita dor no membro afectado conduzindo a distúrbios funcionais neste membro. Tal facto pode justificar a capacidade dos utilizadores iniciantes de prótese em obter melhores resultados ao ficar sobre o membro remanescente, uma vez que a estratégia usada antes da amputação para manter o equilíbrio sobre o membro remanescente, protegendo o afectado, fazia com que os indivíduos se sentissem mais seguros sobre um membro (remanescente) do que em ambos, mesmo após a amputação e com o uso da prótese. No entanto, foi considerada a existência de uma segunda adaptação, que compreende o período após a familiarização e o uso regular da prótese, pois os indivíduos já se sentem mais capazes de distribuir simetricamente o peso corporal pelos dois membros, o que pode explicar a boa capacidade dos utilizadores experientes com a prótese em manter a postura ortostática bipodal. Este estudo permitiu compreender que é necessário conhecer a causa da amputação, uma vez que se obtêm informações importantes acerca das características funcionais do amputado, que poderão estar associadas à causa que levou à amputação.

Verificou-se então, que nos estudos com grupo controlo, os indivíduos pertencentes a este grupo e portanto, saudáveis, apresentam um maior domínio corporal do que os indivíduos amputados, que tendem a sobrecarregar o membro remanescente como estratégia de adaptação na marcha, verificando-se nos estudos uma menor FRS, menor duração da fase de apoio, alterações do impulso no membro amputado. O aumento de geração e absorção de energia, bem como o aumento da amplitude articular no membro remanescente, demonstra que este tende a ser sobrecarregado.

Também no equilíbrio os indivíduos amputados apresentam diferenças significativas em relação ao grupo controlo, pelo que são necessárias estratégias de adaptação que permitam ao indivíduo alcançar um maior controlo postural.

No entanto, na realização deste estudo algumas limitações foram encontradas, nomeadamente: o estudo de Sebastião (2009) apenas refere a existência de grupo controlo mas não são expostos resultados nem feitas comparações entre este e o grupo de amputados, e o estudo de Rodrigues (2011) não inclui grupo controlo, impossibilitando também comparação de resultados.

Passamos a apresentar as tabelas com os artigos escolhidos para discussão dos resultados.

Tabela 1 – Artigos escolhidos para discussão de resultados.

Autor/demografia	Objectivos do estudo	Tipo de intervenção/follow-up	Resultados
<p>Rodrigues (2011) Total (n=3) Grupo I (n=3) Idade Média: 40 anos</p> <p>Nível de amputação: transtibial</p>	<p>Analisar a influência do alinhamento do pé protético no plano sagital sobre a componente vertical de Força de Reacção do Solo (FRS) durante a marcha de amputados transtibiais.</p>	<p>Os três indivíduos foram orientados a caminhar, em velocidade natural de marcha, sobre uma pista que possuía no seu centro uma plataforma de força, sob quatro condições de alinhamento do pé protético:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Alinhamento ideal (feito pelo protético responsável);</li> <li>2. Aumento de cinco graus de dorsiflexão;</li> <li>3. Retorno para o alinhamento ideal e novamente aumento de 5° de flexão plantar;</li> <li>4. Retorno ao alinhamento ideal.</li> </ol> <p>Foram realizados seis registos do membro inferior protetizado e seis do contra-lateral, nos quatro diferentes alinhamentos, totalizando vinte e quatro apoios de cada perna.</p>	<p>- A taxa de crescimento da componente vertical da FRS foi menor no membro inferior protetizado do que no contra-lateral em todas as condições testadas.</p> <p>- As mudanças de alinhamento protético realizadas não alteram o comportamento da variável estudada, contudo a amputação é um factor que altera o padrão do movimento resultando na menor sobrecarga do membro protetizado.</p>
<p>Sebastião (2009) Total (n=10) Grupo I (n=10) M/F: 9/1 Idade Média: GI – 53± 16,23 anos</p> <p>Nível de amputação: transfemoral</p> <p>(Apesar deste estudo apresentar os resultados apenas do grupo de amputados, o trabalho completo do grupo de investigação compreende de um grupo controlo de indivíduos saudáveis).</p>	<p>Comparar variáveis cinéticas na marcha de indivíduos amputados transfemorais, nomeadamente a Força de Reacção ao solo (FRS), duração do tempo de apoio e impulso.</p>	<p>O protocolo de aplicação consistiu em duas etapas:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Estática: o indivíduo foi solicitado a permanecer durante 10 segundo na posição ortostática sobre a plataforma de pressão (que se encontrava sobre a plataforma de força), de modo a avaliar o deslocamento do centro de pressão e projecção da FRS.</li> <li>- Dinâmica: sequências de marcha ao longo de uma distância de oito metros de comprimento com um único apoio sobre a plataforma de força, realizando três passadas validas e consecutivas, para cada membro analisado.</li> </ul>	<p>- Foram encontradas diferenças significativas nas variáveis de mínimo e máximo da componente antero-posterior da FRS, do impulso e da duração da fase de apoio, sendo superior no membro remanescente.</p> <p>- Foram apresentados valores de assimetria, para todas as variáveis entre membro amputado e membro remanescente.</p>

