



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Engenharia

Projecto Sensifeet
Aquisição de valores de pressão plantar com um sensor flexível

Pedro Serra

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Electrotécnica: ramo de Sistemas Biónicos
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor António Espírito Santo

Covilhã, Junho de 2011

Agradecimentos

Apesar das características solitárias que um projecto com estas particularidades acarreta, muitos são os intervenientes, directo e indirectos, cuja contribuição quero agradecer.

Ao professor António Espírito Santo pela disponibilidade, partilha e orientação dentro e fora do âmbito desta dissertação.

Aos colegas de electrotecnia, nomeadamente, ao Hélder Martins, Diogo Correia e, principalmente, ao Fábio Castanheira. Todos com um papel diferente e, não obstante, muito importante.

Ao professor Bruno Ribeiro e à professora Maria João Nunes, pela prontidão, disponibilidade e boa vontade.

A toda a minha família por me garantir o espaço, paciência e enorme compreensão necessários ao longo deste trajecto.

Aos meus amigos, em particular, Joana Santos e Bruno Martins. Presentes a cada passo.

A todos aqueles que, não mencionando, guardo em consideração. Cada contributo, por mais pequeno que pareça, tem muito valor.

A todos os outros que, não acreditando, me ajudam a lutar.

Resumo

O mercado actual de sensores de pressão plantar está dominado por soluções que retiram o controlo de compra do utilizador. Produtos caros, com especificidades de construção que limitam a versatilidade dos dispositivos. Produtos que servem a função mas de forma temporária (desgastando-se rapidamente) ou limitada (em termos da relação entre a aplicabilidade e o volume de dados).

Esta dissertação apresenta o estudo e aplicação de um material electrodisipativo como transdutor de pressão. Um material com as características do estudado é relativamente barato, permitindo o desenvolvimento de um sensor mais acessível e versátil.

Primeiramente mostra-se de que maneira a tecnologia da medição da pressão plantar tem vindo a evoluir. Destacam-se as vantagens e desvantagens da tecnologia actual, clarificando-se de que forma se contribui com este projecto para a sua progressão. Segue-se-lhe uma secção que apresenta e relaciona as principais estruturas anatómicas do pé. É seu objectivo auxiliar na discriminação e optimização do posicionamento dos eléctrodos do sensor. O estudo das características do material é uma terceira secção, antecedendo a aplicação do mesmo a várias construções de teste. A quarta secção resume-as e termina com a apresentação de um protótipo que serve de prova de conceito. Por fim, o quinto capítulo sumariza as principais melhorias e aplicação desta tecnologia, revelando caminhos futuros.

Palavras-chave

Material electrodisipativo, pressão plantar, baropodometria, transdutores.

Abstract

The available plantar pressure devices on market are expensive and well beyond the grasp of an average consumer. In spite of their high resolution, the products lack versatility. They either last for a short period of time (wear out) or they are limited (regarding the relationship between utility and data volume).

This document shows the application of an electric field shielding material as a pressure transducer. Such a material is relatively inexpensive, allowing for the development of a more versatile and cheap sensor.

Firstly it will be shown how the plantar pressure measurement technology has been evolving. The main highlights will go towards the pros and cons of the current technology, also revealing how this project contributes to its progression. The next stage describes the main anatomic structures of the feet. This is needed in order for the discrimination and optimization of the sensor's electrodes. It will only be after this, that the characteristics of the material shall be revealed. The forth chapter describes several try-out constructions, different approaches onto developing a final prototype. Lastly, summing up, there is a section pointing out improvements and applications of the technology, showing future paths.

Keywords

Electric field shielding material, plantar pressure, baropodometry, transducers.

Índice

CAPÍTULO 1	1
Considerações iniciais	1
Introdução	1
Tecnologia: Estado da arte	2
Contribuição do projecto	11
CAPÍTULO 2	12
Anatomia e biomecânica do pé.....	12
Anatomia e biomecânica do pé.....	12
Planos e movimentos anatómicos.....	12
Anatomia do pé	16
Arcos do pé	20
Biomecânica da passada.....	21
Fase de ataque.....	22
Apoio médio	22
Fase de impulsão	23
Fase de balanço	23
CAPÍTULO 3	24
Estudo de um material electrodisipativo como transdutor de pressão	24
Transdutor.....	24
Material e comportamento	24
Testes de validação.....	28
Ensaio de resistência	32
Ensaio de diferença de tensão	34
Ensaio de sensibilidade	37
Ensaio de repetibilidade	38
Análise e discussão dos resultados.....	39
CAPÍTULO 4	40
Prova de conceito	40
Módulos de teste	40
Testes ao transdutor.....	40
Construções de teste	42
Cadeia de medição	46
Método de medição	46
Especificidades da cadeia de medição.....	48
Transdutor e eléctrodos	48
Divisor de tensão	48
Sistema de aquisição	49
MSP430G2231	49
ADC10	49
Protocolo de comunicação	50
Configuração do sistema de aquisição	50
Protótipo de baixa resolução	53
Cadeia de medição	53
Número e posicionamento dos eléctrodos	53
Construção.....	53
Divisor de tensão	56
Sistema de aquisição	57
Multiplexador	57

MSP430G2231 e ADC10.....	58
Registo e análise dos resultados.....	58
Representação dos valores. Interface gráfica	60
Validade e interpretação das aquisições.....	62
CAPÍTULO 5	64
Considerações finais.....	64
Presente e futuro: aplicações e relevância do trabalho.....	64
Bibliografia	67

Lista de Figuras

FIG. 1 – VISTA EXPLODIDA DO TRANSDUTOR TANGENCIAL. ADAPTADO E VECTORIZADO DE (7).	2
FIG. 2 – DETALHES DO TRANSDUTOR DESENVOLVIDO POR WANG ET AL (14).	3
FIG. 3 – ORGANIZAÇÃO ESTRATIFICADA DA PALMILHA SUGERIDA POR SALPAVAARA ET AL. ADAPTADO DE (26).	6
FIG. 4 – CORTE SECCIONAL DO DISPOSITIVO PROPOSTO POR PERUCHON ET AL. ADAPTADO DE (7).	7
FIG. 5 – SOBREPOSIÇÃO DAS CAMADAS POLIMÉRICAS E RESPECTIVO PADRÃO CONDUTOR NUMA FSR. ADAPTADO DE (42).	8
FIG. 6 – ESQUEMA GERAL DE UMA HIDROCÉLULA. ADAPTADO DE (57).	9
FIG. 7 – PLANOS ANATÓMICOS DISTRIBUÍDOS PELO CORPO. NA FIGURA É VISÍVEL A POSIÇÃO ANATÓMICA DO INDIVÍDUO E AINDA OS QUATROS PLANOS ANATÓMICOS MAIS UTILIZADOS NAS DESCRIÇÕES ESCRITAS OU ORAIS. ADAPTADO DE (60).	13
FIG. 8 – EXEMPLOS DE MOVIMENTOS DE FLEXÃO E EXTENSÃO, RESPECTIVAMENTE DA ESQUERDA PARA A DIREITA, PARA O PÉ. ADAPTADO DE (62).	14
FIG. 9 – MOVIMENTO ABDUTOR E ADUTOR PARA O PÉ. ADAPTADO DE (62).	14
FIG. 10 – MOVIMENTO DE PRONAÇÃO E SUPINAÇÃO PARA O PÉ. ADAPTADO DE (62).	15
FIG. 11 – MOVIMENTO DE PRONAÇÃO E SUPINAÇÃO PARA O PÉ. ADAPTADO DE (62).	15
FIG. 12 – REGIÕES ANATÓMICAS DO PÉ. DESTAQUE PARA OS OSSOS CONSTITUINTES DE CADA ÁREA. ADAPTADO DE (63).	16
FIG. 13 – A ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO. NESTA IMAGEM É POSSÍVEL IDENTIFICAR O ASTRÁGALO E AMBOS OS MALÉOLOS. ADAPTADO DE (63).	17
FIG. 14 – EM CIMA: MOVIMENTOS DE PRONAÇÃO, SUPINAÇÃO E PÉ NEUTRO QUANDO O MESMO ESTÁ SEM APOIO; EM BAIXO: QUANDO O PÉ ESTÁ APOIADO NO CHÃO A SUPINAÇÃO E A PRONAÇÃO ADVÊM DA DISTRIBUIÇÃO DO PESO DO CORPO QUE ACTUA SOBRE O ASTRÁGALO. ADAPTADO DE (63).	18
FIG. 15 – O ARCO TRANSVERSAL SITUA-SE ENTRE OS TARSOS E OS METATARSOS. OS ARCOS LONGITUDINAIS PERCORREM TODO O COMPRIMENTO DO PÉ E OBTÊM DESIGNAÇÃO CONFORME O SEU POSICIONAMENTO. ADAPTADO DE (63).	20
FIG. 16 – O ARQUEAMENTO DE UM MODELO EM CARTÃO DENOTA A IMPORTÂNCIA DA CONFIGURAÇÃO DA TORÇÃO FACE À ESTRUTURA DO CARTÃO EM SI. A EXTREMIDADE À ESQUERDA REPRESENTA O CALCÂNEO E A EXTREMIDADE OPOSTA OS METATARSOS. ADAPTADO DE (62).	21
FIG. 17 – DISTRIBUIÇÃO DE FORÇAS NUM PASSO. ADAPTADO DE (62).	22
FIG. 18 – MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE VARRIMENTO DE UM COMPÓSITO DE <i>CARBON BLACK</i> E POLIETENO DE BAIXA DENSIDADE. AS PARTES A BRANCO CORRESPONDEM A AGREGADOS DE <i>CARBON BLACK</i> E AS PARTES MAIS ESCURAS À MATRIZ DE POLIETENO. ADAPTADO DE (90).	24
FIG. 19 – ILUSTRAÇÃO DAS INTERACÇÕES ENTRE PARTÍCULAS DE <i>CARBON BLACK</i> E CADEIAS DE POLIETENO: A CORRESPONDE A UM MODELO GLOBAL PARA AS INTERACÇÕES ENTRE OS COMPONENTES E B A UM DETALHE DAS MESMAS PARA DIFERENTES NÍVEIS DE MOBILIDADE. ADAPTADO DE (90).	25
FIG. 20 – MODELO DE UMA CADEIA DE POLIETENO (89).	25
FIG. 21 – DOIS MODELOS REPRESENTATIVOS DAS PARTÍCULAS DE <i>CARBON BLACK</i> . O PRIMEIRO, A), REPRESENTA O ESPAÇAMENTO ATÓMICO PARA ELEMENTOS UNITÁRIOS DE GRAFITE HEXAGONAL. O SEGUNDO MODELO, B), MOSTRA A ORIENTAÇÃO DAS CAMADAS DE GRAFITE NAS UNIDADES TÍPICAS DE <i>CARBON BLACK</i> . ADAPTADO DE (71).	26
FIG. 22 – ESQUEMATIZAÇÃO DO RECIPIENTE DE CARGA, ELÉCTRODOS E MATERIAL TRANSDUTOR.	28
FIG. 23 – MONTAGEM EXPERIMENTAL PARA A AQUISIÇÃO DOS VALORES DE RESISTÊNCIA SOBRE DIFERENTES CARGAS.	29
FIG. 24 – REPRESENTAÇÃO E DIMENSIONAMENTO DO DIVISOR DE TENSÃO UTILIZADO NO ENSAIO DE SENSIBILIDADE.	30
FIG. 25 – PADRÃO DE TESTE A VÁRIAS TIPOLOGIAS DE ELÉCTRODOS.	41
FIG. 26 – INSTRUMENTO DE APLICAÇÃO DE CARGA. A FORÇA APLICADA ESTARÁ DE ACORDO COM A DISTÂNCIA ENTRE O APLICADOR DE FORÇA E A CARGA.	42
FIG. 27 – ELÉCTRODO DE REFERÊNCIA.	42

