

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto  
Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial -  
Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental

## Relatório Interno

# Estudo de Soluções Comerciais para Análise Clínica da Pressão Plantar

Daniela Sofia S. Sousa  
João Manuel R. S. Tavares

Trabalho realizado no âmbito do projecto:

**ACTIDEF - Avaliação Computacional e Tecnológica Integrada do Desempenho  
e Funcionalidade de Cidadãos com Incapacidades Músculo-esqueléticas**

**Parceria CRPG / FEUP / INEGI / INEB.  
Financiado pelo programa POS-Conhecimento.**



Abril 2006



## **Resumo**

O presente relatório pretende apoiar a decisão do *CRPG* – Centro de Reabilitação Profissional de Gaia, na escolha de um sistema de aquisição e análise das pressões plantares para o estudo clínico da marcha em indivíduos com limitações nos membros inferiores.

## **Abstract**

This report aims to support *CRPG* – Centro de Reabilitação Profissional de Gaia in the selection of a commercial system for plantar pressure analyses for clinical analysis of human gait namely of person whose low members have some type of incapacity.



# Índice

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>7</b>
<b>2. TECNOLOGIAS DE MEDIÇÃO .....</b>	<b>7</b>
2.1 CARACTERÍSTICAS DESEJÁVEIS .....	8
2.2 PRINCÍPIOS DE MEDIÇÃO .....	11
2.3 CONFIGURAÇÃO DOS SENSORES .....	12
<b>3. PROTOCOLOS DE MEDIÇÃO .....</b>	<b>14</b>
3.1 VARIÁVEIS DE INTERESSE NO ESTUDO CLÍNICO DE PRESSÕES PLANTARES .....	14
3.2 CONTROLO DOS FACTORES ANTROPOMÉTRICOS E CINEMÁTICOS INTERVENIENTES NA VARIAÇÃO DA PRESSÃO.....	15
<b>4. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS.....</b>	<b>16</b>
<b>5. LISTA DE EMPRESAS CONSULTADAS.....</b>	<b>16</b>
<b>6. PERFORMANCE DE SOLUÇÕES BAROMÉTRICAS DISPONÍVEIS NO MERCADO.....</b>	<b>18</b>
6.1 INFORMAÇÃO COMERCIAL.....	19
6.1.1 <i>Hardware</i> .....	19
6.1.2 <i>Software</i> .....	20
6.1.3 <i>Proposta Comercial</i> .....	20
6.2 REVISÃO DA LITERATURA .....	20
<b>7. DISCUSSÃO .....</b>	<b>31</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>33</b>



## 1. Introdução

A amplitude e a distribuição das forças de reacção, estáticas e dinâmicas, resultantes do contacto com o solo, reflectem o estado estrutural e funcional do pé [Han, 1999]. Para a medição destas forças usam-se plataformas de força e/ou dispositivos de aquisição da pressão. As plataformas de força têm como principal vantagem [Rosenbaum, 1997] a possibilidade de adquirirem todas as componentes da força de reacção; no entanto, descrevem o efeito total da carga entre o sujeito e a superfície de contacto. Por outro lado, os sensores de pressão, embora traduzam apenas a componente da força de reacção normal ao plano de medição, permitem uma análise pormenorizada da distribuição das forças na planta do pé para uma dada região de contacto.

A pressão plantar [Orlin, 2000] pode ser utilizada na detecção, tratamento e seguimento clínico de problemas nos membros inferiores causados por disfunções músculo-esqueléticas, neurológicas, etc. Também é útil na investigação da postura dos membros inferiores em actividades como o desporto, dança, etc.

Este documento tem como objectivo principal a identificação de sistemas comerciais para a medição e a análise estática/dinâmica da pressão plantar que melhor se adaptem às actuais necessidades do *CRPG – Centro de Reabilitação Profissional de Gaia* para o estudo clínico da marcha. Assim, primeiramente é apresentada uma introdução aos conceitos fundamentais da barometria e são destacados os requisitos mínimos necessários a uma efectiva aquisição e análise clínica das pressões plantares. Seguidamente, são apresentadas várias soluções comerciais disponíveis no mercado e, após a selecção de algumas, as mesmas são caracterizadas quanto às especificações mínimas previamente definidas. Por fim, discutem-se as vantagens e desvantagens das soluções comerciais observadas mais em detalhe, e sugerem-se os fabricantes para a plataforma de força e para as palmilhas que nos revelam um desempenho mais interessante para a análise clínica da marcha.

## 2. Tecnologias de Medição

Para a selecção da tecnologia de medição da pressão plantar, deve-se ter em atenção as especificações técnicas do sistema de medição que melhor satisfazem os requisitos da aplicação em causa. Para tal, é necessário compreender os conceitos por detrás de cada parâmetro usado para a classificação da performance da respectiva tecnologia, e compreender para cada parâmetro o desempenho mínimo necessário à medição da pressão plantar durante a marcha.

Além da introdução das especificações técnicas desejáveis para a barometria da marcha, é também abordada, nesta sessão, a influência do princípio de medição e da configuração dos diferentes sensores na qualidade de resposta do sistema de medição.

## 2.1 Características Desejáveis

Segundo [Orlin, 2000], as características a ter em conta aquando da selecção de um sistema para medição da pressão plantar são: a resolução, a frequência de amostragem, a fiabilidade e a calibração. Já de acordo com [Andrews, 2004], a tecnologia de medição deve ser fiável, exacta, precisa, durável e a um preço reduzido. Neste documento optou-se por este último conjunto de propriedades para a avaliação da performance da tecnologia de medição.

A fiabilidade (*reability*) mede a capacidade de um sistema de medição cumprir os requisitos de operação especificados durante um determinado período de tempo e sob as condições de funcionamento pré-estabelecidas. Os requisitos de operação de um determinado sistema de medição podem ser globalmente expressos através da exactidão (*accuracy*) e da precisão (*precision*). A exactidão tem a ver com a proximidade do valor medido ao valor real da grandeza. Esta característica é geralmente apresentada sob a forma do erro máximo relativo em percentagem. A precisão (*precision*) [Kulite, 2006] está relacionada com a replicação dos resultados perante condições de medição idênticas. Assim, a precisão é sinónima de repetibilidade (*repeatability*), e pode ser quantificada estatisticamente pelo desvio padrão. Estas duas propriedades são afectadas por [Rosenbaum, 1997]: frequência de amostragem, frequência de resposta, resolução espacial, intervalo de medição, sensibilidade, linearidade, histerese e *crosstalk*. Para além do conjunto de factores enunciados, considera-se também a deriva (*drift*) um factor importante para a alteração do desempenho do sistema barométrico (ver definições mais à frente).

A frequência de amostragem (*sampling frequency*) indica o número de medições efectuadas por cada sensor num segundo; ou seja, indica a resolução temporal de um sistema de medição [Orlin, 2000]. Em [Mittlemeier, 1993] considera-se que para a medição de pressões plantares durante a marcha são adequadas frequências de amostragem entre 45 e 100 Hz. Já para a captura da pressão plantar em corrida são necessárias frequências de amostragem na ordem dos 200 Hz [Schaff, 1993]. Note-se que durante a marcha o sinal correspondente à interacção entre o pé e o sensor apresenta normalmente frequências entre os 10 e os 15 Hz; no entanto, aquando do impacto do calcanhar podem aparecer componentes a 75 Hz [Urry, 1999].

A resposta em frequência (*frequency response*) de um sistema está relacionada com o comportamento do sistema para entradas com amplitudes constantes, mas a diferentes frequências. Assim, a resposta em frequência caracteriza o sistema quanto à amplitude e ao



atraso temporal do sinal de saída relativamente a uma dada entrada. O tempo de resposta (tempo que decorre após variação da entrada até que o sinal de saída permaneça estável dentro de um intervalo de valores próximo do valor final pretendido) pode ser usado para avaliar a performance dinâmica do sistema de medição. O referido tempo de resposta deve ser suficientemente curto de forma a conseguir considerar as diferentes variações na entrada.

Na medição da pressão, a resolução espacial (*spatial resolution*) é a distância mínima entre dois elementos sensores adjacentes. Quanto menor a distância entre dois sensores vizinhos, maior a resolução espacial. Assim, a resolução espacial é aumentada se o número de sensores incluídos na área sensorial global aumentar, o que significa que o tamanho dos sensores diminui. Um sensor com uma área considerável colocado numa região reduzida de pressão elevada pode conduzir a valores errados da pressão, uma vez que o cálculo da pressão para a área do sensor entra em linha de conta com locais de pressões reduzidas. Segundo [Urry, 1999] para a correcta medição da pressão plantar os sensores devem ter uma superfície activa de 5x5 mm (comprimento, largura) ou ainda com área menor. Porém, se os sensores forem discretos (não agrupados sob a forma de matriz ou vectores) não devem ser usados sensores com dimensões inferiores a 5x5 mm, uma vez que foi demonstrado que a localização da pressão de pico sob o metatarso move-se durante a marcha, assim é necessária uma área de 7x7 mm para analisar a respectiva pressão, [Maalej, 1989].

O intervalo de medição (*pressure range*) [Kulite, 2006] define o conjunto de entradas entre um valor mínimo e um valor máximo capazes de serem medidas por um determinado sistema. Segundo [Urry, 1999] para a correcta medição da amplitude da pressão exercida durante a marcha é necessário por parte do sensor a capacidade de medir sinais entre 0 a 1000 KPa.

Já a sensibilidade (*sensitivity*) [Kistler, 2006; Amico, 2001] está relacionada com a razão entre a variação na saída perante a variação do sinal de entrada. Quanto maior a sensibilidade do sistema barométrico, melhor é o seu desempenho. Note-se que o valor *threshold* (mínima variação na entrada que resulta num sinal de saída detectável, [Mensor, 2006]) é uma consequência da sensibilidade do sistema para o valor de entrada mínimo; tipicamente a sensibilidade não é constante ao longo do intervalo de medição.

Um sistema é não linear (*non-linearity*) [Kistler, 2006] quando a curva de calibração (geralmente, tensão *versus* força aplicada) não é recta; ou seja, a relação entre a variação da variável medida pelo sensor não é directamente proporcional à variação da variável de saída. A não linearidade é representada pela razão entre a diferença máxima obtida entre o valor medido à saída e o correspondente valor de saída se a curva de calibração fosse uma recta sobre o *FSO* (diferença entre o valor máximo da saída correspondente ao limite superior do intervalo de medição e o valor de saída correspondente ao limite inferior do intervalo de medição). Esta característica é usualmente expressa em %*FSO*. Na escolha dos dispositivos para medição da pressão é desejável a linearidade dos mesmos, uma vez que o processo de calibração torna-se

mais simples [Urry, 1999]. Efeitos indesejáveis como histerese, deriva dos elementos sensoriais, etc., provocam a não linearidade dos sistemas de medição.