Tabela 2 – Artigos escolhidos para discussão de resultados.

<p>Nolan e Lees (2000) Total (n=18) Grupo I (n=8) / Grupo controlo (n= 10) Grupo I - M/F: 4/4 Idade média Grupo I: 19-48 anos Idade média Grupo controlo: 28,8 anos</p> <p>Grupo controlo: indivíduos saudáveis</p> <p>Nível de amputação: transfemoral e transtibial</p>	<p>Investigar as exigências sobre o membro não afectado, em termos articulares e suas capacidades, em amputados transtibiais e transfemorais activos em comparação com um grupo controlo.</p>	<p>Os indivíduos andaram, <math>1.2\text{ms}^{-1}</math>, ao longo de uma pista, enquanto dados cinemáticos de ambos os membros, o não afectado e o protetizado, e dados cinéticos apenas do membro são, eram recolhidos. Uma câmara foi usada para filmar os indivíduos andando, no plano sagital, simultaneamente a plataforma de força de Kistler recolhia dados de força. Foram colocadas três luzes de tempo a 2 metros de distância, para registar a velocidade da marcha. Cada individuo tinha que perfazer três testes válidos. Foram colocados marcadores de fita negra no 5º metatarso, no calcâneo, no maléolo lateral, no côndilo femoral lateral, no grande trocânter, acrómio, epicôndilo lateral do úmero e no processo estilóide.</p>	<p>- Nos amputados verificou-se uma compensação, pela perda funcional de uma ou mais articulações, através do aumento dos movimentos articulares e produção de energia do membro não afectado, comparando com o grupo controlo.</p> <p>No membro não afectado verificou-se que:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- a amplitude de movimento do tornozelo, o pico de dorsiflexão e a geração de energia estavam aumentadas;</li> <li>- no joelho, que a geração de energia durante, o momento extensor e a absorção de energia, estavam aumentadas;</li> <li>- na anca, que o momento extensor e a absorção de energia e o momento flexor da anca e a geração de energia estavam aumentadas.</li> </ul>
<p>Castro (2010) Total (n=35) Grupo I (n=14) / Grupo controlo (n= 21) Grupo I - M/F: 13/1 Gupo controlo - M/F: 6/15 Idade média Grupo I: <math>56,7 \pm 11,74</math> anos Idade média Grupo controlo: <math>68,3 \pm 9,4</math> anos</p> <p>Grupo controlo: indivíduos saudáveis</p> <p>Nível de amputação: transfemoral</p>	<p>Caracterizar a distribuição das forças e pressões plantares, bem como a Força de Reacção do Solo (FRS) e o centro de pressão (CoP) durante a marcha de pessoas com amputação transfemoral (grupo I); apresentar valores de referência relativos ao padrão normal por meio de um grupo de pessoas sem amputação; e comparar os dados referentes ao membro amputado e membro remanescente entre si e com os dados obtidos no grupo controlo.</p>	<p>Utilizou-se uma plataforma de pressão e uma plataforma de forças piezoelétrica posicionadas no centro de uma pista de oito metros, sendo calculadas as três componentes da FRS e os parâmetros relativos ao CoP ao longo da fase de apoio; bem como as forças e pressões plantares em seis regiões: ante-pé medial e lateral, médio-pé medial e lateral e retro-pé medial e lateral.</p> <p>Os indivíduos caminharam, com o seu calçado, a uma velocidade auto-seleccionada ao longo da pista e realizaram no mínimo três passos antes e depois de pisar a plataforma. Foram validados três testes para avaliar o membro amputado, o remanescente e a perna direita do grupo controlo.</p>	<p>Durante a marcha de pessoas com amputação transfemoral, foi encontrado:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Um padrão assimétrico das forças e pressões plantares, da FRS e do CoP;</li> <li>- Maior deslocamento médio-lateral do CoP no membro remanescente comprando com membro amputado e com o grupo controlo;</li> <li>- Maior duração da fase de apoio do membro remanescente comprando com o membro amputado;</li> <li>- A duração da fase de apoio do grupo controlo apresentou menores valores quando comparada com a dos membros amputado e remanescente;</li> <li>- Tanto o membro amputado como o membro remanescente apresentam um padrão diferente do grupo controlo;</li> <li>- A maior parte das variáveis indica sobrecarga do membro remanescente.</li> </ul>