FIG. 28 – EM A O MODELO DE DISTRIBUIÇÃO E FORMATO DOS ELÉCTRODOS DO MÓDULO DE TESTE NÚMERO UM. EM B E C A CONSTRUÇÃO DA CAMADA SUPERIOR DE ELÉCTRODOS: B CORRESPONDE À FACE INFERIOR E C À FACE SUPERIOR.	43
FIG. 29 – EM A O MODELO DE DISTRIBUIÇÃO E FORMATO DOS ELÉCTRODOS DO MÓDULO DE TESTE NÚMERO DOIS. EM B A CONSTRUÇÃO DA CAMADA SUPERIOR DE ELÉCTRODOS. NOTE-SE A PROPORÇÃO DO ELÉCTRODO QUE FICA DISPONÍVEL PARA O CONTACTO COM O FIO. EM C O ASPECTO DA CAMADA INFERIOR. COMO A FOLHA DE ACETATO É TRANSPARENTE É POSSÍVEL OBSERVAR O ZIGUEZAGUE DO FIO CONDUTOR NA CAMADA SUPERIOR. É AINDA POSSÍVEL OBSERVAR QUE AS PONTAS DO FIO CONDUTOR NÃO TÊM A CAMADA ISOLANTE.	44
FIG. 30 – A IMAGEM EM A APRESENTA O ASPECTO FINAL DA CONSTRUÇÃO, JÁ COM A ASSOCIAÇÃO DO FIO CONDUTOR ÀS CAMADAS DE ELÉCTRODOS E DO TRANSDUTOR AO ELÉCTRODO DE REFERÊNCIA. EM B UM DETALHE DA ASSOCIAÇÃO DO TRANSDUTOR AO ELÉCTRODO DA CAMADA INFERIOR, COM LINHA CONDUTORA.	45
FIG. 31 – MODELO DE TESTE NÚMERO QUATRO. SÃO EVIDENTES AS CAMADAS DE ELÉCTRODOS E, NUM PLANO MAIS POSTERIOR, O TRANSDUTOR. A CAMADA DO ELÉCTRODO DE REFERÊNCIA, EMBORA MAIS ANTERIOR, É A CAMADA INFERIOR, TAL COMO NOS RESTANTES MODELOS DE TESTE.	45
FIG. 32 – LIMITE DAS NOVE MÁSCARAS ANATÓMICAS. AS DUAS PRIMEIRAS REGIÕES CONTÊM AS FALANGES. AS REGIÕES TRÊS, QUATRO E CINCO DELIMITAM OS METATARSOS E A REGIÃO SEIS E SETE OS PEQUENOS OSSOS DO PÉ. AS REGIÕES MAIS POSTERIORES, OITO E NOVE, RODEIAM OS OSSOS GRANDES DO PÉ, O ASTRÁGALO E O CALCÂNEO.	47
FIG. 33 – REPRESENTAÇÃO E DIMENSIONAMENTO DO DIVISOR DE TENSÃO UTILIZADO NA VALIDAÇÃO DOS MODELOS DE TESTE.	48
FIG. 34 – DISTRIBUIÇÃO E POSICIONAMENTO DOS ELÉCTRODOS NO PROTÓTIPO DE BAIXA RESOLUÇÃO. EM A AS CRUZES ASSINALAM, GROSSEIRAMENTE, A LOCALIZAÇÃO DO FIO CONDUTOR. EM B ESTÃO REPRESENTADAS, A CINZENTO, AS REGIÕES DOS ELÉCTRODOS. OS ESPAÇOS A BRANCO INDIVIDUALIZARAM OS ELÉCTRODOS DA CAMADA SUPERIOR.	53
FIG. 35 – CAMADAS DO PROTÓTIPO DE BAIXA RESOLUÇÃO. O PROTÓTIPO APARECE SEM A CAMADA SUPERIOR DE ELÉCTRODOS E NUMA ORIENTAÇÃO CONTRÁRIA ÀQUELA EM QUE SERÁ UTILIZADO POR MOTIVOS DE CLAREZA DA IMAGEM.	54
FIG. 36 – SETE ETAPAS PRINCIPAIS NO PROCESSO DE CONSTRUÇÃO DOS ELÉCTRODOS. DE A A D ESTÃO REPRESENTADAS AS ETAPAS DE CRIAÇÃO DO ELÉCTRODO COMUM (A E B) E DOS ELÉCTRODOS INDIVIDUAIS (DE A A D). NA SEGUNDA LINHA DE IMAGENS ESTÃO PRESENTES AS CONSTRUÇÕES FINAIS DAS PALMILHAS DE ELÉCTRODOS. NA IMAGEM E OBSERVA-SE A FACE SUPERIOR DO ELÉCTRODO DE REFERÊNCIA E O PORMENOR DA ASSOCIAÇÃO DO FIO AO ELÉCTRODO. EM F A FACE INFERIOR DO MESMO ELÉCTRODO. A IMAGEM G MOSTRA A CAMADA DE ELÉCTRODOS INDIVIDUAIS E O ZIGUEZAGUE DO FIO CONDUTOR.	55
FIG. 37 – REPRESENTAÇÃO E DIMENSIONAMENTO DO DIVISOR DE TENSÃO UTILIZADO NO PROTÓTIPO DE BAIXA RESOLUÇÃO.	56
FIG. 38 – MULTIPLEXADOR. EM A ESTÁ PRESENTE A LIGAÇÃO DOS PINOS. B FAZ UMA DESCRIÇÃO MAIS DETALHADA SOBRE A FUNÇÃO DESSES PINOS.	57
FIG. 39 – ENDEREÇOS PARA ACTIVAÇÃO DE CADA CANAL DO MULTIPLEXADOR.	58
FIG. 40 – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE DOIS DOS QUATRO ENSAIOS COM O PROTÓTIPO DE BAIXA RESOLUÇÃO. A ESCOLHA DE NÃO REPRESENTAR OS QUATRO ESTÁ RELACIONADA COM A PROXIMIDADE DOS VALORES.	59
FIG. 41 – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE DOIS DOS QUATRO ENSAIOS COM O PROTÓTIPO DE BAIXA RESOLUÇÃO. A ESCOLHA DE NÃO REPRESENTAR OS QUATRO ESTÁ RELACIONADA COM A PROXIMIDADE DOS VALORES.	60
FIG. 42 – REPRESENTAÇÃO DA INTERFACE GRÁFICA DESENVOLVIDA.	61

Lista de Tabelas

TABELA 1 – TABELA RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS E DETALHES RELEVANTES EM CADA ENSAIO.	31
TABELA 2 – TABELA COM OS VALORES DE TENSÃO RECOLHIDOS COM O PROTÓTIPO DE BAIXA RESOLUÇÃO.	59

Lista de Acrónimos

ADC	Conversor analógico-digital (<i>Analogue to Digital Converter</i>)
CPU	Unidade central de processamento (<i>Central Processing Unit</i>)
DCO	Oscilador controlado digitalmente (<i>Digitally Controlled Oscillator</i>)
DRP	Doenças reumáticas profissionais
DTC	Controlador de transferência de dados (<i>Data Transfer Controller</i>)
EPDM	Borracha de etileno-propileno-dieno
FSR	Resistências sensíveis a força (<i>Force Sensing Resistor</i>)
GUI	Interface gráfica de utilizador (<i>Graphical User Interface</i>)
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
LMELT	Lesões músculo-esqueléticas ligadas ao trabalho
PCB	Placa de circuito impresso (<i>Printed Circuit Board</i>)
PTC	Coefficiente de temperatura positivo (<i>Positive Temperature Coefficient</i>)
PVDF	Polivinil difluoreto
PZT	Titano de zirconato de chumbo
SAR	Registo de aproximações sucessivas (<i>Successive approximation register</i>)
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
TXD	Pino de transmissão de dados (<i>Transmit Exchange Data</i>)
UART	Recepção/transmissão assíncrono universal (<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>)
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

Capítulo 1

Considerações iniciais

Introdução

Este projecto teve início ainda no ciclo de estudos da licenciatura em Ciências Biomédicas. No âmbito de uma disciplina do referido ciclo de estudos surgiu a oportunidade de desenvolver um projecto de investigação de temática livre mas subordinada à área da licenciatura.

Esse projecto de investigação acabou por se direccionar para a temática das doenças reumáticas profissionais (DRP). Ou, como se denominou na altura, lesões músculo-esqueléticas ligadas ao trabalho (LMELT). O projecto consistiu, basicamente, no levantamento do estado da arte sobre a tecnologia que se aplica no diagnóstico, tratamento e prevenção dessas patologias. Identificou-se uma grave falha: a tecnologia aplicada é relativamente básica, sendo que, grosso modo, as entidades empregadoras não pretendem perder tempo ou dinheiro no bem-estar dos trabalhadores. Isto por sua vez, reflecte-se na diminuição da produtividade e no aumento das doenças reumáticas, levando a avultados gastos, directa e indirectamente, com o tratamento dessas patologias (que tendem a ganhar dimensões crónicas).

No seguimento deste trabalho surge este projecto. Ao se considerar um tema para dissertação de mestrado, pelas dimensões e relevância do projecto anterior, a primeira ideia foi a de continuar o trabalho previamente desenvolvido. Todavia, não sob uma perspectiva tão global como anteriormente. Estava agora na altura de se avançar com uma proposta concreta de adaptação de tecnologia. Daí surge a ideia da criação de um sensor de pressão plantar, direccionado, inicialmente, para a monitorização da pressão plantar em trabalhadores com posturas verticais (em pé) frequentes.

Durante a dissertação apresentada não se voltará a abordar a temática das DRP. Como acima se explicou, este projecto concretiza uma proposta de sensor de pressão. A sua aplicabilidade nas DRP fica para um eventual estudo posterior.

O documento está dividido em cinco capítulos. O primeiro capítulo insere o projecto na realidade da tecnologia actual, dando enfoque aos diferentes métodos de medição da pressão plantar e revelando em que sentido a proposta se diferencia.

O segundo capítulo serve de base de sustentação para o quarto. Descrever-se-ão, de forma resumida, as principais estruturas anatómicas do pé e a relevância biomecânica que têm.

Explicar-se-á também de que forma se espera que se faça a distribuição de pressão na caminhada.