Num sistema com histerese (*hysteresis*) [Kistler, 2006] o valor da saída para uma dada entrada é influenciado pelo sentido da variação da entrada. Esta propriedade corresponde à máxima diferença na saída provocada por este fenómeno e é expressa em %FSO. Não é desejável que um sistema barométrico possua histerese; no entanto, esta situação pode ser corrigida à custa da sua calibração.

Designa-se por *crosstalk* [Rosenbaum, 1997] a transferência de energia entre um sensor sob carga e um sensor vizinho sem qualquer carga aplicada. A referida transferência é apresentada por um valor de amplitude do sinal de excitação no sensor não excitado, geralmente em decibéis (dB). Um sistema de medição de pressão não deve apresentar *crosstalk*, porém, à semelhança da histerese, este tipo de erro pode ser corrigido à custa da calibração.

Deriva (*drift*) [Amico, 2001] é a variação lenta com o tempo do valor da saída para uma entrada constante. O erro devido à deriva pode ser influenciado pela temperatura, humidade, envelhecimento dos dispositivos de medição, efeito da carga, etc., e deve ser tão baixo quanto possível. Torna-se assim interessante o conhecimento dos intervalos de temperatura, humidade e a duração da tecnologia de medição para os quais o sistema barométrico cumpre as especificações.

Para avaliação da performance das diferentes tecnologias de medição usam-se neste documento apenas os seguintes parâmetros: frequência de amostragem, tempo de resposta, resolução espacial e intervalo de medição. Como parâmetros globais analisam-se também a precisão e a exactidão, assim como as condições de operação (humidade, temperatura e tempo de vida) e os métodos de calibração recomendados.

A sensibilidade, embora sendo uma característica importante, principalmente quando o sinal a capturar apresenta variações pequenas de amplitude, não será tida em conta neste estudo uma vez que esta informação está parcialmente contida no limite inferior do intervalo de medição. Além do mais, tipicamente esta informação não consta das especificações técnicas reveladas pelos diferentes fabricantes de sistemas barométricos. A histerese, o *crosstalk* e a deriva também não serão tidos em conta, pois, como já foi referido, este tipo de erro pode ser controlado à custa de uma calibração adequada. Por sua vez, a não linearidade é um indicador de alto nível de todos estes factores e também é ultrapassado através de um adequado método de calibração.

No processo de calibração são calculadas as curvas de calibração para cada sensor de pressão. Estas curvas definem a relação entre o valor da variável medida pelo sensor e a variável apresentada à saída. A partir de cada curva de calibração e conhecendo a área do sensor é calculada a pressão. Erros na determinação das curvas de calibração originam pressões calculadas pelos sistemas de medição não correspondentes aos valores reais da pressão exercida.

Segundo [Orlin, 2000; Barnett, 2001], um bom método para a calibração de sensores de pressão é o recurso a um saco de borracha (*rubber bladder*) que é insuflado com ar a vários níveis de pressão conhecidos. Este método permite uma distribuição de carga uniforme para todos os sensores de pressão usados, originando uma curva de calibração para cada um. Quando se recorre ao peso do indivíduo para calibrar o dispositivo de medição de pressão (plataforma, palmilhas, etc.), os diferentes sensores não são uniformemente pressionados o que origina erros nos dados de calibração [Orlin, 2000; Urry, 1999].

## 2.2 Princípios de Medição

As especificações da tecnologia de medição são fortemente influenciadas pela estrutura, composição e modo de funcionamento dos elementos sensoriais. No entanto, é de salientar que a tecnologia de aquisição e processamento dos sinais medidos não é só constituída pelos respectivos sensores, mas também por filtros, amplificadores, etc., sendo o conjunto destes elementos que define as especificações do sistema global de medição.

Em [Orlin, 2000] são apresentados para uma medição efectiva da pressão, ou seja, em toda a extensão da planta do pé, quantitativa e de forma estática e dinâmica, os seguintes tipos de sensores: *FSRs - Force Sensitive Resistors*, sensores capacitivos, hidrocélulas e pedobarógrafos. Note-se, que os mesmos são classificados de acordo com o princípio de medição usado.

Os sensores capacitivos [Finch, 1999; Crowder, 2006; Marques, 2004] são formados por duas placas de material condutivo com uma dada carga eléctrica, separadas por um material isolante e por um material elástico, em que a tensão entre placas varia conforme a força exercida sobre o sensor.

Uma hidrocélula [Orlin, 2000; Marques, 2004] consiste num sensor discreto piezoresistivo contido dentro de uma célula preenchida por um fluido. Quando é aplicada uma força, provoca um aumento da resistência dentro do fluido da hidrocélula fazendo com que o sensor piezoresistivo varie a sua tensão de saída.

O princípio de funcionamento dos *FSRs* [Steiner, 2006; Crowder, 2006] tem por base a variação da sua resistência em função da força aplicada sobre o mesmo. Sendo o valor da resistência inversamente proporcional à força aplicada.

Existem diversas maneiras [Orlin, 2000; Tavares, 2000] de implementar um sistema pedobarográfico. Segundo [Tavares, 2000] uma possibilidade consiste numa placa, rectangular, de vidro ou acrílico, transparente, iluminada dos lados, de modo a que luz seja reflectida internamente. A superfície superior da placa é coberta por uma camada opaca de material plástico onde a pressão é aplicada. Quando observado de baixo, na ausência de pressão, a superfície é escura. Mas quando é exercida pressão no topo da plataforma aparecem áreas

iluminadas que correspondem à luz que atravessa a plataforma. Este fenómeno ocorre devido à alteração das relações locais dos índices de refração resultante da diminuição da camada de ar entre a superfície da placa transparente e a de material plástico. Através da aquisição da respectiva imagem através de uma câmara de imagem e da adequada calibração do sistema óptico é possível estimar a pressão exercida na plataforma.

Os sensores *FSR* apresentam baixa exactidão [McGill, 2006; Marques, 2004]; são mais sensíveis a forças reduzidas, tendo uma resposta (resistência *versus* força) quadrática. Com a diminuição da força em causa passam a ter um comportamento quase linear tendendo para um limite de saturação [Marques, 2004]. Em [Rosenbaum, 1997; Urry, 1999] é referido que a sensibilidade é alterada com o decorrer da utilização do sistema de medição. Para este tipo de sensores diferentes métodos de calibração introduzem alterações significativas na exactidão do sistema barométrico [Urry, 1999].

A maior desvantagem dos sensores capacitivos é a sua espessura (~ 2 mm) [Orlin, 2000]. No entanto, também sofrem [Urry, 1999] de uma elevada não linearidade, histerese e *crosstalk*, reduzidos intervalos de medição e reduzida performance dinâmica. Em [Rosenbaum, 1997] é indicado que não devem operar a frequências de amostragem superiores a 100 Hz, uma vez que têm uma frequência de resposta limitada provocada pela elevada não-linearidade. Em [Marques, 2004] é referido um estudo efectuado pela empresa *PPS - Pressure Profile Systems*, que comercializa sensores capacitivos, no qual se comparam sensores capacitivos e resistivos e salienta-se a elevada sensibilidade e precisão dos sensores capacitivos. Este tipo de tecnologia é referido por [Rosenbaum, 1997] como sendo inadequado no estudo de movimentos rápidos, mas para a análise da marcha este tipo de tecnologia é já considerada precisa e exacta.

Sobre os sistemas de pedobarografia, em [Urry, 1999] refere-se que este tipo de princípio de medição pode conseguir resoluções elevadas e traduzir valores reais de pressão.

Na literatura analisada durante este trabalho não foi encontrada qualquer referência relativa à performance típica de hidrocélulas na medição da pressão.

## **2.3 Configuração dos Sensores**

Os sensores de pressão podem ser usados isoladamente ou em grupo sob a forma de matriz [Orlin, 2000]. No primeiro caso, obtêm-se medições de pressão locais e no segundo obtêm-se a distribuição da pressão. Para a análise de pressão do pé, podem apresentar-se sob a forma de palmilhas ou sob a forma de plataformas de pressão.

Nas medições discretas da pressão plantar é necessário colocar os respectivos sensores em zonas anatómicas do pé com interesse clínico. Assim, definida a localização dos sensores, os mesmos são colocados na planta do pé ou inseridos na sola de sapatos preparada para o efeito. A maior

vantagem [Orlin, 2000] deste tipo de configuração é a elevada frequência de amostragem a que se conseguem recolher as medições (200 Hz), uma vez que o número de sensores usados é reduzido. Segundo [Orlin, 2000], embora os sensores discretos sejam de fácil utilização e a custos de aquisição reduzidos, é necessário ter em atenção o facto de os sensores representarem um corpo estranho facilmente sentido pelo indivíduo em análise, podendo alterar por isso o seu padrão de marcha. Além do mais, é necessário ter em atenção o possível deslocamento dos sensores relativamente à sua posição original durante a medição dinâmica da pressão, o que pode provocar o risco de recolher medições de outra região do pé que não a previamente seleccionada.

Por outro lado, como já referido, os sensores podem ser dispostos sob a forma de matriz ou vectores de sensores. Este tipo de configuração permite a medição simultânea de toda a pressão plantar. Segundo [Orlin, 2000] a maior vantagem desta tecnologia é o facto de não ser necessário escolher a posição dos sensores e o facto de se poder fazer uma análise mais alargada da distribuição da carga que actua no pé.

Existem também algumas considerações que devem ser tidas em conta para a escolha entre plataformas ou palmilhas. Normalmente, as plataformas têm uma maior resolução espacial [Orlin, 2000] e os sensores de medição estão sempre perpendiculares à superfície de apoio permitindo assim medir sempre a componente vertical da força de reacção. No entanto, a preocupação no posicionamento da passada nas plataformas por parte do indivíduo em estudo poderá alterar o seu padrão normal de marcha [Rosen, 1992]. Além do mais, o movimento em análise está limitado às áreas das plataformas. No caso das palmilhas, não existe o problema de alteração da marcha com a preocupação relativa à plataforma ou o da limitação dos movimentos a uma dada área. Com a utilização de palmilhas é possível analisar a distribuição de pressões enquanto, por exemplo, bailarinos/desportistas executam os seus movimentos normais. É também de salientar a possibilidade de medição das pressões na interface pé/sapato. Porém, nas palmilhas, [Orlin, 2000] não é possível incorporar um número tão elevado de sensores como nas plataformas e apresentam menor durabilidade devido a um maior conjunto de agressões externas a que estão sujeitas (por exemplo, o colocar/retirar do sapato, etc.). Estão também mais sujeitas a erros de medição devido à temperatura e humidade do interior do sapato, além do mais medem a força de reacção normal ao sapato e por isso nem sempre a componente vertical da força de reacção [Orlin, 2000; Andrews, 2004].