Tabela 3 – Artigos escolhidos para discussão de resultados.

<p>Novak (2010) Total (n=28) Grupo I (n=14) / Grupo controlo (n= 14) Grupo I - M/F: 10/4 Grupo controlo - M/F: 3/11 Idade média Grupo I: 60 ± 10 anos Idade média Grupo controlo: 60 ± 10 anos</p> <p>Grupo controlo: indivíduos saudáveis</p> <p>Nível de amputação: transtibial</p>	<p>Avaliar a distribuição plantar e o equilíbrio postural ortostático de indivíduos com amputações transtibiais unilaterais protetizados, através da análise de parâmetros estabilométricos.</p>	<p>Foi utilizada uma plataforma de força do sistema de análise Footwork que permite análise estabilométrica da descarga de pressão e tempo de contacto do pé com o solo na posição erecta estática e uma análise baropodométrica que mensura e compara as pressões desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar em ortostatismo.</p> <p>Os indivíduos foram avaliados quanto à sua distribuição plantar, através da baropodometria, avaliação do equilíbrio pelo exame estabilometria, realizados simultaneamente. Para a análise sobre a plataforma foi utilizada a massa corporal do indivíduo juntamente com o peso da prótese. Os voluntários foram instruídos a usar roupa confortável e sem calçado. Deviam em postura erecta restrita, com os pés ligeiramente separados, com os braços alinhados ao longo do corpo e com o olhar num ponto fixo na parede a um metro de distância, na altura da região glabellar de cada indivíduo. Todos os registos foram realizados no total de 30 segundos.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Foram observadas respostas posturais distintas entre os indivíduos do Grupo I e Grupo controlo, para a velocidade de oscilação e deslocamento radial quando comparado com o membro não amputado e o grupo controlo de forma significativa.</li> <li>- A velocidade de oscilação corporal do Grupo I maior do que a do Grupo controlo, sendo que o membro remanescente apresenta maior velocidade que o membro amputado.</li> <li>- O deslocamento radial corporal do Grupo I e do Grupo controlo não apresentam diferenças significativas.</li> <li>- Os amputados transtibiais que utilizam próteses apresentam uma maior velocidade de oscilação, sugerindo que utilizam estratégias comportamentais diferenciadas para restabelecer o equilíbrio.</li> </ul>
<p>Mayer et al. (2010) Total (n=28) Grupo I (n=10) / Grupo II (n= 18) Grupo I - M/F: 8/2 Grupo II - M/F: 12/6 Idade média Grupo I: 61,1 anos Idade média Grupo II: 64,8 anos</p> <p>Nível de amputação: transtibial</p>	<p>Analisar as estratégias de adaptação no equilíbrio na amputação transtibial unilateral, devido a aterosclerose, em amputados experientes no uso da prótese (Grupo I) e em amputados recentemente protetizados (Grupo II).</p>	<p>Foi utilizado o teste da estabilidade postural. Durante o teste os pacientes apresentavam roupas confortáveis e usavam o seu próprio calçado nos dois pés com uma altura similar; tinham que permanecer de pé, sobre a plataforma de força, com os pés à largura da anca, concentrando-se no alvo localizado na parede, ao nível dos olhos, a dois metros de distância. Os registos foram realizados durante 20 segundos.</p> <p>A estabilidade postural foi também avaliada com os indivíduos apoiados numa perna, com os braços na vertical, sendo feitas duas repetições, com 2-3 minutos de descanso entre estas.</p>	<p>Postura ortostática sobre duas pernas:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- O deslocamento antero-posterior e médio-lateral do centro de pressão (CoP) foi melhor no Grupo II comparando com o Grupo I;</li> <li>- O deslocamento antero-posterior foi melhor do que o deslocamento médio-lateral no Grupo I e quase idênticos no Grupo II;</li> </ul> <p>Postura ortostática sobre uma perna:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- O deslocamento antero-posterior e médio-lateral do CoP foi melhor no grupo II comparando com o Grupo I;</li> <li>- O deslocamento antero-posterior foi melhor do que o deslocamento médio-lateral no Grupo I e quase idênticos no Grupo II.</li> <li>- No Grupo I todas as variáveis da estabilidade postural foram melhores ao ficar de pé sobre a perna não afectada comparando com o ficar de pé sobre ambas as pernas.</li> <li>- No grupo II não se verificaram diferenças significativas ao ficar sobre a perna não afectada e sobre ambas.</li> <li>- Grupo II vs Grupo I demonstrou 27,8% melhor oscilação postural, na postura bilateral.</li> <li>- A distribuição do peso foi maior no Grupo II comparando com o Grupo I.</li> <li>- A área de oscilação postural, permanecendo na perna não afectada, foi menor no grupo II comparando com o Grupo I.</li> </ul>