A terceira divisão desta dissertação apresentará o estudo do material transdutor escolhido. Revelará o tipo de estudos que se fizeram e que comportamento se espera aquando da sua inclusão no sensor de pressão plantar. Será neste capítulo que se mostra porque motivo o transdutor tem aplicabilidade na aplicação que se pretende desenvolver.

O capítulo quarto corresponde ao culminar de todo o trabalho desenvolvido nos capítulos anteriores. Aglomerando as principais conclusões obtidas no decorrer dos trabalhos práticos de validação, esta secção irá descrever as diferentes tipologias de sensor testadas e, por fim, a proposta de um protótipo. A interligação do capítulo quatro e do capítulo dois consiste no método aplicado para a construção e organização dos dados recolhidos. Sem o capítulo dois não faria sentido descrever e justificar o método da análise regional.

O documento termina com o capítulo cinco, apresentando aplicações, melhorias e a relevância do trabalho desenvolvido.

Tecnologia: Estado da arte

A curiosidade do homem tem sido o principal motor da investigação científica. A área da pressão plantar não foge à regra.

G. Carlet (1) e M. Marey (2) foram investigadores pioneiros: recorrendo apenas a uma almofada de ar realizaram ensaios que permitiram as primeiras medidas quantitativas da pressão plantar (3).

A par com estes, na Alemanha dos finais do século XIX, F. Beeley prevê e realiza uma experiência que marcará também a investigação nesta área. Foi em 1882 que este médico de clínica geral se dispôs a, com o auxílio de um saco de linho cheio com gesso de secagem rápida, recolher impressões plantares. Pelo seu raciocínio, as zonas com maiores pressões deixariam uma maior marca no gesso (4).

Não tardou que outros médicos tentassem extrair informação desta zona do corpo. Em 1901, L. Seitz, tentou também observar a distribuição da pressão plantar. Desta feita de uma forma mais engenhosa. Pediu a um dos seus doentes que se colocasse de pé, em cima de uma plataforma transparente, de vidro, com uma altura que permitia a colocação de um espelho angulado por baixo da mesma. Este espelho garantia que o médico conseguia observar o pé do doente, na posição em que mais vezes era usado, de forma cómoda (5).

Pretendia-se assim concluir quanto à distribuição da pressão plantar com base no fenómeno da isquémia¹: nas zonas com maior pressão, menor será a circulação sanguínea e, consequentemente, o rubor. Este método de observação está ainda presente nalguns consultórios de podologia espalhados por todo o mundo. Atribuiu-se-lhe o nome de podoscópio e apresenta algumas adaptações relativamente aos primeiros formatos (6). Essas adaptações incluem uma fonte luminosa e um dispositivo de captura de imagens. Nestes dispositivos, os dados recolhidos têm por base a variação, decorrente do aumento da carga, no índice de refração do material onde o pé se apoia (7).

Outro médico, A. Basler, em 1921, baseando-se na experiência de Seitz quis estimar o valor de pressão em que o pé fica isquémico. Aplicou o mesmo método e concluiu que esse valor rondaria os 10 kPa (8).

Cerca de 13 anos depois, Herbert Elftman, surgiu como um dos primeiros investigadores do século XX a conseguir medir, de forma grosseira, a distribuição de pressão no pé, com a população alvo a caminhar num tapete de borracha (9; 10). Conseguiu concluir com esses dados que se o segundo metatarso for maior que o primeiro, então suporta mais peso e cria um pico de pressão na cabeça metatársica do primeiro dedo (3).

Posteriormente, Harris e Beath (11) reportaram a utilização de dispositivos de projecção. Estes dispositivos baseiam-se no trabalho de Elftman (9) mas têm na superfície do tapete de borracha pequenas projecções de várias alturas. O tapete é pintado e depois tapado com papel. Quando um indivíduo aplica uma carga ao tapete, então as zonas onde essa carga é maior deixam uma maior impressão de tinta no papel. Apesar desta técnica datar de 1947, no ano de 2000 ainda havia uma empresa a comercializar esta solução² (6).

Por volta de 1970, Paul W. Brand e James D. Ebner, no Centro Nacional Gillis W. Long da Doença de Hansen (Estados Unidos, Los Angeles) (12), tentaram melhorar o nível de quantificação da tecnologia até aí desenvolvida. A tecnologia proposta por estes investigadores consistia em pequenas cápsulas, cheias com tinta, que eram colocadas entre duas camadas finas de esponja, com o formato de uma meia. Estas microcápsulas eram aplicadas antes de o paciente se calçar. Com o andar do paciente, estas cápsulas fracturavam a partir de certos valores de carga e a tinta era absorvida pelas camadas de esponja. Posteriormente, o padrão deixado pela tinta na esponja era analisado (idealmente, apenas as áreas com maiores pressões plantares deixariam vestígios de tinta). Ainda que esta utilização de microcápsulas tenha contribuído para o avanço na investigação, a sua aplicação era muito morosa e delicada. Grande parte das tentativas terminava precocemente porque as microcápsulas fracturavam logo ao calçar.

¹ A isquémia corresponde a uma falta de fornecimento sanguíneo num tecido. Não é uma patologia mas antes um factor despoletante.

² Apex Foot Health Industries Inc.®

Além disso, o objectivo de quantificação também ficou aquém das expectativas (6). Nos dias de hoje esta tecnologia é pouco frequente, sendo mesmo irrelevante face às outras alternativas.

Cerca de uma década depois, toda a área da instrumentação e aquisição de dados viu um enorme crescimento. Em 1980 é já possível encontrar transdutores cujo funcionamento se baseia na variação da resistência, capacidade, condutividade, magnetismo, no fenómeno da piezoelectricidade, piezoresistividade, piroelectricidade, magnetoresistivismo, em variações mecânicas, ópticas ou ultrasónicas (10; 13).

Especificamente para a aquisição da distribuição de pressão plantar, alguns dos métodos supra mencionados não são relevantes, como sucede com a piroelectricidade. Além disso, apenas interessa considerar os fenómenos de transdução dependentes da aplicação de uma força, ou seja, transdutores electromecânicos. Abordar-se-ão em seguida dispositivos com base em piezoresistividade, na variação da capacidade, relativos à reflexão luminosa, dispositivos magnetoresistivos e transdutores piezoelectricos.

Os transdutores magnetoresistivos baseiam-se na variação da resistência do sensor de acordo com a força do campo magnético em que se inserem (14). São dos poucos tipos de transdutores que permitem a aquisição de forças tangenciais à superfície de medição. Lord et al conseguiram medir as forças tangenciais, em localizações chave do pé, com discos cujo comportamento obedece ao em cima enunciado (15).

Antes do trabalho destes investigadores, Tappin et al apresentaram um dispositivo capaz de medir forças laterais, correspondentes às tangenciais, com o movimento de um íman colocado no centro e acima de uma resistência magnética com um orifício central (16). O dispositivo está representado na Fig. 1.

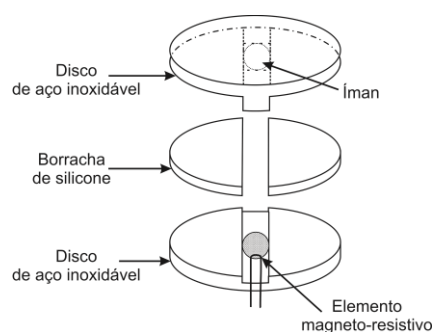


Fig. 1 - Vista explodida do transdutor tangencial. Adaptado e vectorizado de (7).

Inicialmente estes dispositivos apenas contemplavam uma medição uniaxial (16) mas, com o avançar da tecnologia, foi possível separar a medição de forças em três direcções ortogonais, duas no plano horizontal e a terceira no plano vertical (17).

Esta tipologia de sensores foi utilizada em ensaios clínicos na avaliação ortopédica de calçado (18), na aquisição síncrona de forças verticais e horizontais no pé durante a passada (19), e ainda no estabelecimento da relação entre as forças horizontais e a prevalência de úlceras localizadas em pés diabéticos (20).

Apesar da clara vantagem que é a detecção de forças verticais, estes transdutores estão propensos a sofrerem de interferências electromagnéticas. Numa sociedade altamente dependente de dispositivos cuja comunicação e funcionamento se baseia no electromagnetismo isto constitui uma séria desvantagem. Além disso, todo o aparato envolvido no desenvolvimento de sensores com base neste princípio de geração de sinal contribui para um aumento da complexidade do sistema e, desde logo por isso, para uma menor atractividade e conforto (15).

A reflexão luminosa, enquanto fundamento para a aquisição de pressão, pode aplicar-se de duas formas: sob a forma de podoscópio (como Seitz (5) ou Elftman (9)); ou recorrendo a um transdutor. Seja de que forma for, um transdutor óptico não está susceptível a influências electromagnéticas. São também um bom exemplo de um método compacto: estes transdutores, basicamente, configuram um díodo e uma fonte de detecção. São transdutores que, tipicamente, não apresentam histerese e têm um comportamento altamente linear. Wang et al, em 2005, sugeriram a utilização destes transdutores para a medição de forças plantares, verticais e tangenciais. Até essa data, esta tipologia de medição consistia apenas numa fibra óptica simples que era aplicada na medição localizada da pressão. Estes investigadores propuseram a utilização do princípio de perdas ópticas de transmissão por dobra da fibra (do inglês *fiber-optic bend-loss*) para a aquisição do mapa de pressões plantares. O dispositivo construído, apresentado na Fig. 2, consta de quatro matrizes de fibras ópticas, agrupadas de duas a duas e delimitadas superior e inferiormente por um elemento elástico complacente.

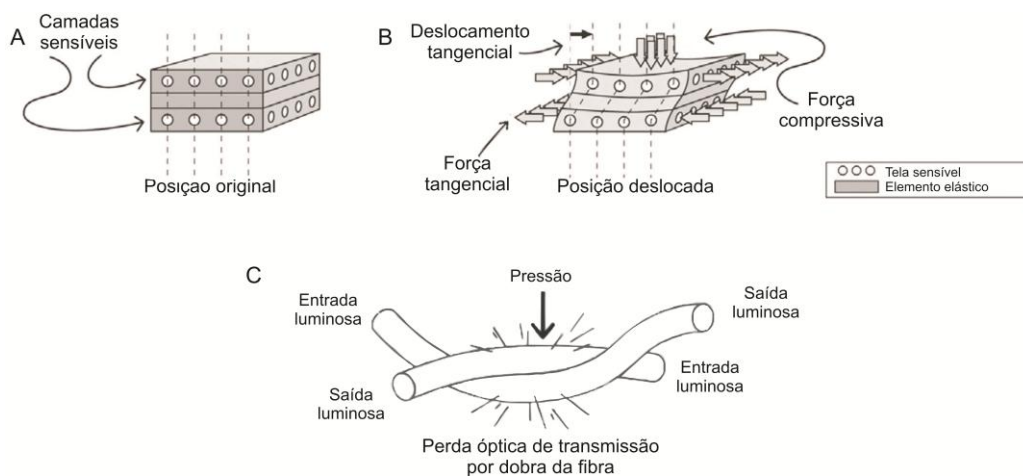


Fig. 2 - Detalhes do transdutor desenvolvido por Wang et al (14).