### 3. Protocolos de Medição

Na selecção da solução comercial com a melhor performance ao nível da análise da pressão plantar é necessário saber quais os indicadores mais importantes para a caracterização clínica da marcha. É também relevante o conhecimento dos factores antropométricos e cinemáticos que afectam o padrão da pressão, de modo a fazer uma correcta interpretação dos resultados obtidos e verificar se o sistema de medição pode, de alguma forma, ajudar a diminuir a influência destes factores.

#### 3.1 Variáveis de Interesse no Estudo Clínico de Pressões Plantares

Existem diversos parâmetros úteis à análise clínica da pressão: centro de pressão (posição central da distribuição de pressão), picos de pressão/força de reacção (máximos da pressão/força de reacção adquiridos por cada sensor de pressão durante um passo (*stance phase*) [Orlin 2000]), integrais de pressão/força de reacção (correspondentes à área delimitada pelos gráficos da pressão *versus* tempo ou da força de reacção *versus* tempo, designam-se também por impulsos), tempos de contacto (duração de uma determinada etapa da marcha), instantes de tempo a que ocorrem determinados eventos com relevância clínica e áreas de contacto (área formada pelos pontos sob as regiões de contacto).

A importância e interpretação de cada um dos parâmetros depende da aplicação em questão. No estudo apresentado em [Sloss, 2002] é referido que para analisar a efectividade de suportes plantares do pé tem sido usado frequentemente o centro de pressão. No entanto, de acordo com [Landorf, 1998] também têm sido usados parâmetros temporais e picos de pressão. Em [Novick, 1993] verificou-se a redução temporal da fase de apoio médio (*midstance*) e o aumento da fase pré-oscilação (*propulsive*) com o recurso a suportes plantares. Já em [Postema, 1998] estudou-se a variação do impulso da força de reacção e dos picos de pressão na planta do pé.

Para o estudo, prevenção e tratamento de ulcerações relacionadas com o pé diabético, os picos de pressão médios são uma variável com elevado interesse [Boulton, 1983; Boulton, 1985; Veves, 1992; Lavery, 1998], assim como o integral da pressão *versus* tempo [Barnett, 2002]. Já para o estudo e tratamento de dores na planta do pé, tem interesse o estudo da pressão média [Andrews, 2004].

Para além das variáveis consideradas por [Orlin, 2000] como as mais usadas na análise clínica da pressão plantar: valores de pico/valores médios de pressões, forças e áreas de contacto, integrais de pressão/força *versus* tempo; considera-se também importante, para a comparação

das análises efectuadas pelos diferentes pacotes de *software*, a apresentação do centro de pressão. Note-se que, por exemplo, os integrais de pressão/força no tempo já incluem a informação relativa a tempos de contacto e instantes de tempo com relevância clínica.

Na análise clínica barométrica dos pés é igualmente relevante estudar o padrão da pressão por subáreas com relevância anatómica, assim como, por fases da marcha. Além do mais, é conveniente a repetição das medições de forma a diminuir a variabilidade dos valores adquiridos durante a marcha de um determinado indivíduo em observação.

### **3.2 Controlo dos Factores Antropométricos e Cinemáticos Intervenientes na Variação da Pressão**

Na literatura analisada foram encontrados os seguintes factores cinemáticos e antropométricos intervenientes no padrão da pressão plantar: velocidade da marcha [Patil, 1997; Han, 1999; Taylor, 2004b; Eils, 2004; Bus, 2005], comprimento (tamanho) do passo, altura do sujeito [Menz, 2005], peso do sujeito [Rosenbaum, 1997; Patil, 1997; Gravante, 2003; Tsung, 2003; Birtane, 2004; Menz, 2005], idade do indivíduo [Rosenbaum, 1997; DeVita, 2000], género do indivíduo [Rosenbaum, 1997; Cock, 2005], posição do pé [Menz, 2005], limitações de movimento [Menz, 2005], estrutura do pé [Rosenbaum, 1997; Cavanagh, 1997; Tsung, 2004; Menz, 2005], forma dos sapatos [Rosenbaum, 1997; Vasarhelyi, 2006].

Assim, aquando da medição da pressão plantar é conveniente que para um determinado sujeito as sucessivas medições sejam efectuadas a velocidades semelhantes [Rosenbaum, 1997]. A pressão deve ser medida quando o sujeito em análise se encontra em marcha normal, assim, o percurso deve ser suficientemente comprido para que quando for atingida a plataforma de pressão a marcha apresente as suas características naturais (*midgait protocol*). Se apenas se usar o método de um passo (*1-step protocol*), ou seja com o sujeito posicionado à distância de um passo do início da plataforma de pressão usada, deve-se ter em atenção que o resultado obtido com este tipo de medições apresenta diferenças relativamente aos resultados obtidos pelas medições efectuadas em marcha normal, embora sejam correlacionados [Rosenbaum, 1997].

Quando se pretendem comparar análises pedobarométricas para um conjunto de indivíduos é necessário ter em atenção as diferenças de idade e o tipo de estrutura do pé, [Rosenbaum, 1997]. É mais correcto comparar o mesmo sujeito em instantes de tempo distintos, ou em condições de análise distintas, do que com sujeitos diferentes. [Rosenbaum, 1997]. Por vezes, para a análise clínica de um pé com alguma patologia comparam-se os seus resultados com os obtidos considerando o outro pé saudável; no entanto, é preciso ter em atenção a assimetria típica entre pés [Rosenbaum, 1997].

Por exemplo, em [Tsung, 2004] para o estudo da efectividade de diferentes tipos de suportes plantares na distribuição da pressão, foi dada particular atenção à diferença de idades e à estrutura do pé (deformidades, tamanho, etc.) entre dois grupos de sujeitos, um com insensibilidade nos pés e outro grupo com sujeitos “normais” considerados para controlo da análise. No referido trabalho, durante a marcha de cada indivíduo analisaram-se apenas os 5 passos intermédios de todo o percurso, para evitar assim o começo e o fim da marcha.

Para diminuir a variabilidade das medições afectadas pelos factores antropométricos e cinemáticos, devem ser efectuadas mais do que uma medição segundo condições controladas e semelhantes. A ferramenta de aquisição, tratamento e apresentação das variáveis de interesse para o estudo da pressão deve ter a capacidade de calcular a média das variáveis de interesse em que tais valores façam sentido.

## 4. Apresentação de Resultados

Para a apresentação da distribuição da pressão as soluções comerciais existentes tipicamente usam uma representação 2D colorida da planta do pé, com diferentes cores associadas a distintos valores de pressão. Também são usuais representações 3D da planta do pé com elevações (*pressure mountains*) de acordo com a amplitude da pressão exercida nas diferentes regiões do pé. Existe ainda a possibilidade de visualizar a distribuição da pressão plantar através de curvas isobáricas (conjunto de linhas interligando pontos a idênticos níveis de pressão). Estes gráficos podem ser visualizados durante toda a etapa de contacto do pé com o solo, ou para cada instante temporal considerado [Rosenbaum, 1997].

Para apresentação de outro tipo de informação, como por exemplo, áreas de contacto, impulsos, etc., usam-se frequentemente gráficos 2D, em que uma das variáveis observadas é o tempo.

Neste documento, a comparação das potencialidades dos diferentes *softwares* considerados a nível de apresentação das medições e análises efectuadas é realizada tendo em conta as seguintes funcionalidades: gráficos 2D/3D, linhas isobáricas e capacidade para elaborar relatórios da análise.

## 5. Lista de Empresas Consultadas

A tabela 1, contem a listagem das empresas encontradas neste trabalho durante a pesquisa de soluções para a captura/análise estática e dinâmica da pressão plantar com vista ao estudo clínico da marcha. Para cada empresa da área são destacados os produtos referidos na literatura



considerada. No caso da selecção de uma dada solução comercial por um determinado trabalho, este é enunciado; no caso de não ser usada em nenhum estudo, mas tiver sido referenciada, a mesma referência é também apresentada.

FABRICANTE	PRODUTO	TECNOLOGIA	REFERENCIA	
			ESTUDO	ÁREA DE APLICAÇÃO
TEKSCAN	<i>Matscan</i>	Plataforma, matriz de sensores <i>FSRs</i> ;	[Menz, 2005]	Influência das características estruturais do pé na magnitude das forças e pressões plantares;
	<i>F-Scan</i>	Palmilhas, matriz de sensores <i>FSRs</i> ;	[Tsung, 2004]	Avaliação da efectividade de suportes plantares na redistribuição da pressão;
			[Dai, 2006]	Efeito da meia na resposta biomecânica do pé durante a marcha;
			[Cheung, 2005]	Efeito do tendão de Aquiles em pé;
			[Han, 1999]	Quantificação do percurso do centro de pressão com palmilhas <i>F-scan</i> ;
			[Garrow, 2005]	Análise das meias na redução das pressões plantares em pacientes com diabetes;
<i>F-Mat</i>	Plataforma, matriz de sensores <i>FSRs</i> ;	[Wu, 2004]	Características do contacto com o solo durante a prática de <i>Tai Chi</i> ;	
NOVEL	<i>Pedar</i>	Palmilhas, matriz de sensores capacitivos;	[Vasarhelyi, 2006]	Efectividade do suporte parcial do peso depois de cirurgias por fractura das extremidades inferiores;
			[Eils, 2004]	Características da distribuição da pressão plantar durante a prática de futebol;
			[Barnett, 2001]	Comparação da força vertical e parâmetros temporais medidos por palmilhas e plataforma de força;
			[Hodge, 1999]	Efectividade de suportes plantares na gestão da pressão plantar e das dores em sujeitos com artrite reumática ( <i>rheumatoid arthritis</i> );
	<i>Emed</i>	Plataforma, matriz de sensores capacitivos;	[Knessl, 2005]	Forças de reacção sob o dedo maior do pé depois da implementação da prótese <i>TOEFIT-PLUS</i> ;
			[Taylor, 2004]	Efeitos da indução da insensibilidade plantar nas forças e pressões sob o pé durante a marcha;
			[Taylor, 2004b]	A influência da velocidade da marcha nas medições da pressão;
			[Bus, 2005]	Comparação do protocolo de 1 e mais passos na medição da pressão plantar nos diabéticos;
			[Rosenbaum, 2006]	Sensibilidade plantar, carga e dores durante a marcha de doentes com artrite reumática;
	<i>Mini-Emed</i>	Pedobarógrafo;	[Birtane, 2004]	Avaliação da distribuição plantar da pressão em adultos obesos e não obesos;
			[Nyska, 2006]	Distribuição de forças plantares durante a marcha de pacientes com instabilidade crónica do tornozelo;
RSSCAN	<i>Footscan Platform</i>	Plataforma, matriz de sensores resistivos;	[Cock, 2005]	Características temporais da interface do pé com a superfície de apoio aquando da pratica de <i>jogging</i> ;
	<i>Footscan Insole</i>	Palmilhas, matriz de sensores resistivos;	[Praet, 2003]	A influência do desenho do calçado nas pressões plantares em pés de doentes diabéticos;