## **Conclusão**

A necessidade de perceber as alterações nos indivíduos amputados do membro inferior, na marcha e no equilíbrio, exige a existência de técnicas de avaliação eficientes que forneçam dados importantes, com o intuito de alcançar o melhor tratamento fisioterapêutico, obtendo assim uma maior funcionalidade e adaptação às exigências que se atravessam no dia-a-dia do amputado.

Diversos parâmetros devem ser considerados na amputação do membro inferior: alinhamento da prótese, exigências sobre o membro afectado, causa e nível de amputação e características individuais. Os indivíduos amputados tendem a sobrecarregar o membro remanescente, o que poderá conduzir a afecções do sistema músculo-esquelético, alterando conseqüentemente a marcha e equilíbrio devido às assimetrias existentes, daí a importância de conhecer todos os défices do indivíduo, com o objectivo de os contornar.

Nos resultados dos estudos utilizados, a plataforma de força mostrou-se uma ferramenta de medição eficaz, fornecendo dados importantes sobre a marcha e equilíbrio de indivíduos amputados do membro inferior, permitindo chegar a conclusões acerca das alterações nestes, devendo assim ser considerado um bom meio de diagnóstico. A plataforma de força pode complementar o processo de avaliação e reavaliação do fisioterapeuta, auxiliando a construção do plano de tratamento e permitindo verificar a progressão do indivíduo na recuperação.

Mais estudos deveriam ser feitos nesta área com o intuito de alcançar maior conhecimento acerca da funcionalidade do amputado do membro inferior, em diferentes ambientes, tal como: na execução de tarefas do dia-a-dia, no ambiente laboral, na prática de desporto e na adaptação a tarefas de casa, pois permitirá adaptar o tratamento à condição diária do paciente.

## **Bibliografia**

Barela, A. e Duarte, M. (2011). Utilização da plataforma de força para a aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Brazilian Journal of Motor Behavior*. Volume 6, número 1, pp. 56-61.

Bastos, A. et al. (2005). Avaliação de pacientes com queixa de tontura e eletroneistagmografia normal por meio de estabilometria, *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*. Volume 71, número 3, pp. 305-310.

Capozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *In: Barela, A. e Duarte, M. (2011). Utilização da plataforma de força para a aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana, Brazilian Journal of Motor Behavior*. Volume 6, número 1, pp. 56-61.

Carvalho, J. A. (2003). Amputações de membros inferiores. *In: Debastiani, J. (2005). Avaliação do equilíbrio e da funcionalidade em indivíduos com amputação de um membro inferior protetizados e reabilitados*. Dissertação de monografia, Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Cascavel, Brasil.

Castro, M (2010). *Análise das forças e pressões plantares durante a marcha de pessoas com amputação transfemoral*. Dissertação de mestrado, Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, Porto, Portugal.

Chung, T. (2000). Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino, *Revista Acta Fisiátrica*. Volume 7, número 2, pp 61-67.