Em A está a distribuição das diferentes camadas do transdutor. Em B o comportamento do transdutor face, simultaneamente a uma força vertical e a outra tangencial. Em C expõe-se, de forma mais clara, o princípio das perdas ópticas de transmissão por dobra da fibra. Adaptado de (14).

Cada grupo de matrizes tem dois conjuntos de fibras ópticas orientadas perpendicularmente (tela sensível). Esta disposição permite detectar a distribuição de forças verticais com base na atenuação de intensidade provocada pela deformação de duas fibras perpendiculares adjacentes. A distribuição de forças tangenciais requer o funcionamento das quatro matrizes. A um grupo de duas matrizes (quatro fibras ópticas agrupadas perpendicularmente de duas a duas) segue-se um outro elemento elástico complacente e, posteriormente, um último grupo de duas matrizes. A detecção das forças tangenciais parte da consideração de que as fibras, antes de qualquer aplicação de força, estão alinhadas. Medindo o deslocamento entre os dois grupos de matrizes, depois de submetidas a uma deformação, conseguem-se quantificar as forças tangenciais. Apesar de todos os esforços por parte da equipa envolvida neste projecto, uma falha acabou por condenar a sua validade: a atenuação de intensidade não só é dependente da força aplicada mas também do raio de curvatura da superfície que a aplica. Nos ensaios realizados, para duas construções, uma de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ e outra de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, e uma mesma aplicação de carga, as fibras da primeira construção apresentaram maior raio de deformação, e, portanto, maior atenuação. Os investigadores apontam um trabalho futuro em que esta influência poderá ser ultrapassada (envolvendo um princípio de detecção semelhante mas com detecções de deformações numa menor escala) (14). Parte da equipa envolvida neste projecto publicou, recentemente, um novo estudo de um transdutor óptico com base no mesmo princípio. A construção proposta é muito semelhante à acima descrita, diferindo principalmente nos materiais usados para o espaçamento e fixação das fibras. Para substituir a camada elástica complacente utilizaram um gel, e para fixar as fibras um elastómero de silicone. Acrescentaram ainda um estrato de protuberâncias semiesféricas na camada inferior para facilitar a transmissão de forças da camada superior para esta última. Os relatos apontam para uma construção final de maior sucesso, flexível e de fácil utilização. Tanto a medição de forças verticais como a de forças horizontais apresenta regiões de comportamento linear e ambas apresentam valores repetíveis. Este dispositivo está agora em fase de testes para avaliar o seu comportamento face a diferentes condições (21).

Os sistemas de pressão plantar, quer na modalidade de medição ou na de distribuição, com base em transdutores capacitivos remontam à década de 80 do século XX, a um trabalho conjunto de Nicol e Henning (22; 23). Estes transdutores consistem em duas superfícies condutoras separadas por um material não condutor ou isolante, o dieléctrico (6; 24; 25). O material do dieléctrico condiciona todo o funcionamento e aplicabilidade do transdutor. Além de ter uma constante dieléctrica que permita detectar as forças que sobre ele actuam, nesta aplicação, deve ter também boas propriedades elásticas. Esta última característica contribui para minimizar a histerese (3). Nestes transdutores, as superfícies condutoras apresentam uma carga eléctrica nativa. Se uma força for aplicada às faixas intercaladas com o dieléctrico, normalmente uma borracha, a distância destes elementos condutores diminuirá e as cargas sofrerem um rearranjo. Com isso surge um aumento da capacidade. Esse valor pode ser convertido, electronicamente, numa tensão.

A Novel Electronics®, uma empresa sediada em Munique, na Alemanha, comercializa sensores de pressão plantar com base neste princípio: o sistema EMED®, uma plataforma de pressão, o sistema PLIANCE®, um tapete maleável com grande versatilidade, e o sistema PEDAR®, um sistema de palmilha (6; 3; 24). Estes sistemas utilizam uma curva de calibração obtida para cada sensor. É essa curva que permite a avaliação quantitativa da pressão. Apesar da quantificação rápida, precisa e repetível, os sensores capacitivos não são os mais adequados para aplicações dinâmicas. Pela sua deformação, apresentam problemas de linearidade e histerese, sendo que, por isso, a frequência de amostragem está limitada (3). Além disso, nas aplicações de palmilha estes sensores são mais grossos que os restantes (entre 2 a 5 mm) (6; 26). Hessert et al utilizaram o sistema PEDAR® para comparar a distribuição de pressão plantar na caminhada entre jovens e idosos. Com este ensaio prático contribuiu-se para uma melhor percepção do efeito da idade na distribuição da pressão plantar. Adquiriram valores médios e máximos para a pressão e força plantar e valores de carga relativos. A análise desses dados mostrou que, para a amostra populacional do estudo, as diferenças estavam confinadas às regiões do calcanhar, primeiro dedo e parte medial do pé (27). O sistema de plataforma, EMED®, teve aplicação num outro estudo que relacionou a eversão do calcanhar e o comportamento do centro de pressão plantar com as diferentes velocidades de marcha. Com este ficou claro que um aumento da velocidade de marcha implica um aumento no ângulo de eversão do calcanhar e na velocidade média do centro de pressão plantar (28). Apesar de estes sensores terem um boa representação comercial, outros investigadores continuam a tentar inovar e a melhorar a respectiva acessibilidade económica. Salpavaara et al, em 2008, propuseram o desenvolvimento de uma palmilha capacitiva têxtil que permite distinguir passos leves de passos com maior carga. A sua principal aplicação está relacionada com o procedimento de reabilitação após uma cirurgia à anca. Este dispositivo consiste em cinco camadas, apropriadamente representadas na Fig. 3: a primeira é um revestimento têxtil que tem uma função estética, uma camada de Lycra®; a segunda e a quinta são um tecido têxtil condutor; a terceira camada é o dieléctrico, uma camada de EPDM (borracha de etileno-propileno-dieno, uma borracha que se costuma utilizar no isolamento de telhados); a quarta camada, por fim, é um circuito impresso flexível. São os eléctrodos impressos nesta camada que dimensionam o número de pontos de recolha.

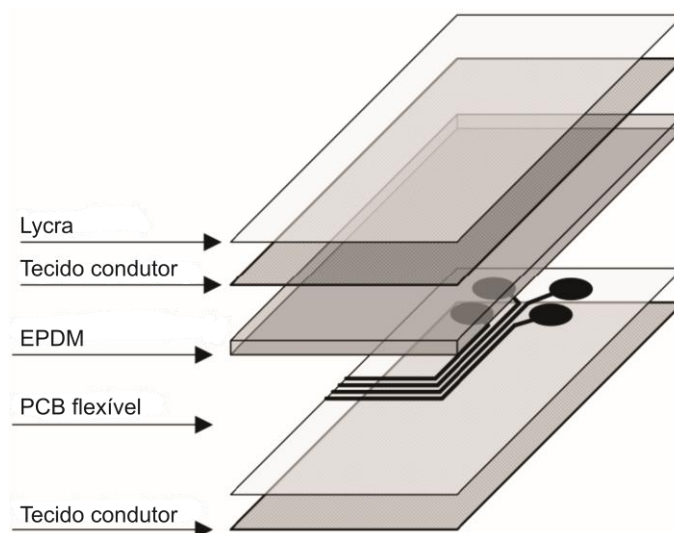


Fig. 3 - Organização estratificada da palmilha sugerida por Salpavaara et al. Adaptado de (26).

A palmilha permite a aquisição de oito valores: quatro na região dos metatarsos e quatro na zona do calcanhar. De acordo com os testes efectuados o sensor consegue distinguir a força da passada e cumpre o objectivo principal para que foi construído (29). Um ano mais tarde, a equipa deste projecto avançou com a ideia para uma aplicação diferente: avaliar a pressão plantar durante eventos desportivos. Pretendiam assim auxiliar treinadores, nas mais variadas actividades desportivas, com valores determinantes para o condicionamento do treino. Efectuaram algumas alterações aos pontos de recolha de medidas, no circuito impresso flexível, e construíram uma nova palmilha. A palmilha foi aplicada a um atleta do lançamento do dardo e a recolha de valores foi condicionada a apenas um instante: o da largada do dardo. Pelas limitações dinâmicas dos sensores capacitivos, só assim se conseguia tornar este sensor útil na aplicação proposta (26). Paradise et al relatam também a utilização de transdutores capacitivos no sistema *GaitShoe* desenvolvido sob alçada do MIT. Aí são utilizados para investigar a utilidade de um método mais directo para medir a elevação do pé (30).

Tal como os transdutores capacitivos, também os transdutores piezoeléctricos não se adequam a aplicações estáticas. No caso da aplicação de uma carga constante durante um longo período de tempo, a resposta diminui sendo que, eventualmente, chega a zero (31; 7). Até pouco depois do aparecimento dos transdutores piezoeléctricos poliméricos de filme, na primeira metade da década de 80 do século XX (32; 33), os sensores piezoeléctricos tinham por base transdutores cerâmicos de materiais não condutores, como o quartzo ou o titanato de zirconato de chumbo (PZT) (34). Exemplo disso são as placas de força da Kistler Instruments®, que ainda hoje recolhem valores de referência para a validação de medições plantares (3; 35; 7). Os dipolos nestes materiais sofrem alterações sob influência de uma carga mecânica externa. Essa força implica o deslocamento de cargas, a nível molecular, e isso gera cargas eléctricas na superfície do material.

Os sensores com base nestes materiais cerâmicos apresentam pouca deformação e histerese (3). Ainda assim, matrizes com materiais cerâmicos são difíceis de construir e estão sujeitas à fadiga mecânica. Surgem assim os filmes poliméricos piezoelétricos. O princípio de funcionamento mantém-se. O material é consensual: polivinil difluoreto (PVDF). Foi em 1969 que Kawai (36) descobriu a forte piezoelectricidade deste material. O PVDF é um polímero semicristalino cuja unidade repetitiva lhe garante uma grande electronegatividade ($\text{CF}_2\text{-CH}_2$, sendo os átomos de flúor mais electronegativos que os de carbono). A tensão medida em condições semelhantes para o PVDF e um material cerâmico é cerca de 10 vezes superior para o primeiro (31). A equipa de Pedotti (32), iniciou o processo de produção de uma palmilha com um filme deste polímero. No ano seguinte seguiu-se-lhe Assente (37). Nevill surgiu alguns anos mais tarde com uma construção que diminuía o efeito da temperatura no comportamento do transdutor (a aplicação de uma liga de cobre e zinco, latão, por cima do transdutor, permite a dissipação de calor) (38). Mais recente tem havido relatos da aplicação destes transdutores, apesar de não constituírem a principal fonte de aquisição de medidas. Paradiso et al, em duas publicações, relatam a utilização de faixas de PVDF para auxiliar na determinação dos valores dinâmicos de pressão e ainda na distinção das diferentes fases da passada (30; 39). Ainda que haja vários exemplos da aplicação desta tecnologia na medição de valores de pressão, os materiais piezoelétricos apresentam uma sensibilidade à temperatura que em muito condiciona a sua aplicação (3).