**Tabela 1. Lista de empresas encontradas com sistemas de análise da pressão plantar (continua).**

FABRICANTE	PRODUTO	TECNOLOGIA	REFERENCIA	
			ESTUDO	ÁREA DE APLICAÇÃO
<i>RSSCAN</i>	<i>Footscan Insole</i>	Palmilhas, matriz de sensores resistivos;	[Viswanathan, 2004]	Efectividade de diferentes tipos de palmilhas para doentes diabéticos;
<i>PAROMED</i>	<i>Parotec</i>	Palmilhas, 24 hidrocélulas;	[Kenneth, 2000]	Validação concorrente do centro de pressão através do uso de palmilhas e de plataforma de força;
<i>ZEBRIS</i>	<i>FDM</i>	Plataforma, matriz de sensores capacitivos;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado; Porém, foi citado em [Favre, 2004];	
<i>HALM ELEKTRONIK</i>	<i>Cetis</i>	Palmilhas, 8 a 16 sensores piezocerâmicos;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado; Porém, foi citado em [Kirtley, 1995; Rosenbaum, 1997; Messenger, 1997];	
<i>INFOTRONIC</i>	<i>CGD</i>	Palmilhas, 8 sensores capacitivos;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado; Porém, foi citado em [Messenger, 1997; Rosenbaum, 1997];	
<i>PRESTON</i>	<i>Musgrave</i>	Plataforma, matriz de <i>FSRs</i> ;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado; Porém, foi citado em [Messenger, 1997; Marques, 2004];	
<i>GUY CAPRON</i>	<i>Eclipse</i>	Plataforma, matriz de sensores resistivos;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado;	
<i>MEDILOGIC</i>	<i>Medilogic Systems</i>	Plataforma e palmilhas, matriz de sensores resistivos;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado;	
<i>MEGASCAN</i>	<i>SCAN Systems</i>	Plataforma e palmilhas, matriz de sensores <i>FSR</i> ;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado;	
<i>FSA</i>	<i>FSA Foot</i>	Plataforma e palmilhas, matriz de sensores piezoresistivos;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado;	
<i>ORTHOTIC GROUP</i>	<i>GaitScan</i>	Plataforma, matriz de sensores piezoelétricos;	Não foi encontrado nenhum artigo onde este sistema fosse usado.	

**Tabela 1. Lista de empresas encontradas com sistemas de análise da pressão plantar (continuação).**

A empresa *BTE Technologies* é referida em [Cavanagh, 1997; Messenger, 1997] como tendo um sistema de pedobarografia para medir a distribuição da pressão plantar; no entanto, na busca efectuada à respectiva página *web* a mesma não foi encontrada. A plataforma da *Zeno Buratto* foi referida por [Rosenbaum, 1997; Messenger, 1997], mas não foi encontrada a página *web* da referida empresa. A *Footmaxx* apresenta também *hardware* e *software* para a análise da pressão plantar, mas a análise clínica efectuada está totalmente orientada para o fabrico de solas ortopédicas [Marques, 2004].

## 6. Performance de Soluções Barométricas Disponíveis no Mercado

Tendo por base a informação de algumas das soluções comerciais mais referenciadas para o estudo da pressão plantar, foram escolhidas neste trabalho para uma análise mais aprofundada os produtos da *Tekscan*, *Novel*, *RSScan*, *Paromed*, *Zebri* e *Guy Capron*. Assim, com o

conhecimento das propriedades que as diferentes soluções comerciais devem apresentar ao nível do *software* e *hardware*, pretende-se caracterizar as mesmas relativamente a esses parâmetros, visando a identificação da plataforma e das palmilhas existentes no mercado adequadas para as necessidades actuais do *CRPG*.

## **6.1 Informação Comercial**

No âmbito deste trabalho, os fabricantes *Paromed*, *Medilogic*, *Tekscan* e os representantes em Portugal da *Novel* e da *Guy Capron (Vitagnósis)*, da *RSscan (Biosensor)* e da *Zebris (Teprel)* foram directamente contactados e foi-lhes pedido que apresentassem uma proposta formal com a informação sobre respectivas soluções de palmilhas e de plataformas de pressão (tabelas 2-5) que melhor se adequassem a análise clínica da marcha. Note-se que, para as plataformas de forças foi indicado não ser preciso comprimentos superiores a 1 m.

A *Tekscan* foi a única que não respondeu ao pedido de informação; assim sendo, a informação contida nas tabelas 2-4 a respeito deste sistema, foi obtida a partir do *site* oficial da empresa. No entanto, não foi possível obter o preço destes sistemas.

### **6.1.1 Hardware**

Numa tentativa de evidenciar o sistema comercial com a melhor tecnologia barométrica consideraram-se duas tabelas: uma com as propriedades escolhidas na secção 3.2 para análise do desempenho de um sistema de captura da pressão (exactidão, precisão, frequência de amostragem, tempo de resposta, resolução espacial, intervalo de medição, tempo de vida, condições de operação e métodos de calibração – tabela 2); outra com informação relativa às dimensões das plataformas/palmilhas, aos componentes do sistema de aquisição das pressões e aos requisitos de *software* e de *hardware* necessários ao bom funcionamento de cada uma das soluções comerciais (tabela 3).

Na tabela 2 na coluna *frequência de amostragem* é indicada a área sensorial para as plataformas e o número de sensores para as palmilhas, uma vez que a frequência de amostragem depende do número de sensores. Na coluna *resolução espacial* a informação é apresentada segundo dois formatos: número de sensores por cm<sup>2</sup> e tamanho do sensor em cm. Na coluna *métodos de calibração* listam-se as opções de calibração disponibilizadas por cada fabricante.

Na tabela 3, para a caracterização do tamanho das palmilhas, é adicionada a espessura.

### 6.1.2 Software

A tabela 4 sintetiza as funcionalidades dos vários pacotes de *software* considerados. A coluna *aberto* indica a possibilidade de adicionar mais funcionalidades ao *software*. Na coluna *exportar dados* indicam-se os formatos em que se podem exportar as medições e as análises realizadas. Já a coluna *sincronismo com sistema Simi* evidencia a capacidade de sincronizar as análises efectuadas pelos diferentes sistemas barométricos com gráficos, imagens vídeo, etc., do *software Simi Motion* [Sousa, 2006]. Note-se, que o *CRPG* já possui *software Simi* para análise dos dados obtidos através de uma plataforma de forças, etc., o que torna esta última funcionalidade deveras interessante.

As análises efectuadas pelo respectivo pacote de *software* são referidas na coluna *análises efectuadas*; esta informação está subdividida nas variáveis de interesse (*pressão, forças de reacção, centro de pressão, impulsos e áreas de contacto*) e nos diferentes métodos de cálculo que podem se usados para obter as variáveis de interesse (*por imagem, por região anatómica, por fases da marcha, por passo, por n passos*); é ainda apresentada uma sub-coluna com a indicação da possibilidade de comparar medições distintas. A coluna *apresentação de resultados* pretende informar quanto às diversas formas de visualização das análises efectuadas consideradas pelos diferentes pacotes comerciais analisados.

Para este trabalho, era interessante verificar a correspondência entre as variáveis de interesse e os diferentes métodos de cálculo; porém, esta informação não foi disponibilizada pelos fabricantes ou representantes dos produtos em análise. Note-se que na coluna *exportar dados* poderão não estar indicados todo o tipo de formatos em que os dados podem ser exportados; deve-se também referir que esta funcionalidade não foi apresentada por alguns dos fabricantes ou representantes das respectivas soluções.

### 6.1.3 Proposta Comercial

Na tabela 5 é apresentada uma sistematização das diferentes propostas comerciais apresentadas pelas empresas *Vitagnósis, Biosensor, Paromed, Medilogic* e *Teprel*. Assim, é indicado o preço para várias combinações de interesse entre *hardware* e *software*. A *Tekscan* não forneceu qualquer informação relativa ao custo do *F-scan* ou do *Matscan*.

## 6.2 Revisão da Literatura

No sumário apresentado em [Kirtley, 1995], sobre sistemas aconselhados pelos membros da *Biomechanics and Movement Mailing List* para a medição da pressão plantar, são referidas as seguintes afirmações. Jeff Bauer, *Ph.D.* elogia o sistema *Parotec* quanto às elevadas frequências de amostragem. Já Dieter Rosenbaum da *Universidade de Ulm* trabalha com o sistema *Emed* para a medição da pressão plantar durante a marcha e diz-se satisfeito com a performance do mesmo. No entanto, o mesmo refere que a resposta em frequência desse sistema não é adequada para a captura de movimentos mais rápidos (como por exemplo os envolvidos em áreas do desporto). Por outro lado, Tim Wrigley do centro de reabilitação de *Victoria University of Technology* trabalha com o dispositivo *F-scan* e refere que a principal vantagem deste sistema relativamente às palmilhas da *Novel* é o seu preço; no entanto, cada par de palmilhas tem de ser substituído ao fim de 6 utilizações. Por seu lado, Tim Wrigley salienta a qualidade do *software* do sistema *F-scan* e refere que o principal problema do mesmo é o processo de calibração ser baseado no peso do indivíduo. Porém, também refere que tem conhecimento da existência de um dispositivo de calibração que calibra individualmente cada sensor *FSR*. No mesmo texto, caso se pretenda um sistema de medição da distribuição da pressão qualitativo e de baixo custo Michael Morlock, *Ph. D.* sugere o sistema *F-scan*; já para um sistema preciso e quantitativo Michael Morlock sugere o sistema *Pedar*. Por sua vez, Tom Kernozek, *Ph. D.* usa o sistema *Pedar* para a medição da pressão durante a marcha e refere-se satisfeito com a performance do mesmo; indicando como principal vantagem deste sistema a possibilidade de cada sensor poder ser calibrado individualmente; já em termos de repetibilidade, o sistema é descrito como tendo um desempenho excelente para medições adquiridas a marcha constante.