Crenshaw, A. H. (1996). Cirurgia ortopédica de Campbell. *In: Sebastião, R. (2009). Análise cinemática da marcha: estudo comparativo entre membro amputado e membro remanescente de amputados transfemorais*. Dissertação de monografia, Universidade de Desporto do Porto, Porto, Portugal.

Debastiani, J. (2005). *Avaliação do equilíbrio e da funcionalidade em indivíduos com amputação de um membro inferior protetizados e reabilitados*. Dissertação de monografia, Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Cascavel, Brasil.

Duarte, M. et al., (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio, *Revista Brasileira de Fisioterapia*. Volume 14, número 3, pp.183-192.

Kreighbaum, E. e Barthels, K. (1996). Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement. In: Nogueira, A. (2005). *Análise da marcha de amputados transtibiais em subida de rampa, para três níveis de inclinação*. Dissertação de mestrado, Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física, Porto, Portugal.

Lianza, S. (1995). Medicina de Reabilitação. In: Debastiani, J. (2005). *Avaliação do equilíbrio e da funcionalidade em indivíduos com amputação de um membro inferior protetizados e reabilitados*. Dissertação de monografia, Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Cascavel, Brasil.

Massada, L. (2005). Comunicação privada. In: Nogueira, A. (2005). *Análise da marcha de amputados transtibiais em subida de rampa, para três níveis de inclinação*. Dissertação de mestrado, Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física, Porto, Portugal.

Meglan, D. e Todd, F. (1994). Kinetic of human locomotion. In: Barela, A. e Duarte, M. (2011). Utilização da plataforma de força para a aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana, *Brazilian Journal of Motor Behavior*. Volume 6, número 1, pp. 56-61.

Mayer, A. et al. (2010). Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: a randomized controlled study, *BioMed Central musculoskeletal disorders*. Volume 12, número 118, pp. 1-7.

National Limb Loss Information Center (2006). Amputation Statistics by cause: limb loss. In: Sebastião, R. (2009). *Análise cinemática da marcha: estudo comparativo entre membro amputado e membro remanescente de amputados transfemorais*. Dissertação de monografia, Universidade de Desporto do Porto, Porto, Portugal.

Nolan, L. e Lees, A. (2000). The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees, *Prosthetics and Orthotics International*. Volume 24, pp.117-125.

Novalo, E. et al. (2008). Posturografia Dinâmica Computorizada: Avaliação Quantitativa de Pacientes com Vestibulopatia Tratados por Meio de Reabilitação Vestibular, *Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia*. Volume 12, número 2, pp.253-257.

Novak, V. (2010). *Análise da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio em indivíduos com amputações unilaterais por meio de parâmetros baropodométricos e estabiliométricos*. Dissertação de mestrado, Universidade do Vale do Paraíba. São Paulo, Brasil.

Pastre, C. et al. (2005). Fisioterapia e amputação transtibial, *Arquivo Ciências Saúde*. Volume 12, número 2, pp. 120-124.

Rodrigues, D. (2011). Análise da influência do alinhamento do pé protético na marcha de amputados transtibiais., *Revista Unopar Científica Ciências Biológicas e da Saúde*. Volume 13, número 3, pp. 175-180.

Saad, M et al., (1996). Técnicas de análise da marcha, *Acta Fisiátrica*. Volume 3, número 2, pp. 23-26.

Santos, J. et al., (2007). Análise das variáveis cinéticas da marcha em duas diferentes velocidades, *Revista Tecnicouro*. Número 226, pp. 46-49.

Sebastião, R. (2009). *Análise cinemática da marcha: estudo comparativo entre membro amputado e membro remanescente de amputados transfemorais*. Dissertação de monografia, Universidade de Desporto do Porto, Porto, Portugal.

Teixeira et al. (2010). A influência dos sistemas sensoriais na plataforma de força: estudo do equilíbrio corporal em idosos com e sem queixa de tontura, *Revista Atualização Científica em Fonoaudiologia e Educação*. Volume 12, número 6, pp. 1025-1032.

Urquiza, M et al. (2007). *Plataforma de força tridimensional para análises biomecânicas e cinesiológicas*. Volume 1, número 1.

Wilken, J. e Marin, R. (2009). Gait analysis and training of people with limb loss. *In*: Pasquina, P. (Ed). *Care of the Combat Amputee*. Whashington, Senior Editors, pp. 535-552.