Os transdutores com base na variação da condutância partilham considerações dos transdutores piezoelétricos, supra mencionados, e dos piezoresistivos, abaixo abordados. Peruchon et al (40), em 1989, desenvolveram um dispositivo cuja construção permitia que a aplicação de uma força se transformasse num aumento da condutância dos eléctrodos do transdutor. Visto transversalmente, como na Fig. 4, cada eléctrodo era constituído por duas coroas circulares, uma mais interior que correspondia à massa do eléctrodo, e uma de referência, mais exterior e electricamente isolada da coroa concêntrica. O fluxo de corrente entre as coroas era tanto maior quanto maior fosse a deformação aplicada.

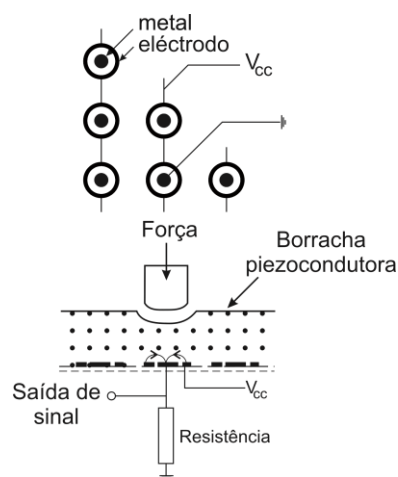


Fig. 4 - Corte seccional do dispositivo proposto por Peruchon et al. Adaptado de (7).

Este sensor precisava de ser compensado devido a fugas de carga entre diferentes elementos, apresentava uma durabilidade curta (os eléctrodos gastavam-se com a utilização) e tinha um grande tempo de resposta (7).

Os dispositivos piezoresistivos traduzem a aplicação de um estímulo mecânico na variação da respectiva resistência eléctrica. Um exemplo de transdutores cujo funcionamento a isto obedece são as resistências sensíveis a força, ou *force sensing resistors* (FSRs). Em determinadas FSR, os polímeros que as constituem têm, simultaneamente, partículas condutoras e não condutoras suspensas numa matriz (24; 41). O tamanho das partículas é da ordem das fracções do micrómetro. Minimiza-se assim a dependência da temperatura, melhoram-se as propriedades mecânicas e a durabilidade (25). A aplicação de uma força provoca a reorganização destas partículas e uma diminuição da resistência. Por exemplo, para forças de 10 g a 10 kg detectam-se variações na resistência que atingem três ordens de grandeza (24; 41). Outra construção possível está presente na Fig. 5 e contempla a sobreposição de uma camada polimérica semicondutora com outra não condutora. Esta última apresenta, todavia, um padrão condutor.

Quando sobrepostas e sem influências mecânicas, a resistência ronda os mega-ohms ($M\Omega$). Se uma força for aplicada a esta FSR, então a resistência tende a decrescer de acordo com uma lei de potência (até cargas de 10 kg). As FSR não se podem considerar transdutores de pressão ou transdutores de força: são antes uma mistura de ambos. Acabam por se comportar mais como os últimos nos casos em que a área do actuador da força é menor que a área da FSR (42; 43). Os exemplos de aplicação da piezoresistividade como princípio de transdução para a medição/distribuição da pressão plantar contemplam a adaptação de FSR comerciais (39; 44; 45; 46; 47; 48; 49; 50) e o desenvolvimento/investigação de novos materiais com comportamento de FSR (51; 52; 53; 54; 55). Os três grandes exemplos comerciais desta tecnologia são as FSR da Interlink®, as LuSense PS3 e as Tekscan® FlexiForce A201.

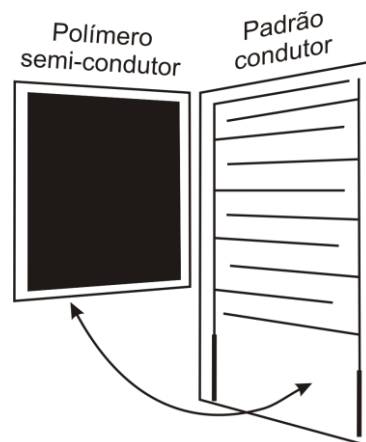


Fig. 5 - Sobreposição das camadas poliméricas e respectivo padrão condutor numa FSR. Adaptado de (42).

Apesar de serem comercializadas por diferentes empresas, todas partilham uma base polimérica semelhante. Diferem em formato, tamanho, precisão, linearidade e tempos de resposta. Para a aplicação de uma carga constante a quatro e a 20 minutos, os valores medidos podem organizar-se crescentemente quanto à dispersão: primeiro a FSR da Interlink®, em seguida a LuSense PS3 e, por fim, a Tekscan® FlexiForce. Quanto à histerese, a Tekscan® apresenta os maiores valores e a LuSense os menores. Os transdutores FlexiForce® são ainda dos mais lineares, repetíveis e dinamicamente precisos. Os da Interlink® são mais robustos. Desta forma, cada um dos transdutores tem um segmento de mercado e consegue subsistir (56).

Nas aplicações enumeradas acima, é comum que estes transdutores sejam fixos, por exemplo com uma cola condutora, a uma palmilha e, dessa forma, incorporados no calçado. A Tekscan® oferece alternativas mais práticas, mas mais caras, a esta incorporação manual: MatScan®, sob a forma de um tapete de pressão plantar, BPMS®, um tapete para medir pressões em qualquer ponto do corpo (por exemplo em acamados) e a palmilha F-Scan®, de incorporação directa no calçado (24). Quanto à segunda categoria de exemplos de aplicação, todos se referem a aplicações têxteis. Na verdade, o conforto é um dos factores que condiciona a aplicabilidade de todos os dispositivos de aquisição de pressão plantar. Estas propostas, desde logo pela incorporação no vestuário, criam uma nova categoria de materiais de transdução capazes de respeitar esse factor. O trabalho de Shu et al é um exemplo a referir. A equipa deste investigador desenvolveu uma família de transdutores de pressão feitos de tecido e linha condutora que, depois de associados a uma placa de circuito de poliamida, flexível, originaram uma palmilha. Uma análise dos dados recolhidos revela um comportamento aceitável mas que padece de testes mais extensos como validação (53). Apesar da grande adesão científica a estes transdutores, há desvantagens que não se podem ignorar. A alteração da sensibilidade após algumas utilizações e a difícil calibração contrastam com a facilidade de incorporação no calçado por serem pouco volumosos (3; 7).

A piezoresistividade é ainda usada como método de transdução nas hidrocélulas. Estes dispositivos, representados simbolicamente pela Fig. 6, são piezoresistências fixas e encapsuladas numa célula cheia com um fluido incompressível.

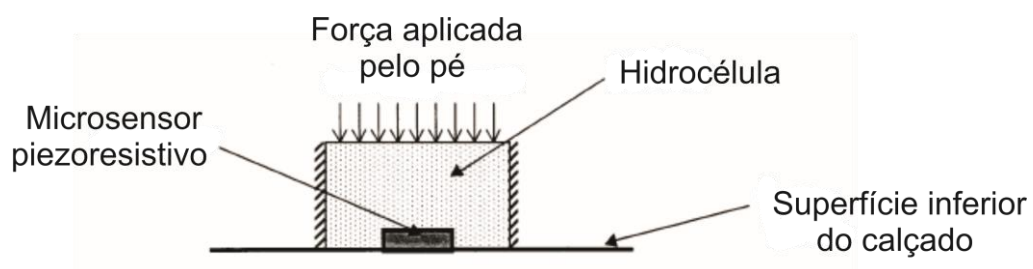


Fig. 6 - Esquema geral de uma hidrocélula. Adaptado de (57).

A célula é feita de poliuretano, também incompressível, e é depois incorporada numa palmilha com cerca de três mm e meio de altura e 24 sensores. As únicas regiões da célula que sofrem deflexão são as superfícies superior e inferior. Quando é aplicada uma carga à célula, a força provoca um aumento na resistência do transdutor. Há estudos que apontam para a capacidade destes transdutores em medir forças verticais e horizontais (6). Chesnin et al confirmam isso mas destacam a incapacidade do transdutor em distinguir essas forças (57). A Paromed® comercializa sensores com base nesta tecnologia, denominando a incorporação numa palmilha, de sistema paroTec®.

Ao longo desta revisão bibliográfica foram apresentadas muitas metodologias de medição da pressão plantar. Além dos diferentes transdutores é ainda possível agrupar estes sistemas de acordo com a sua construção: plataformas de força, plataformas de pressão, sistemas de palmilha, sistemas discretos e matriciais.

A principal vantagem das plataformas de força é a capacidade que apresentam em recolher todas as diferentes componentes da força de reacção do solo. Além disso, podem também ser usadas com precisão em eventos de maior frequência, como saltar ou correr. Como contrapartida são incapazes de recolher a distribuição da pressão plantar em toda a superfície do pé, sendo muito limitadas numa perspectiva anatomo-patológica, e de ser aplicadas em condições não controladas (3; 6).

Outro tipo de plataformas é os sistemas de distribuição de pressão. Podem ser utilizados para medições estáticas e dinâmicas e, comumente, encontram-se em laboratórios. Como o sistema anterior, e pelas especificações de aquisição, é necessário que os indivíduos tenham de caminhar previamente sobre eles e adequar a passada ao posicionamento das plataformas. Apesar de poderem ser utilizadas com calçado, a utilização preferencial é com os indivíduos descalços, evitando a alteração das forças de carga no pé (3; 6).

Os sistemas de palmilha permitem uma maior versatilidade de utilização. Uma vez incorporados no calçado, permitem a aquisição da pressão plantar fora do laboratório, no contexto diário dos indivíduos. Além disso são ainda capazes de auxiliar na avaliação ortopédica de calçado, ao contrário das plataformas acima mencionadas (3; 6).

Os transdutores podem ainda ser aplicados a estes métodos de medição de forma discreta ou matricial. Os sensores com transdutores discretos implicam uma escolha prévia do seu posicionamento. Só depois os transdutores são fixos ao pé ou incorporados numa palmilha e se procede com a recolha dos dados. Uma vantagem desta metodologia é o facto de permitir a aquisição a grandes frequências, adequando-se a actividades mais dinâmicas (6; 3). Por outro lado, há provas de que estes sensores, incorporados em palmilhas, podem agir como corpos estranhos no pé e modificar os padrões de deslocação (58). Se apenas fixos ao pé, então há grande probabilidade de se soltarem (6).

Os sensores matriciais não apresentam estes problemas, conseguindo adquirir a pressão plantar em toda a área do pé de forma sequencial. Além disso, os sensores com transdutores nesta distribuição tendem a não requerer um estudo prévio do seu posicionamento. Uma desvantagem é a diminuição da taxa de aquisição face aos sensores discretos (3; 6).

Comercialmente, os dispositivos de medição mais baratos são aqueles que não permitem a quantificação da pressão plantar. São exemplos os dispositivos de projecção, as microcápsulas e os podoscópios. Além da sua construção permitir um preço atractivo, a sua utilização também não requer conhecimentos técnicos além dos do médico.