Em [Tsung, 2004] o dispositivo *F-scan* é escolhido por ter palmilhas finas (0.18 mm) e permitir comparações relativas quando em presença das mesmas condições de medição e quando previamente é efectuada a calibração do sistema. No mesmo artigo é indicada a existência de estudos que referem o sistema da *Tekscan* como sendo sensível à velocidade da marcha, à temperatura e ao tipo de superfície de contacto. O sistema *F-scan* é referido como fortemente afectado pela efectividade do método de calibração, de elevada resolução espacial, mas com alteração do seu comportamento ao longo do tempo (~ 30 ciclos da marcha [Rose, 1992]), [Urry, 1999]. Em [Luo, 1998] concluiu-se que a performance das palmilhas *F-scan* varia fortemente com a dureza das superfícies de contacto, não podendo ser usadas para superfícies duras. Porém na maioria dos estudos as palmilhas estão em contacto com superfícies moles (planta do pé, sapato) e neste caso providencia uma óptima linearidade entre a entrada e a saída até 1.7 MPa. Neste caso, a saída é influenciada pela temperatura especialmente acima dos 30 °C, assim este sensor deve ser usado durante curtos intervalos de tempo a temperaturas superiores a 30 °C. Este tipo de sensor é também sensível à velocidade da marcha, e por isso as diversas medições devem ser realizadas a velocidades semelhantes. Devido a uma resolução limitada também podem ser encontrados erros a baixas pressões. Assim, é recomendada a calibração individual

de cada sensor. Segundo [Woodburn, 1996] as palmilhas *F-scan* têm uma duração muito limitada, sendo as medições efectuadas com este sistema razoavelmente exactas quando obtidas nas primeiras cargas aplicadas. Neste sistema, é também necessária uma calibração individual dos diferentes sensores. Como já referido, a temperatura afecta o *output* deste sistema, assim como o recorte das palmilhas, sendo assim inviável a comparação de medições entre palmilhas de diferentes tamanhos usadas em diferentes condições. No estudo realizado por [Dai, 2006] é referido que as distribuições de pressão medidas com o sistema *F-scan* são semelhantes às pressões previstas.

O sistema *Emed* da *Novel* foi escolhido em [Vasarhelyi, 2006] por ter elevada exactidão e precisão. Já em [Eils, 2004] o sistema *Pedar* é descrito como tendo elevada precisão. Em [Barnett, 2001] é estudada a performance das palmilhas *Pedar* na medição na componente vertical da força de reacção em comparação com os resultados obtidos por uma plataforma de forças da *Kistler*, e é referido que na maioria das situações as medições efectuadas são semelhantes. Porém é de salientar que, no caso das palmilhas, o valor da força considerada era de um modo geral menor; tal é devido a um *threshold* de 20 KPa para as palmilhas com vista à prevenção de erros para baixos valores de pressão [Barnett, 2001].

Para o cálculo do centro de pressão, o sistema *Parotec* é comparado com a plataforma de forças da *AMTI* em [Kennteh, 2000; Chesnin, 2000] sendo verificado que é um sistema válido para a medição do centro de pressão.

Num resumo quantitativo das características existentes na literatura analisada para os diferentes sensores de pressão, pode-se concluir que as palmilhas da *Tekscan* são classificadas como tendo uma espessura aproximada de 0.2 mm [Tsung, 2004; Urry, 1999; Rosenbaum, 1997] e que a área de cada sensor anda à volta dos 25 mm<sup>2</sup> [Dai, 2006; Urry, 1999; Rosenbaum, 1997].

O sistema *Pedar* é descrito como tendo uma espessura de 2.6 mm e uma resolução espacial de 0.7 sensores/cm<sup>2</sup> [Rosenbaum, 1997; Eils, 2004]. Para este sistema, o intervalo de medição é de 30 KPa a 1.2 MPa [Eils, 2004]. Já a plataforma *Emed* é descrita como tendo 4 sensores/cm<sup>2</sup> [Urry, 2005; Knessl, 2005; Rosenbaum, 2006] e de 1 a 4 sensores/cm<sup>2</sup> em [Rosenbaum, 1997]. O *software* da *Novel* é apresentado como tendo a possibilidade de obter várias máscaras para o mapeamento das diversas regiões do pé [Bus, 2005; Taylor, 2004b].

A plataforma *Footscan* é descrita como tendo 2 sensores/cm<sup>2</sup> [Cock, 2005]; já em [Praet, 2003; Viswanathan, 2004] é descrito que as mesmas têm uma resolução de 3 sensores/cm<sup>2</sup> e uma espessura de 0.7 mm.

As palmilhas *Parotec* têm uma espessura de ~ 3 mm [Kennteh, 2000; Rosenbaum, 1997] e a área sensorial das mesmas cobre 50 % da superfície plantar total [Kennteh, 2000].

PRODUTO <sup>1</sup>	EXACTIDÃO (Erro máx. relativo %)	PRECISÃO <sup>2</sup> (Desvio padrão %)	FREQÜÊNCIA DE AMOSTRAGEM (Hz)	TEMPO DE RESPOSTA (ms)	RESOLUÇÃO <sup>3</sup> (sensores/cm <sup>2</sup> - tamanho cm)	INTERVALO DE MEDIDAÇÃO (KPa)	TEMPO DE VIDA (nº de medições)	CONDIÇÕES DE OPERAÇÃO	MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO
<i>Emed AT-25</i>	+/- 7 %	> 0.5 %	50 (684 cm <sup>2</sup> )	-	2 - 0.7	10 - 990	-	Temp.: [10, 40] °C	Com o peso do próprio indivíduo ou através de um dispositivo de calibração próprio ( <i>Trubtu</i> ); Período de calibração aconselhado: 1 ano;
<i>Pedar D/B3 e Pedar X/R</i>	+/- 7 %	> 0.5 %	78 (256 sens.)	-	2 - 0.7	10 - 600/ 30 - 1200	-	Temp.: [10, 40] °C	Com o peso do próprio indivíduo ou através de um dispositivo de calibração próprio ( <i>Trubtu</i> ); Período de calibração aconselhado: 1 ano;
<i>Eclipse 3000</i>	-	-	60	-	1 - 1	-	-	-	A plataforma é calibrada de fábrica; Período de calibração aconselhado: 1 ano;
<i>Footscan USB2 150 Hz</i>	-	-	150 (1536 cm <sup>2</sup> )	-	2 - 0.5	2.7 - 1270	-	-	A plataforma é calibrada de fábrica <sup>5</sup> ;

Tabela 2. Performance da tecnologia de medição (continua).

(Temp. – Abreviação de temperatura, sens. – Abreviação de sensores, ‘-’ – Informação não disponibilizada.)

<sup>1</sup> Sempre que as unidades de uma célula não forem as referidas no topo da coluna, as mesmas são explicitadas na respectiva célula.

<sup>2</sup> Os valores fornecidos pelos respectivos fabricantes correspondem ao desvio padrão normalizado relativamente ao valor máximo do intervalo de medição.

<sup>3</sup> Se na informação técnica das respectivas empresas for dado o número de sensores por cm<sup>2</sup>, para calcular o tamanho do sensor fez-se a aproximação 1 cm<sup>2</sup>/número de sensores. Se for dado o tamanho do sensor e a área sensorial, o número de sensores por cm<sup>2</sup> é calculado por tamanho do sensor/área sensorial.

<sup>4</sup> Com este aparelho de calibração é possível calibrar individualmente cada elemento sensorial da matriz de sensores.

<sup>5</sup> Para os produtos *Footscan* é aconselhada também a calibração da plataforma ou das palmilhas em comparação com o valor obtido pela plataforma de forças, em caso de não existir plataforma de forças podem-se calibrar as palmilhas e a plataforma de pressão através do peso do próprio sujeito.

PRODUTO	EXACTIDÃO (Erro máx. relativo (%))	PRECISÃO (Desvio padrão %)	FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM (Hz)	TEMPO DE RESPOSTA (ms)	RESOLUÇÃO ESPACIAL (sensores/cm <sup>2</sup> - tamanho cm)	INTERVALO DE MEDIÇÃO (KPa)	TEMPO DE VIDA (n° de medições)	CONDIÇÕES DE OPERAÇÃO	MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO
<i>Footscan USB2 300 Hz</i>	-	-	300 (1536 cm <sup>2</sup> )	-	2 - 0.5	2.7 - 1270	-	-	A plataforma é calibrada de fábrica;
<i>Footscan 2D</i>	-	-	350 (1536 cm <sup>2</sup> )	-	2 - 0.5	2.7 - 1270	-	-	A plataforma é calibrada de fábrica;
<i>Footscan 3D</i>	-	-	500 (1536 cm <sup>2</sup> )	-	2 - 0.5	2.7 - 1270	-	-	A plataforma é calibrada de fábrica;
<i>Footscan Insole 100 Hz</i>	-	-	100	-	2 - 0.5	0 - 2000	-	-	A plataforma é calibrada de fábrica;
<i>Footscan Insole 500 Hz</i>	-	-	500 (324 sens.)	-	2 - 0.5	2.7 - 1270	-	-	A plataforma é calibrada de fábrica;
<i>ParoGraph</i>	+/- 5 %	-	150 (1600 cm <sup>2</sup> )	-	1.5 - 0.8	6.7 - 343	> 1000000	Temp.: [-40, 85] °C	A plataforma é calibrada de fábrica;
<i>Parotec v.4</i>	+/- 2.5 %	-	50 a 300	-	24 <sup>6</sup>	-	-	-	As palmilhas são calibradas de fábrica;
<i>Medilogic Platform (Wireless)</i>	+/- 5 %	-	60 (2304 cm <sup>2</sup> )	2	2 - 0.7	2 - 640	-	Temp.: [15, 40] °C	A plataforma é calibrada de fábrica; Período de calibração: 1 vez por ano ou após 5000 medições;
<i>Medilogic Platform Sport (Wireless)</i>	+/- 5 %	-	300 (2304 cm <sup>2</sup> )	2	2 - 0.7	2 - 640	-	Temp.: [15, 40] °C	A plataforma é calibrada de fábrica; Período de calibração: 1 vez por ano ou após 5000 medições;

Tabela 2. Performance da tecnologia de medição (continuação).

<sup>6</sup> A tecnologia usada nos sistemas *Parotec* é a de sensores discretos (hidrocélulas), o número de sensores por cm<sup>2</sup> depende do tamanho da palmilha. Porém o número total de sensores numa palmilha é sempre de 24.