O preço destes dispositivos pode variar entre os 150 e os 400 euros. Os dispositivos que envolvem princípios de transdução mais complexos, como as hidrocélulas, os transdutores de capacidade e as FSR envolvem já valores mais consideráveis. Além do transdutor, deve ainda contar-se com todo o restante material e pessoal para aquisição e análise dos dados. Apesar do valor, os dados recolhidos apresentam uma considerável diferença de qualidade comparativamente aos que antes se referiram. Os preços podem variar entre os 4 e os 15 mil euros (6; 59).

Contribuição do projecto

O projecto descrito nesta dissertação tem como objectivo desenvolver um sistema de aquisição de pressão plantar com base num material piezoresistivo. Todo o sistema será criado a pensar em três grandes princípios: conforto, versatilidade e baixo custo de produção.

Como se descreveu na secção anterior, os actuais sensores de pressão plantar são caros. O seu conforto está assegurado mas não a sua versatilidade. São dispositivos com um número fixo de pontos de medida, obrigando a que o utilizador adquira um de grande resolução para garantir que se torna versátil. Com um dispositivo mais acessível, facilita-se a compra de diferentes níveis de resolução, devolvendo o poder de escolha ao consumidor.

Capítulo 2

Anatomia e biomecânica do pé

Anatomia e biomecânica do pé

O presente capítulo revela importância para a escolha do número e posicionamento dos eléctrodos do sensor a desenvolver. Note-se que a abordagem escolhida passa por não detalhar todas as estruturas anatómicas ou movimentos. A construção do texto foi assim conduzida para permitir a percepção da biomecânica da passada e a transferência das forças envolvidas no movimento da caminhada. Dar-se-á mais importância às articulações e respectivos componentes ósseos do que às componentes musculares e ligamentosas.

Planos e movimentos anatómicos

A posição de partida sobre a qual se descreve todo e qualquer movimento é a posição anatómica de referência. Nesta, o corpo encontra-se na posição erecta, com os pés ligeiramente separados e unidos pelos calcanhares, membros superiores pendentes ao longo do corpo, com a palma da mão virada para a frente e os dedos estendidos e unidos com o polegar para fora.

A direita e a esquerda mantêm-se como termos descritivos na terminologia anatómica. Um segmento que se situe na porção superior, ou porção cefálica, do corpo, está acima de um determinado ponto de referência ou mais próximo da cabeça. É o correspondente ao comum “em cima”. De forma oposta, surge o termo inferior, ou caudal, substituindo “em baixo”. O movimento ou objecto que seja ou esteja em frente, é anterior, e atrás posterior. A palavra anterior significa “aquele que vem antes de...”. Desta forma a superfície anterior do corpo humano é a superfície abdominal, porque o abdómen é a região mais proeminente do corpo quando estamos na posição anatómica. A palavra posterior refere-se a “aquele que se segue a...”. Então, a superfície posterior do corpo é a superfície dorsal, a região que se observa quando um ser humano se afasta naturalmente. Os termos proximal e distal reportam-se, respectivamente, a próximo e distante. São usados para referir estruturas lineares, como os membros. Cada membro encontra-se inserido no corpo pela sua extremidade proximal e a extremidade distal, como o pé por exemplo, encontra-se mais afastada. Medial significa em direcção à linha média e lateral um afastamento da mesma linha média: o nariz encontra-se numa posição medial da face, e os olhos são laterais ao nariz. O termo superficial refere-se a uma estrutura perto da superfície do corpo, e profundo significa em direcção ao interior do corpo. A pele é superficial ao músculo e aos ossos.

Devem ainda ser referidos dois termos posicionais usados em anatomia: prono significa estar deitado com a superfície anterior orientada para baixo e supino subentende estar deitado com a superfície anterior orientada para cima.

Além destes termos, os profissionais de saúde tendem, frequentemente, a utilizar denominações que subentendem a divisão do corpo por planos. Um plano secciona o corpo tornando possível observar o seu interior e a sua estrutura. O plano sagital, ou medial, atravessa verticalmente o corpo separando-o em duas partes: a direita e a esquerda. Os planos transversais ou horizontais atravessam paralelos ao chão e dividem o corpo em duas partes, superior e inferior. Por fim, os plano frontais ou coronais atravessam verticalmente da direita para a esquerda e dividem o corpo em duas partes: anterior e posterior. Abaixo, na Fig. 7, representam-se os planos que acima foram descritos de forma a facilitar a visualização e compreensão dos mesmos (60).

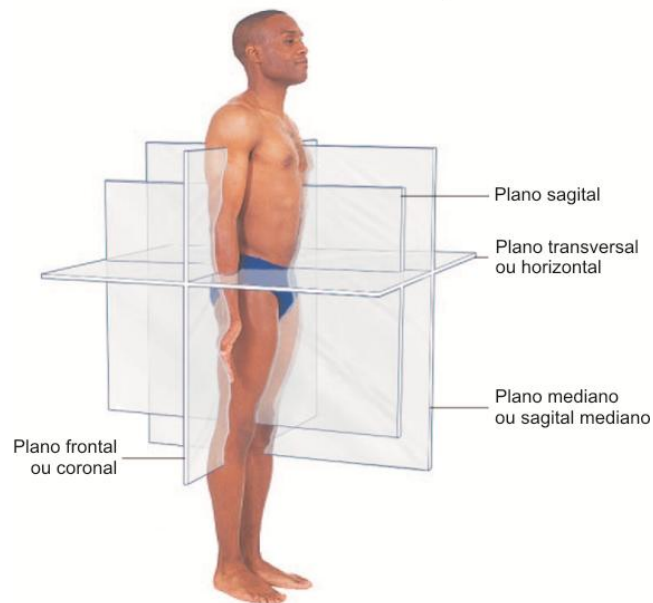


Fig. 7 - Planos anatómicos distribuídos pelo corpo. Na figura é visível a posição anatômica do indivíduo e ainda os quatro planos anatómicos mais utilizados nas descrições escritas ou orais. Adaptado de (60).

Os movimentos possíveis numa dada articulação estão directamente dependentes da sua estrutura. Algumas articulações limitam-se a apenas um tipo de movimento, outras podem mover-se em variadas direcções.

Os movimentos angulares são aqueles em que ocorre uma diminuição ou aumento do ângulo existente entre o segmento que se desloca e aquele que permanece fixo. Os movimentos angulares mais comuns são a flexão e a extensão, a abdução e a adução.

A definição literal de flexão e extensão é dobrar e estender, respectivamente. Como se observa pela Fig. 8 abaixo, a flexão é um movimento em que o ângulo relativo entre dois segmentos adjacentes diminui. Na extensão move-se uma parte do corpo numa direcção posterior ou dorsal. A hiperextensão define-se habitualmente como uma extensão anormal, forçada, de uma articulação para lá do seu limite de movimento normal.

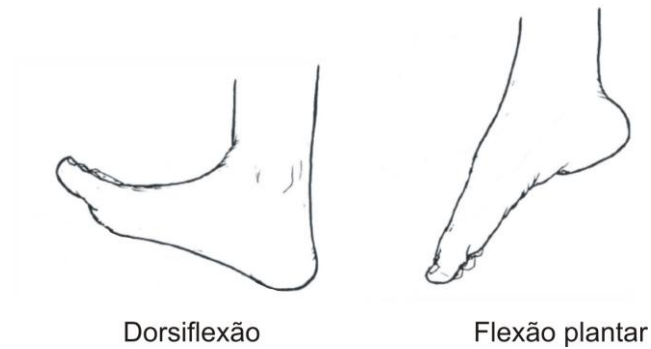


Fig. 8 - Exemplos de movimentos de flexão e extensão, respectivamente da esquerda para a direita, para o pé. Adaptado de (62).

A abdução e adução, representadas na Fig. 9, correspondem a um par de movimentos que não são tão conhecidos como o par flexão extensão. O movimento abductor afasta da linha média e o movimento adutor é o seu complementar, no sentido da linha média.



Fig. 9 - Movimento abductor e adutor para o pé. Adaptado de (62).

A pronação e a supinação descrevem, nos movimentos dos membros inferiores, a exposição da face plantar para a região lateral ou média, respectivamente. A pronação é o movimento produzido ao baixar o arco longitudinal medial e elevar o arco longitudinal lateral. A supinação consiste em subir o arco longitudinal medial. Observe-se a Fig. 10.

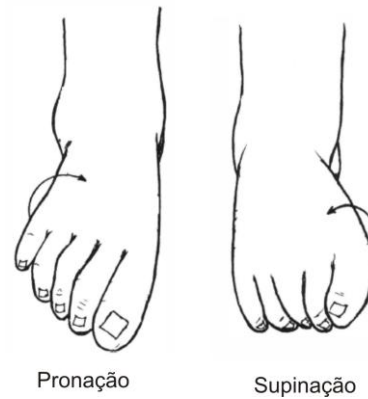


Fig. 10 - Movimento de pronação e supinação para o pé. Adaptado de (62).

A inversão e a eversão são movimentos compostos. Ambos compreendem três movimentos isolados. A inversão, representada à esquerda na Fig. 11, junta a adução, a supinação e a flexão plantar. A eversão, à direita da Fig. 11 agrupa os movimentos contrários, abdução, pronação e dorsiflexão. Pode também dizer-se que a pronação junta a eversão, a abdução e a dorsiflexão e que a supinação agrupa a inversão, a adução e a flexão plantar. (60; 61; 62).



Fig. 11 - Movimento de pronação e supinação para o pé. Adaptado de (62).

Anatomia do pé

O pé e o tornozelo constituem uma estrutura anatómica complexa com 26 ossos irregulares, 30 articulações sinoviais, mais de 100 ligamentos e 30 músculos com actuação repartida por cada segmento (61). Todos estes elementos têm de actuar de forma harmoniosa para garantir o cumprimento de todas as funções do pé:

1. Suporte: sustentação vertical do corpo e adaptação a diferentes superfícies de contacto; absorção de impactos;
2. Equilíbrio: controlo da distribuição da massa pelo centro de gravidade;
3. Locomoção: elevação e propulsão do corpo, em corrida ou ao andar.

É de notar que esta estrutura anatómica tem de exercer estas tarefas enquanto recebe forças de fricção e de reacção com origem no solo (61; 62; 63).

Para efeitos de análise do pé tende-se a dividi-lo em três grandes regiões: o retropé, com os dois maiores ossos (o calcâneo e o astrágalo); o médiopé, com ossos mais pequenos (escafóide, cuneiformes e cubóide) e o antepé, com os ossos mais longos (metatarsos e falanges) (61; 63). A Fig. 12 resume esta divisão.