PRODUTO	EXACTIDÃO (Erro máx. relativo %)	PRECISÃO (Desvio padrão %)	FREQÜENCIA DE AMOSTRAGEM (Hz)	TEMPO DE RESPOSTA (ms)	RESOLUÇÃO ESPACIAL (sensores/cm <sup>2</sup> – tamanho cm)	INTERVALO DE MEDIÇÃO (KPa)	TEMPO DE VIDA (nº de medições)	CONDIÇÕES DE OPERAÇÃO	MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO
<i>Medilogic Flex-Insole (Wireless)</i>	+/- 5 %	-	60	2	2 - 0.7	2 - 640	-	Temp.: [15, 40] °C	A plataforma é calibrada de fábrica; Período de calibração: 1 vez por ano ou após 5000 medições;
<i>Medilogic Flex-Insole-Sport (Wireless)</i>	+/- 5 %	-	300	2	2 - 0.7	2 - 640	-	Temp.: [15, 40] °C	A plataforma é calibrada de fábrica; Período de calibração: 1 vez por ano ou após 5000 medições;
<i>FDM 1.5</i>	7 %	-	120 (8064 sens.)	-	1 - 1	10 - 1200	-	Temp.: [10, 40] °C	A plataforma é calibrada de fábrica;
<i>Matscan</i>	-	-	40 (2288 sens.)	-	1.4 - 0.7	6.9 - 1035	~ 10 anos	-	Com o peso do próprio indivíduo ou através de um dispositivo de calibração da <i>Tekscan</i> de calibração individual de cada elemento;
<i>F-scan</i>	-	-	165 (960 sens.)	-	4 - 0.25	6.9 - 1035	~ 10 a 15	-	Com o peso do próprio indivíduo ou através de um dispositivo de calibração da <i>Tekscan</i> de calibração individual de cada elemento.

Tabela 2. Performance da tecnologia de medição (continuação).

PRODUTO	TAMANHO (CxLxE, cm)	COMPONENTES DO SISTEMA	REQUISITOS DO SISTEMA
<i>Emed-AT25</i>	58.2x34	Plataforma pedobaroscópica, cabos; Ligação da plataforma via porta série do PC;	<i>Microsoft Windows 95/98/SE/2000;</i>

Tabela 3. Informação extra relativa ao hardware (continua).

(C – Comprimento, L – Largura, E – Espessura, EU – Europa, € - Informação não disponibilizada.)

PRODUTO	TAMANHO (CxLxE, cm)	COMPONENTES DO SISTEMA	REQUISITOS DO SISTEMA
<i>Pedar-D</i>	VáriosxVáriosx1,9 (n.º: 22 - 49 EU)	3 pares de palmilhas, dispositivo portátil para recolha de pressões (memória interna – até 60 min de gravação), bateria, carregador de bateria, cabos; Ligação a PC via porta série ou infra-vermelhos;	<i>Microsoft Windows 95/98/SE/2000</i> ;
<i>Pedar-X</i>	VáriosxVáriosx1,9 (n.º: 22 - 49 EU)	3 pares de palmilhas, dispositivo portátil para recolha de pressões (memória interna – até 60 min de gravação), bateria, carregador de bateria, cabos; Ligação a PC via porta série ou infra-vermelhos ou <i>bluetooth</i> ;	<i>Microsoft Windows 95/98/SE/2000</i> ;
<i>Eclipse 3000</i>	40x40	Ligação a PC via <i>USB</i> ;	–
<i>Footscan USB2 150 Hz/300 Hz</i>	50x40	Plataforma pedobaroscópica, cabos, caixa de interface <i>USB</i> ; Ligação a PC via <i>USB2</i> ;	<i>Pentium III</i> ou mais avançado, <i>Microsoft Windows XP</i> , 256 Mb <i>RAM</i> (512 Mb <i>RAM</i> é ideal), resolução mínima 768x1024;
<i>Footscan 2D/3D</i>	50x40	Plataforma pedobaroscópica, cabos, caixa de interface 2D; Ligação a PC via <i>USB2</i> ;	<i>Pentium III</i> ou mais avançado, <i>Microsoft Windows XP</i> , 256 Mb <i>RAM</i> (512 Mb <i>RAM</i> é ideal), resolução mínima 768x1024
<i>Footscan Insole 100 Hz/500 Hz</i>	VáriosxVários (n.º: 35 - 47 EU)	4 pares de palmilhas, dispositivo portátil para recolha de pressões, bateria, carregador de bateria, cabos; Ligação a PC via <i>USB2</i> ;	<i>Pentium III</i> ou mais avançado, <i>Microsoft Windows XP</i> , 256 Mb <i>RAM</i> (512 Mb <i>RAM</i> é ideal), resolução mínima 768x1024, interface <i>SCSI</i> ;
<i>ParoGraph</i>	60x53	Plataforma pedobaroscópica, cabos; Ligação a PC via <i>USB</i> ;	<i>Microsoft Windows 2000/XP</i> ;
<i>Parotec v.4</i>	VáriosxVários (n.º: 24 - 48 EU)	4 pares de palmilhas, dispositivo portátil para recolha de pressões ( <i>Controller v.4</i> ), bateria, carregador de bateria, cabos; Ligação a PC via porta série;	<i>Microsoft Windows 98/2000/NT, ME/XP</i> ;
<i>Medilogic Platform/300 Hz (Wireless)</i>	53x54	Plataforma pedobaroscópica, dispositivo portátil para recolha de pressões ( <i>Patient modem</i> ), dispositivo receptor das medições enviadas pelo <i>Patient Modem (Computer modem)</i> , bateria, carregador de bateria, cabos; Ligação a PC via <i>USB</i> ;	<i>Pentium</i> 600 MHz, <i>Microsoft Windows 98/ME/2000/XP</i> , 256 Mb <i>RAM</i> , resolução mínima 800x600, espaço em disco ~16 Mb;
<i>Medilogic Flex- Insole/300 Hz (Wireless)</i>	VáriosxVáriosx1,6 (n.º: 34-50 EU)	5 pares de palmilhas, dispositivo portátil para recolha de pressões ( <i>Patient modem</i> ), dispositivo receptor das medições enviadas pelo <i>Patient Modem (Computer modem)</i> , bateria, carregador de bateria, cabos; Ligação a PC via <i>USB</i> ;	<i>Pentium</i> 400 MHz, <i>Microsoft Windows 95/98/ME/2000/XP</i> , 32 Mb <i>RAM</i> , resolução mínima 800x600, espaço em disco ~11 Mb;

Tabela 3. Informação extra relativa ao hardware (continuação).

7 *Footscan 3D* em relação ao *Footscan 2D* difere, para além da frequência de amostragem, na caixa de interface 3D com 16 canais analógicos.

PRODUTO	TAMANHO (CxLxE, cm)	COMPONENTES DO SISTEMA	REQUISITOS DO SISTEMA
<i>FDM 1.5</i>	154x62	Plataforma pedobaroscópica, cabos; Ligação a PC via USB;	PC com porta USB, <i>Microsoft Windows XP</i> ;
<i>Matscan</i>	43,2x36,8	-	<i>Pentium 300 MHz</i> , 64 MB RAM, disco de 1GB, drive de CD ROM, porta USB, <i>Microsoft Windows 2000/XP</i> ;
<i>F-scan</i>	VáriosxVáriosx0.015	-	<i>Pentium 300 MHz</i> , 64 MB RAM, disco de 1GB, drive de CD ROM, porta USB, <i>Microsoft Windows 2000/XP</i> .

Tabela 4. Informação extra relativa ao hardware (continuação).

PRODUTO	ABERTO	EXPORTAR DADOS	SIM	ANÁLISES EFECTUADAS										APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS								
				PRESSÕES	FORÇAS DE REACÇÃO	CENTRO DE PRESSÃO	IMPULSO	ÁREAS DE CONTACTO	POR IMAGEM	POR REGIÃO ANATÓMICA	POR FASES DA MARCHA	POR PASSO	POR N PASSOS	COMPARAÇÃO DE MEDIDAS DISTINTAS	RELATÓRIOS	GRÁFICOS	CURVA ISOBÁRICA					
<i>Emed-AT/A</i>	Não <sup>8</sup>	ASCII	Sim	Sim	Sim	Não	Não	Sim	Sim	Não	Não	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Não			
<i>Emed-AT/B</i>	Não	ASCII	Sim	Sim	Sim	Não	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Não		
<i>Emed-AT/C</i>	Não	ASCII	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Não	
<i>Emed-AT/D</i>	Não	ASCII	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Não
<i>Pedar-D/B3</i>	Não	ASCII	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Não

Tabela 5. Funcionalidades do software dos diferentes sistemas comerciais (continua).

<sup>8</sup> Embora tenha sido dada a informação por parte do representante que este software é aberto; o mesmo referiu que para acrescentar funcionalidades extras aos sistemas *Novel* seria necessário exportar os dados para outro programa e nesse programa implementar as funcionalidades pretendidas.

## (\*- Informação não disponibilizada.)

PRODUTO	ABERTO	EXPORTAR DADOS	SIMCRONISMO COM SISTEMA <i>SIMI</i>	ANÁLISES EFECTUADAS											APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS					
				PRESSÕES	FORÇAS DE REACÇÃO	CENTRO DE PRESSÃO	IMPULSO	ÁREAS DE CONTACTO	POR IMAGEM	POR REGIÃO ANATÓMICA	POR FASES DA MARCHA	POR PASSO	POR N PASSOS	COMPARAÇÃO DE MEDIDAS DISTINTAS	RELATÓRIOS	GRÁFICOS	GRÁFICOS	3D	CURVA ISOBÁRICA	
<i>Pedar-X/R</i>	Não	<i>ASCII</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	
<i>Eclipse 3000/ ПодоSat</i>	-	-	-	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	-
<i>Footscan Gait Basic</i>	-	<i>ASCII, bitmap, APD</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>Footscan Gait Clinical</i>	-	<i>ASCII, bitmap, APD</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>Footscan Gait Scientific<sup>9</sup></i>	-	<i>ASCII, bitmap, APD</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>Footscan Insole</i>	-	<i>ASCII e bitmap;</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>ParoGraph</i>	-	-	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>Parotec v.4</i>	-	-	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>Medilogic Platform Software</i>	Não	<i>CSV, DWG, bitmap</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>Medilogic Insole Software</i>	Não	<i>CSV, DWG, bitmap</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>WinFDM</i>	Sim <sup>10</sup>	<i>ASCII</i>	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim

Tabela 4. Funcionalidades do software dos diferentes sistemas comerciais (continuação).

<sup>9</sup> O *Footscan Gait Scientific* relativamente ao *Footscan Gait Clinical* permite a análise média das medições e permite exportar todo o tipo de informação do pacote de software.

<sup>10</sup> Através do software SDK é possível ter controlo directo e adicionar funcionalidades ao sistema da *Zebris*.



EMPRESA/ REPRESENTANTE	HARDWARE	SOFTWARE	PREÇO	CONDIÇÕES
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>USB2 150 Hz – 0.5 m</i>	<i>Gait Basic</i>	3760 €	IVA 21 % não incluído; Garantia: 12 meses; Condições de pagamento; 100 % após entrega e montagem do equipamento; Transportes: custos de transportes não incluídos, necessário mais 230 €;
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>USB2 300 Hz – 0.5 m</i>	<i>Gait Clinical</i>	6300 €	
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>USB2 300 Hz – 0.5 m</i>	<i>Gait Scientific</i>	8300 €	
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>USB2 300 Hz – 1 m</i>	<i>Gait Scientific</i>	11500 €	
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>2D – 1 m</i>	<i>Gait Clinical</i>	14000 €	
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>2D – 1 m</i>	<i>Gait Scientific</i>	17000 €	
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>3D – 1 m</i>	<i>Gait Scientific</i>	21000 €	
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>Insole 100 Hz<sup>12</sup></i>	<i>Insole Software</i>	–	
<i>RScan/BioSensor</i>	<i>Insole 500 Hz</i>	<i>Insole Software</i>	13500 €	
<i>Paromed</i>	<i>ParoGraph</i>	<i>ParoGraph</i>	–	Formação de 1 dia no Porto; Garantia: 24 meses; Condições de pagamento: 30 % na adjudicação do equipamento, 70 % na entrega e montagem do equipamento; Transportes: seguro incluído, custos de transportes não incluídos;
<i>Paromed</i>	<i>Parotec v.4</i>	<i>Parotec v.4</i>	14300 €	
<i>Medilogic</i>	<i>Medilogic Platform (Wireless)</i>	<i>Medilogic Platform Software</i>	8700 €	Garantia: 24 meses para a plataforma, 12 meses para as palmilhas; Condições de pagamento: 100 % antes da entrega; Transportes: seguro incluído, custos de transportes incluídos
<i>Medilogic</i>	<i>Medilogic Flex-Insole (Wireless)</i>	<i>Medilogic Insole Software</i>	13900 €	
<i>Medilogic</i>	<i>Medilogic Flex-Insole/Platform (Wireless)</i>	<i>Medilogic Insole Software/Medilogic Platform Software</i>	16600 €	
<i>Medilogic</i>	<i>Medilogic Platform Sport (Wireless)</i>	<i>Medilogic Platform Software</i>	14400 €	
<i>Medilogic</i>	<i>Medilogic Flex-Insole-Sport (Wireless)</i>	<i>Medilogic Insole Software</i>	15900 €	
<i>Medilogic</i>	<i>Medilogic Flex-Insole-Sport/Platform Sport (Wireless)</i>	<i>Medilogic Insole Software/Medilogic Platform Software</i>	17100 €	
<i>Zebri/Teprel</i>	<i>FDM 1.5</i>	<i>WinFDM</i>	27580 €	IVA 21 % não incluído; Garantia: 12 meses; Condições de pagamento: A pronto.

**Tabela 7. Propostas comerciais apresentadas pelos fabricantes ou representantes em Portugal (continuação).**

Independentemente da tecnologia usada para a análise da marcha, para diminuir o efeito de erros aleatórios nos vários trabalhos considerados são repetidas as medições efectuadas [Vasarhelyi, 2006; Urry, 2005; Tsung, 2004; Cock, 2005; Knessl, 2005; Taylor, 2004; Taylor, 2004b; Kennteh, 2000]. Usualmente nestes trabalhos a frequência de amostragem é da ordem dos 50 Hz [Knessl, 2005; Urry, 2005; Vasarhelyi, 2006; Taylor, 2004; Taylor, 2004b; Bus, 2005;

<sup>12</sup> As palmilhas a 100 Hz da *RScan* ainda não foram lançadas no mercado, daí a ausência de informação relativamente ao preço.

Rosenbaum, 2006], e as dimensões típicas das plataformas consideradas rondam os 40x50 cm [Urry, 2005; Taylor, 2004; Taylor, 2004b; Bus, 2000].

## 7. Discussão

Ao nível da tecnologia de medição são usualmente considerados como requisitos mínimos: frequência de amostragem de 50 Hz - na maioria dos estudos da análise clínica da pressão plantar usa-se esta frequência (ver secção 6.2), além do mais em [Mittlemeier, 1993] é considerado que são adequadas frequências de amostragem entre os 45 e os 100 Hz; tempo de resposta de 25 ms - corresponde a um quarto do período da frequência mínima (10 Hz) do intervalo de sinais típicos presentes durante a marcha (ver secção 2.1); resolução espacial de 8 mm - se sensores são configurados sob a forma de uma matriz, quanto menor o tamanho do elemento sensorial melhor; intervalo de medição mínimo deverá ser dos 20 aos 900 KPa - em [Urry, 1999] é referido ser necessário medir sinais entre 0 e os 1000 KPa, porém segundo [Barnett, 2001] as palmilhas *Pedar* têm um *threshold* mínimo de 20 KPa e de acordo com outros trabalhos (ver secção 6.2) este sistema tem um bom desempenho; por fim, os diferentes dispositivos de medição devem permitir calibrar individualmente cada sensor (ver secção 6.2).

Como o custo é um factor determinante na escolha de qualquer sistema, fez-se uma selecção prévia das soluções menos dispendiosas apresentadas por cada uma das empresas consideradas. Depois justifica-se a opção final considerada neste trabalho tendo em conta as respectivas características do *software*, *hardware* e o preço, face às soluções propostas pelas empresas concorrentes e face às outras soluções apresentadas pela mesma empresa. A mesma abordagem foi considerada para a escolha das palmilhas.

No caso das plataformas de força as opções aparentemente mais adequadas são: a *Emed-AT25/A* (~ 8479 €), a *Emed-AT25/B* (~ 10175 €), a *USB2 150 Hz 0.5m/Gait Basic* (3760 €), a *USB2 300 Hz 0.5m/Gait Clinical* (6300 €), a *Eclipse 3000* (4719 €), a *Parograph* (preço não indicado pelo fabricante), a *Medilogic Platform* (8700 €), e a *FDM 1.5* (27580 €).

Relativamente à plataforma *Novel*, talvez fosse necessário optar pela *versão B* do *software*, uma vez que na *versão A* não calcula o centro de pressão nem as áreas de contacto. Porém o sistema da *Novel* permite exportar as medições para outras aplicações para posterior tratamento adicional. A tecnologia de medição deste sistema é elogiada em diversos trabalhos (ver secção 6.2). A frequência de resposta, a resolução espacial, o intervalo de medição, e os métodos de calibração considerados neste sistema cumprem os requisitos mínimos para a aquisição e a análise barométrica da marcha.

Relativamente à plataforma do sistema *USB2 150 Hz 0.5m/Gait Basic*, esta obedece aos parâmetros mínimos estabelecidos para a tecnologia de medição. No entanto, poderá ser interessante escolher o sistema *USB2 300 Hz 0.5m/Gait Clinical*, não pela frequência de amostragem, mas pelo *software* de análise de pressões incluído; pois possui mais funcionalidades e a um preço mais reduzido que o sistema *Emed-AT25/A*.

Apesar das poucas informações conseguidas sobre o sistema *Eclipse 3000*, aparentemente não há interesse em explorar mais esta hipótese, uma vez que o sistema *USB2 150 Hz 0.5m/Gait Basic* apresenta um preço inferior e tem melhores performances a nível de *software* e de *hardware*.

A plataforma da *Paromed* é excluída uma vez que o intervalo de medição da mesma encontra-se longe de englobar os requisitos mínimos para a aplicação em causa.

Também a plataforma da *Medilogic* é excluída neste estudo porque em termos de tecnologia as plataformas *Emed* e *USB2 150 Hz 0.5m* têm melhores especificações e em termos de *software* o *Medilogic Platform Software* não parece ser superior à *versão A* do sistema da *Emed* e também à *versão Gait Basic* da *RSscan*. Além do mais, o preço do sistema da *Medilogic* é superior aos sistemas da *Novel* e da *RSscan*.

O sistema da *Zebris, FDM 1.5*, é também excluído devido ao seu preço elevado e uma vez que as performances ao nível do *software* e do *hardware* não o justificam.

Entre os sistemas *Emed-AT25/A* ou *Emed-AT25/B* e os sistemas *USB2 150 Hz 0.5m/Gait Basic* ou *USB2 300 Hz 0.5m/Gait Clinical* a performance da tecnologia de medição parece ser semelhante, com vantagem na frequência de amostragem para ambos os sistemas da *RSscan*. O *software* dos sistemas da *RSscan* possui mais funcionalidades do que o *software* dos sistemas *Novel*. A família *Emed* tem a vantagem de ser referenciada como precisa e exacta em vários trabalhos analisados (ver secção 6.1); porém, de acordo com a *Biosensor*, sistemas semelhantes ao *USB2 150 Hz 0.5m/Gait Basic* e ao *USB2 300 Hz 0.5m/Gait Clinical* foram adoptados em Portugal pela *UTAD* - Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, contacto Prof. Ronaldo Gabriel e pela *FMH* - Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa, contacto Prof. Jan Cabri.

Relativamente a sistemas baseados em palmilhas, as soluções seleccionadas à partida são a *Pedar-D/B3* (~ 13717 €), a *Footscan Insole 500 Hz* (13500 €), a *Parotec v.4* (14300 €) e *Medilogic Insole* (13900 €). O sistema *Parotec v.4* é excluído, pois para além de ser a solução mais dispendiosa mede a pressão discretizada em 24 pontos e não a distribuição da pressão. O sistema *Medilogic Insole* apresenta limitações ao nível do intervalo de medição, e o *software* incluído não é superior ao *software* dos sistemas *Pedar-D/B3* e *Footscan Insole 500 Hz*. Em relação às palmilhas da *RSscan* e da *Novel*, as primeiras têm desempenhos superiores ao nível do *hardware* (intervalo de medição e frequência de amostragem) e do *software* incluído. No entanto, as segundas são referidas como sistemas precisos e com performance aceitável em



vários trabalhos (ver secção 6.1). Para as palmilhas *Footscan Insole 500 Hz* e *Pedar-D/B3* não faz sentido considerar versões mais avançadas do *software* ou do *hardware*. O sistema da *RSScan* inclui 4 palmilhas enquanto o da *Novel* inclui 3 unidades.