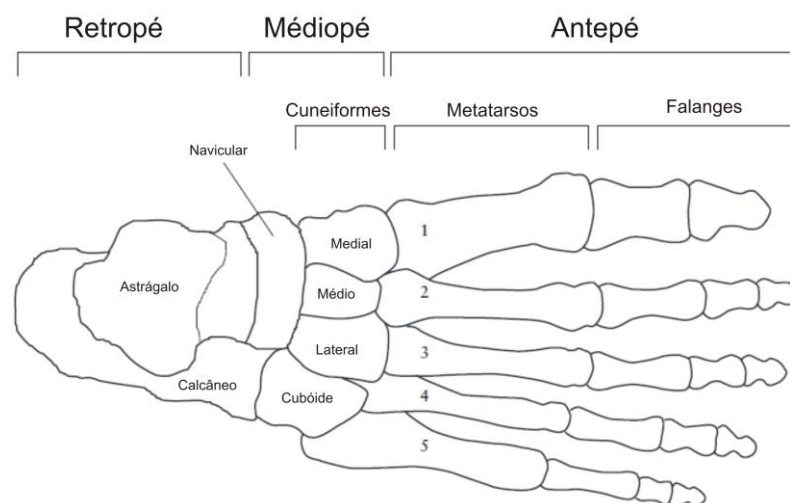


Fig. 12 - Regiões anatómicas do pé. Destaque para os ossos constituintes de cada área. Adaptado de (63).

As pernas estão em contacto com os pés pelos tornozelos, articulações do tipo diartrose que se situam lateralmente ao centro de gravidade. Estas estruturas de encaixe ósseo permitem a distribuição do peso na superfície plantar dos pés. A porção mais distal da perna é constituída por dois ossos longos: a tíbia e o perónio. Ambos entram em contacto com o tornozelo pelo astrágalo: a tíbia na porção medial e o perónio na porção lateral.

A tróclea do astrágalo, por ser mais larga anteriormente do que posteriormente, garante mais estabilidade numa posição de dorsiflexão do que em flexão plantar. Os encaixes dos ossos longos dão origem aos maléolos e estabilizam a articulação do tornozelo: conjuntamente com outras estruturas, é a responsável por absorver grandes forças, parando e invertendo o movimento em grande parte das nossas actividades diárias. O maléolo lateral, o do perónio, protege os ligamentos laterais do tornozelo. Por se projectar mais distalmente está também mais sujeito a uma fractura. O maléolo medial, na superfície articular superior, está dotado de um revestimento articular. O eixo de rotação do tornozelo, eixo transmaleolar, corresponde à linha que atravessa ambos os maléolos, obliquamente à tibia. Está rodado em 15° relativamente ao eixo coronal da perna (61; 62; 63). A Fig. 13 serve para efeitos de clarificação.

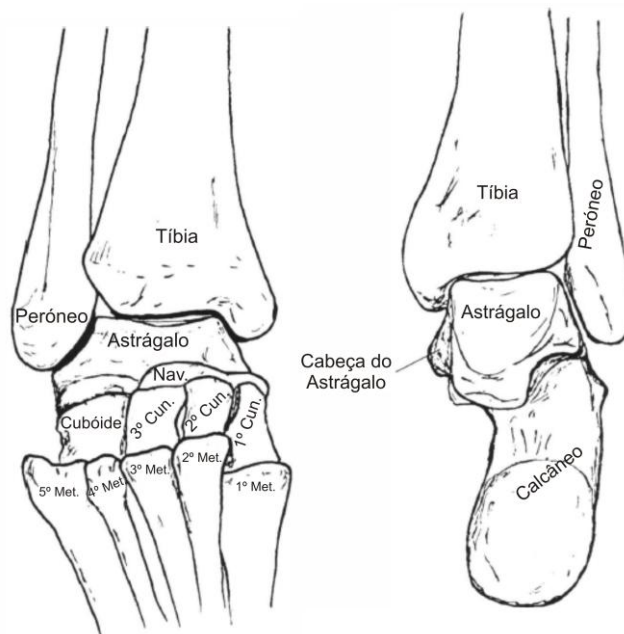


Fig. 13 - A articulação do tornozelo. Nesta imagem é possível identificar o astrágalo e ambos os maléolos. Adaptado de (63).

Por ordem de importância segue-se a articulação subtalar, entre o astrágalo e o calcâneo. Estando já no domínio do retropé, estes ossos articulam-se anteriormente, posteriormente e medialmente. São cinco os ligamentos que a reforçam e limitam a sua amplitude de movimento. O seu eixo de rotação é oblíquo aos planos sagital, frontal e transversal e permite movimentos triplanares. A pronação do pé com o mesmo fora do chão é exemplo de um movimento triplanar: eversão, abdução e dorsiflexão do calcâneo. Outro exemplo é a supinação, com inversão, adução e flexão plantar (61). A Fig. 14 exemplifica as duas situações em que estes movimentos podem surgir: com o pé no chão e com o pé fora do chão. A pronação permite amortecer os impactos no arco medial do pé.

Além de permitir os movimentos supra referidos, a articulação subtalar permite ainda estabilizar os movimentos de rotação, absorver os impactos e tornar o pé num conversor cinético. Durante o contacto do calcânhar com o solo, o pé, está normalmente supinado. A articulação subtalar acompanha a rotação interna da tibia e o astrágalo gira medialmente sobre o calcâneo, iniciando a rotação. Este movimento sobrecarrega o pé medialmente. Quando o pé está totalmente apoiado no chão e se prepara para impulsionar o corpo, a tibia roda externamente e esta articulação actua como estabilizadora até que o calcânhar saia do chão (63; 64; 65; 66; 67; 68).

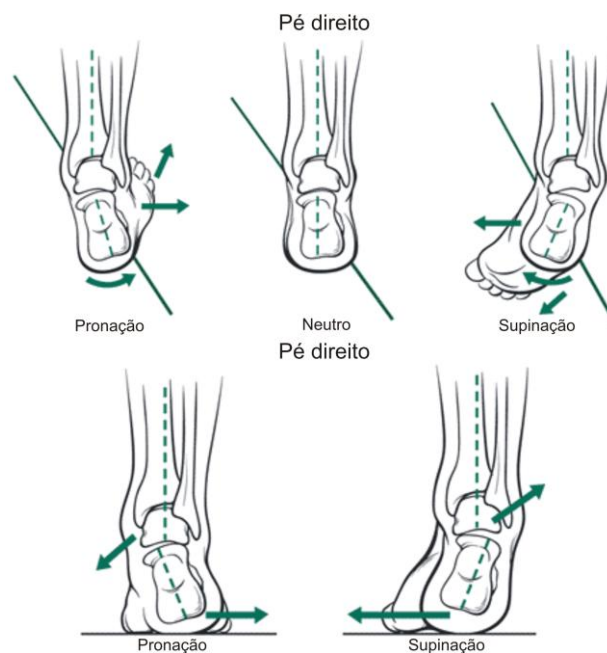


Fig. 14 - Em cima: movimentos de pronação, supinação e pé neutro quando o mesmo está sem apoio; Em baixo: quando o pé está apoiado no chão a supinação e a pronação advêm da distribuição do peso do corpo que actua sobre o astrágalo. Adaptado de (63).

A articulação mediotársica, ou transversa do pé, é a terceira articulação com mais importância funcional. Tem um formato de S, com dois eixos, como resultado da associação da articulação calcâneo-cubóide com a articulação talonavicular. Os seus movimentos dependem da posição da articulação subtalar: quando a articulação subtalar está em pronação, a articulação mediotársica fica desbloqueada e o pé ganha hiper mobilidade; a articulação mediotársica ficará bloqueada e rígida quando a subtalar estiver em supinação. O bloqueio da articulação é útil para uma aplicação eficiente da força de propulsão durante a última fase da caminhada. A sua hiper mobilidade permite uma fácil adaptação a diferentes superfícies (61; 64; 68).

As estruturas articulares do mediopé não se resumem às três acima referidas. Além delas existem ainda articulações entre os cuneiformes, entre os cuneiformes e o navicular e entre os cuneiformes e o cubóide. Estas articulações permitem, essencialmente, pequenos movimentos de deslizamento, horizontal ou vertical, que por sua vez permitem o ajuste dos arcos plantares (61).

O antepé, constituído pelos metatarsos e falanges, é o principal contribuidor para a estabilização e definição dos arcos plantares. A pronação e supinação do pé podem avaliar-se pela altura medial relativamente ao plano neutro: se o lado medial estiver mais alto então o pé está em supinação; se estiver mais baixo, o pé está em pronação. A articulação tarsometatarsica, entre o cubóide e os cuneiformes e os metatarsos, além de alterar o formato do arco plantar, também contribui para a inversão e eversão do pé. A maior mobilidade entre o primeiro metatarso e o primeiro cuneiforme, em comparação ao segundo metatarso e cuneiformes, é um factor extremamente importante na propulsão e distribuição da carga. As articulações dos dedos, metatarsofalangeais, dão possibilidade de movimento de flexão-extensão e abdução-adução. Também esta liberdade de movimento impede uma sobrecarga do pé e ajuda na flexão plantar/falangeal aquando da fase de propulsão. Os dois ossos sesamóides, por baixo do primeiro metatarso, reduzem a sobrecarga dos músculos. As articulações interfalangeais, por fim, são muito semelhantes às dos dedos das mãos. Tendo apenas um eixo, também estas permitem a extensão e a flexão dos dedos. O dedo mais medial do pé é o maior, tendo mais do dobro da dimensão de qualquer outro dedo. Esta característica reflecte a sua importância no suporte de carga e na fase de propulsão do corpo. Os restantes actuam como estabilizadores, sendo que o quinto dedo é o mais móvel (61; 63).

Arcos do pé

O número e significado dos arcos do pé são motivo de alguma controvérsia. É frequente observar pacientes sem qualquer problema nos arcos plantares e que têm dor e outros que, não tendo dor, apresentam arcos plantares anormais. Quanto ao número, alguns investigadores reconhecem dois arcos plantares enquanto outros contam três (62; 63). Apesar desta divergência, e ao longo deste documento, consideraremos a existência de três arcos plantares.

A Fig. 15 apresenta dois dos três arcos do pé. Além do arco transversal e do arco longitudinal medial existe ainda o arco longitudinal lateral.

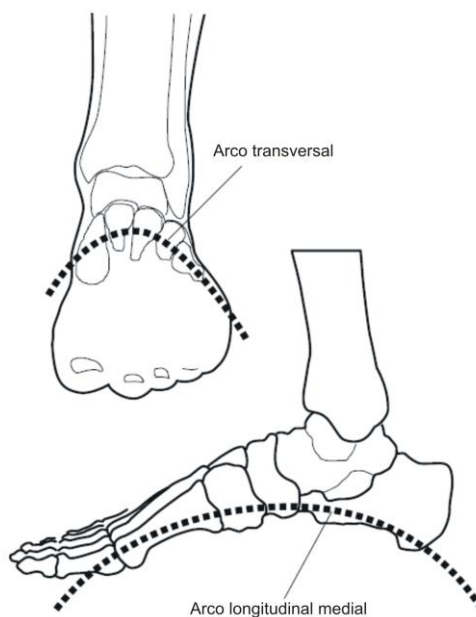


Fig. 15 - O arco transversal situa-se entre os tarsos e os metatarsos. Os arcos longitudinais percorrem todo o comprimento do pé e obtêm designação conforme o seu posicionamento. Adaptado de (63).