Se se conseguir encontrar casos práticos que demonstrem a precisão e exactidão dos sistemas *RSScan* (*Footscan Insole 500 Hz* e *USB2 300 Hz 0.5m/Gait Clinical*) para a análise clínica da marcha, estes poderão ser as melhores soluções para o *CRPG* a nível de preço, *hardware* e *software*. Caso seja desejado adquirir tanto um sistema de palmilhas como uma plataforma de pressão, então uma possível solução seria o sistema *Medilogic Flex-Insole/Platform*. No entanto, seria conveniente encontrar exemplos de aplicações na análise clínica da marcha onde o referido sistema apresente bom desempenho.

Note-se que não foi feita qualquer referência ao sistema da *Tekscan* visto não ter sido obtido o preço dos respectivos sistemas; além do mais, na bibliografia considerada existe consenso que este sistema tem fortes limitações na análise quantitativa da pressão plantar.

## Bibliografia

- [Barnett, 2001] S. Barnett, J.L. Cunningham, S. West, *A Comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform*, *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp. 353-357, 2001.
- [Boulton, 1983] A. Boulton, C. Hardisty, R. Betts, C. Franks, J. Worth, T. Duckworth, *Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy*, *Diabetes Care*, Vol. 6, pp. 26-33, 1983.
- [Boulton, 1983] A. Boulton, *Foot pressure studies in diabetic neuropathy* Proceeding of the international conference on biomechanics and kinesiology of hand and foot, IIT Madras, Calcutta, India, 16-18 December, 1985.
- [Boulton, 1985] A. Boulton, *Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy*, *Diabetes care*, Vol. 6, pp. 26-33, 1985.
- [BYP, 2006] Biomechanics Yellow Pages, Force Platforms, Load Cells & Pressure Plates, [www.isbweb.org/~byp/Force\\_Platforms\\_Load\\_Cells\\_Pressure\\_Plates.html](http://www.isbweb.org/~byp/Force_Platforms_Load_Cells_Pressure_Plates.html), acedido em Março 2006.
- [Cavanagh, 1997] P. Cavanagh, E. Morag, A. Boulton, M. Young, K. Deffner, S. Pammer, *The relationship of static foot structure to dynamic foot function*, *J. Biomechanics*, Vol. 30, pp. 243-250, 1997.
- [Cock, 2005] A. Cock, D. Clercq, T. Willems, E. Witvrouw, *Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults*, *Gait & Posture*, Vol. 21, pp. 432-439, 2005.

- [Crowder, 2006] Automation and Robotics, R. M. Crowder, <http://www.soton.ac.uk/~rmc1/robotics/artactile.htm>, acessido em Abril 2006.
- [Dai, 2006] X. Dai, Y. Li, M. Zhang, J. Cheung, *Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking*, *clinical biomechanics*, Vol. 21, pp. 314-321, 2006.
- [Finch, 1999] P. Finch, *Technology in biomedicine: the EMED pedar pressure measurement system*, *Foot*, Vol. 9, pp. 1-5, 1999.
- [FSA, 2006] FSA, [www.pressuremapping.com](http://www.pressuremapping.com), acessido em Abril 2006.
- [Footmaxx, 2006] Footmaxx, <http://www.footmaxx.com/>, acessido em Abril 2006.
- [Gaitscan, 2006] Gaitscan, <http://www.theorthoticgroup.com/>, acessido em Abril 2006.
- [GuyCapron, 2006] Guy Capron, <http://www.guy-capron.com/>, acessido em Abril 2006.
- [Halm, 2006] Halm Elektronik, <http://www.halm.de/>, acessido em Abril 2006.
- [Hodge, 1999] M. Hodge, T.M. Bach, G.M. Carter, *Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis*, *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 567-575, 1999.
- [Infotronic, 2006] Infotronic, <http://www.infotronic.nl/>, acessido em Abril 2006.
- [Kirtley, 1995] Biomechanics and Movement Science listserver, *Foot pressure measurement systems: summary*, <http://isb.ri.ccf.org/biomchl/archives/biomch-1-1995-05/00096.html>, acessido em Abril 2006.
- [Kistler, 2006] Kistler, Glossary, <http://www.kistler.com/do.glossary.ch.en.ch?content=Glossaryseite&param=->, acessido em Abril 2006.
- [Kulite, 2006] Kulite, <http://www.kulite.com/glossary.asp>, acessido em Abril 2006.
- [Landorf, 1998] K. Landorf, A. Keenan, *Efficacy of foot orthoses: what does the literature tell us?*, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol. 90, pp. 149-158, 1998.
- [Lavery, 1998] L. Lavery, *Practical criteria for screening patients at high risk for diabetic foot ulceration*, *Archives of internal medicine*, Vol. 158, pp.157-162, 1998.
- [Maalej, 1989] N. Maalej, J. Webster, W. Tompkins, J. Wertsch, *A conductive polymer pressure sensor array*, *Proc. Ann. Conf. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 11th Annual Int. Conf.*, Vol. 11, pp. 1116-17, 1989.
- [Marques, 2004] M. Marques, Relatório Interno, Progresso do Plano de Trabalho de Doutoramento, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, 2004.
- [McGill, 2006] Sensor Wiki by McGill's IDMI Laboratory, [http://www.sensorwiki.org/index.php/Main\\_Page](http://www.sensorwiki.org/index.php/Main_Page), acessido em Abril 2006.
- [McPoil, 1989] T. McPoil, M. Adrian, P. Pidcoe, *Effects of foot orthoses on center-of-pressure patterns in women*, *Physical Therapy*, Vol. 69, pp. 149-54, 1989.
- [Medilogic, 2006] T&T medilogic, [www.medilogic.com](http://www.medilogic.com), acessido em Abril 2006.
- [Megascan, 2006] Megascan, <http://www.megascan.de/>, acessido em Abril 2006.
- [Mensor, 2006] Mensor Corporation, Glossary, <http://www.mensor.com/glossary.htm>, acessido em Abril 2006.

- [Menz, 2005] H. Menz, M. Morris, *Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people*, Gait & Posture, In Press, Corrected Proof.
- [Mittlemeier, 1993] T. Mittlemeier, M. Morlock, *Pressure distribution measurements in gait analysis dependency on measurement frequency*, Abstract presented at: 39<sup>th</sup> Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, San Francisco, Calif; 1993.
- [Musgrave, 2006] Musgrave, <http://podiatry.temple.edu/GAITLAB/musgrave.htm>, acedido em Abril, 2006.
- [Novel, 2006] Novel, [www.novel.de](http://www.novel.de), acedido em Abril 2006.
- [Novick, 1993] A. Novick, J. Stone, J. Birke, D. Brasseaux, J. Broussard, A. Hoard, E. Hawkins, *Reduction of Plantar pressure with the rigid relief orthosis*, Journal of the American Podiatric Medical Association, Vol. 83, pp. 115-122, 1993.
- [Orlin, 2000] M. Orlin, T. McPoil, *Plantar pressure assessment*, Physical Therapy, Vol. 80, N. 4, pp. 399-409, 2000.
- [Paromed, 2006] Paromed, [www.paromed.de](http://www.paromed.de), acedido em Abril 2006.
- [Postema, 1998] K. Postema, P. Burm, M. Zande, J. Limbeek, *Primary metatarsalgia: the influence of a custom moulded insole and a rockerbar on plantar pressure*, Prosthetics and Orthotics Internacional, Vol. 22, pp. 35-44, 1998.
- [RSscan, 2006] RSscan Internacional, [www.rsscan.com](http://www.rsscan.com), acedido em Abril 2006.
- [Schaff, 1993] S. Schaff, *An overview of foot pressure measurement systems*, Clinics in podiatric medicine and surgery, Vol. 10, pp. 403-415, 1993.
- [Schmidt, 1996] Biomechanics and Movement Science listserver, Tekscan respond, <http://isb.ri.ccf.org/biomch-l/archives/biomch-l-1996-03/00117.html>, acedido em Abril 2006.
- [Sloss, 2002] R. Sloss, *The effects of foot orthoses on the ground reaction forces during walking*, The Foot, Vol. 11, pp. 205-214, 2002.
- [Sousa, 2006] D. Sousa, J. Tavares, Relatório Interno, *Breve Apresentação dos Softwares Simi Motion e do Simi Twinner Pro*, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, 2006, <http://paginas.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/Simi%20Motion%20e%20Simi%20Twinner%20Pro.pdf>, acedido em Abril 2006.
- [Stebbins, 2006] J. Stebbins, M. Harrington, C. Giacomozzi, N. Thompson, A. Zavatsky, T. Theologis, *Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children*, Gait & Posture, Vol. 22, pp. 372-376, 2005.
- [Steiner, 2006] Hans-Christoph Steiner's Miscellanea, <http://at.or.at/hans/misc/itp/pcomp/fsr.html>, acedido em Abril 2006.
- [Tavares, 2000] J. Tavares, J. Barbosa, A. Padilha, *Matching image objects in dynamic pedobarography*, RecPad 2000, 11th Portuguese Conference on Pattern Recognition, Porto, Portugal, 2000,

- <http://paginas.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/artigos/artigo%20recpad2000.pdf>, acedido em Abril 2006.
- [Tekscan, 2006] Tekscan, [www.tekscan.com](http://www.tekscan.com), acedido em Abril 2006.
- [Tsung, 2003] B. Tsung, M. Zhang, Y. Fan, D. Boone, *Quantitative comparison of plantar foot shapes under different weight-bearing conditions*, Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol. 40, pp. 517-526, 2003.
- [Tsung, 2004] B. Tsung, M. Zhang, A. Mak, M. Wong, *Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution*, Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol. 41, pp. 767-774, 2004.
- [Urry, 1999] S. Urry, *Plantar pressure-measurement sensors*, Measurement Science and Technology, 1999.
- [Vasarhelyi, 2006] A. Vasarhelyi, T. Baumert, C. Fritschm W. Hopfenmuller, G. Gradl, T. Mittlmeier, *Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity – is it achievable?*, Gait & Posture, Vol. 23, pp. 99-105, 2006.
- [Veves, 1992] A. Veves, *The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study*, Diabetologia, Vol. 35, pp. 660-663, 1992.
- [Woodburn, 1996] J. Woodburn, P.S. Helliwell, *Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system*, Clinical Biomechanics, Vol. 11, pp. 301-304, 1996.
- [Wu, 2005] G. Wu, J. Hitt, *Ground contact characteristics of Tai Chi gait*, Gait & Posture, Vol. 22, pp. 32-39, 2005.
- [Zebris, 2006] Zebris, <http://www.zebris.de/>, acedido Abril 2006.