Os arcos longitudinais, lateral e medial, dividem o pé em duas regiões. A região mais exterior, a do arco lateral, é formada pelo calcâneo, cubóide e quarto e quinto metatarso. Este arco é mais baixo que o arco medial e é o principal suporte e estabilizador do pé. O arco medial é mais visível que o último e vai do calcâneo, astrágalo e navicular pelos cuneiformes até aos primeiros três metatarsos. Sendo muito mais flexível e móvel que o arco lateral, é a estrutura que absorve mais impactos, melhor se adapta ao peso do corpo e, com isso, melhor transfere o peso para a parte exterior do pé. O pé pode ser visto como uma placa retorcida: o calcâneo está numa ponta, posicionado verticalmente e as extremidades dos metatarsos estão na horizontal aquando do contacto com o solo (61; 62).

O arqueamento de um modelo em cartão, como apresentado pela Fig. 16, é um exemplo prático do acima descrito, mostrando que o arqueamento medial depende da configuração da torção e não da estrutura do pé. Pelo contrário, o arco lateral é um arqueamento de estrutura, com o cubóide encaixado entre o calcâneo e os metatarsos (62).



Fig. 16 - O arqueamento de um modelo em cartão denota a importância da configuração da torção face à estrutura do cartão em si. A extremidade à esquerda representa o calcâneo e a extremidade oposta os metatarsos. Adaptado de (62).

No contacto do calcanhar com o solo, parte da força inicial é absorvida pela camada de gordura na superfície inferior do calcâneo. Dá-se depois um alongamento do arco medial que atinge o alongamento máximo no contacto dos dedos do pé com o solo. O arco medial diminui na fase média de suporte e depois volta a alongar-se ligeira e rapidamente aquando da propulsão dos dedos. A flexão das articulações tarsometatarsica e transversa do tarso aumentam a altura do arco longitudinal e auxiliam na transmissão da carga vertical ao longo da deformação do arco (61; 62).

Mesmo com toda a mobilidade que lhe é reconhecida, o arco medial não tende a tocar no solo. Há, todavia, condições anormais como um pé chato, que podem levar a que isso aconteça.

O terceiro arco plantar é o arco transversal, formado pelas extremidades anteriores dos tarsos e bases dos metatarsos. Os ossos actuam como vigas de suporte, diminuindo em curvatura com aumento de carga e suportando três a quatro vezes o peso corporal (61).

Biomecânica da passada

A caminhada pode ser caracterizada por uma sequência alternada de apoios simples e duplos. Durante a caminhada, um dos pés está sempre em contacto com o solo, sendo que, em cada ciclo, há até uma fase em que ambos o estão. O período de apoio é chamado de fase de apoio e o período sem apoio constitui a fase de balanço. A batida do pé, ou fase de ataque, precede o apoio médio e a retirada do pé, ou fase de impulsão, sucede-lhe, terminando-a. Um ciclo completo de marcha, denominado por passada, compreende a retirada de um pé até à nova retirada do mesmo. Cada passada contém dois passos. Cada passo é definido como a retirada (ou batida) de um dos pés e a respectiva retirada (ou batida) do outro pé.

Desta forma, e resumindo, a caminhada divide-se em duas grandes fases: a fase de apoio - que compreende a fase de ataque, o apoio médio e a fase de impulsão - e a fase de balanço (61; 63; 69). A Fig. 17 resume a distribuição de força em toda a passada.

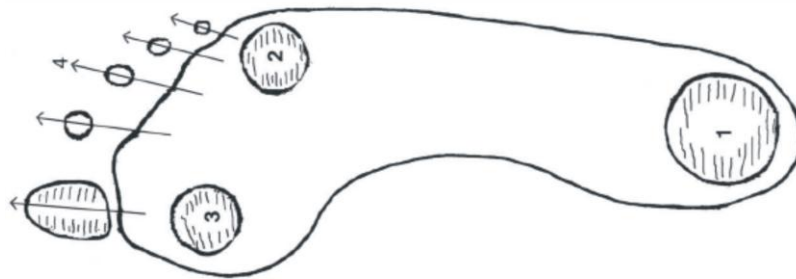


Fig. 17 - Distribuição de forças num passo. Adaptado de (62).

Fase de ataque

Na fase em que o calcânhar se aproxima do solo para contacto, a bacia está rodada anteriormente e o membro inferior interiormente. O calcânhar pode estar numa posição neutra ou em flexão (podendo essa configurar uma flexão plantar ou dorsiflexão). Assim que o calcânhar toca no chão inicia-se a flexão plantar. O contacto dá-se, normalmente, na porção lateral do calcâneo. Com efeito, observando algum calçado, pode notar-se o desgaste da região antero-lateral da sola. Este apoio deve-se à rotação interna da tibia e à inversão do calcânhar em cerca de 2 a 4°. A articulação subtalar conduz o peso corporal para o corpo do calcâneo, que passa de 2° de inversão para 4° de eversão. Aquando do contacto a articulação está desbloqueada, permitindo que o peso do corpo se dissipe e ajuste ao terreno. Para o mesmo fim, a articulação cuboidenavicular entra em pronação. Assim que se dê o contacto total o calcânhar entra em eversão e bloqueia a articulação. O arco transversal e o antepé apresentam-se supinados. Como consequência das descrições acima o peso do corpo é deslocado progressivamente para a direcção exterior e dianteira do pé (61; 62).

Apoio médio

À medida que o peso do corpo é empurrado para a frente e lateralmente, no que é comum chamar de movimento tripé, o arco lateral e o 4° e 5° metatarsos ganham relevância. O navicular e os cuneiformes conduzem o peso até ao cubóide, intervindo no movimento tripé. O equilíbrio postural é agora altamente dependente do arco medial que, à medida que o antepé toca no solo, faz com que a carga passe do 4° e do 5° metatarso para o lado medial. Esta deslocação é conseguida pela contínua contração dos músculos dos dedos, actuando como almofadas de impacto. Pode observar-se a influência do arco medial no equilíbrio de um indivíduo se se lhe pedir para que se coloque em pé com apenas um apoio no chão.

Observando com atenção é notória a acção do arco medial e dos dedos dos pés na manutenção do equilíbrio. Qualquer alteração no arco medial vai influenciar grandemente a capacidade de equilíbrio postural. Enquanto um dos apoios está em apoio médio o membro contrário está em fase de balanço. Para chegar a esta fase são ainda importantes os movimentos de dorsiflexão, flexão plantar e rotação das articulações cuboidometatarsicas (61; 62).

Fase de impulsão

Com o peso do corpo concentrado mais posteriormente, o arco medial diminui em flexão (com a pronação), ficando mais estável. Os metatarsos afastam-se ao máximo, apoiados no chão, e preparam assim a fase de impulsão. Quando o calcanhar sobe, o peso desloca-se para os dedos, o calcâneo sofre inversão e contraem-se os músculos responsáveis pelo movimento dos dedos. Estas contracções e movimentos permitem a formação de uma poderosa alavanca que assiste à propulsão dianteira do corpo (conjuntamente com o balanço do membro contrário) (61; 62).

Fase de balanço

O membro de balanço é sempre o contrário ao que se encontra em apoio médio. A bacia está anterior e o membro em rotação interna no contacto do calcanhar, tal como na fase de ataque. À saída o membro está em rotação externa. A fase de balanço situa-se entre a fase final de ataque e a fase inicial de impulsão do membro estável (61; 62).

Capítulo 3

Estudo de um material electrodisipativo como transdutor de pressão

Transdutor

A utilização de um material electrodisipativo como transdutor de pressão surgiu no âmbito de uma disciplina do plano de estudos do presente mestrado. Era objectivo, na altura, perceber a validade do material num funcionamento típico de botão. Não seria a primeira vez que este material era testado na aplicação descrita mas, seria antes, uma das poucas vezes em que se aferia a sua validade em âmbito académico, testando a sua plasticidade de utilização.

Prosseguiu-se com a sua aplicação no projecto actual pelos resultados e conclusões recolhidas anteriormente.

Material e comportamento

O material transdutor para a aplicação a desenvolver tem designação comercial típica de Velostat. A sua aplicação mais comum relaciona-se com o empacotamento e protecção de materiais electrónicos de campos eléctricos (70). Quimicamente é um filme de polieteno de baixa densidade, dopado com *carbon black* (carvão negro) (71). A Fig. 18 e a Fig. 19 mostram, respectivamente, uma microscopia electrónica de varrimento de um compósito de *carbon black* e polieteno de baixa densidade, e um esquema ilustrativo das interações entre as partículas de *carbon black* e as cadeias poliméricas de polieteno.

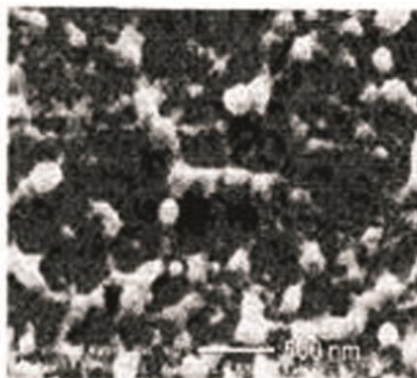


Fig. 18 - Microscopia electrónica de varrimento de um compósito de *carbon black* e polieteno de baixa densidade. As partes a branco correspondem a agregados de *carbon black* e as partes mais escuras à matriz de polieteno. Adaptado de (90).

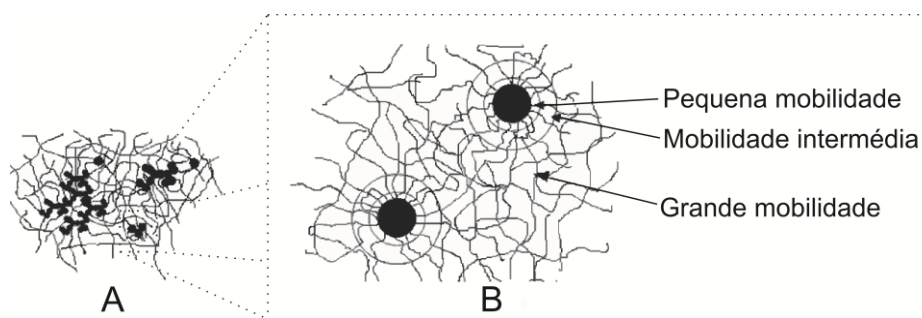


Fig. 19 - Ilustração das interacções entre partículas de *carbon black* e cadeias de polieteno: A corresponde a um modelo global para as interacções entre os componentes e B a um detalhe das mesmas para diferentes níveis de mobilidade. Adaptado de (90).

O polieteno é um polímero termoplástico que consiste em longas cadeias de monómeros de eteno (que passam para etano quando polimerizados). Diferentes tipos de reacções de polimerização dão origem a diferentes tipos de polietenos. O polieteno de baixa densidade, representado na Fig. 20, é formado por reacções de polimerização com radicais livres (72). O procedimento de obtenção deste material pode consultar-se em (73). *Per si*, o polieteno não é electricamente condutor.

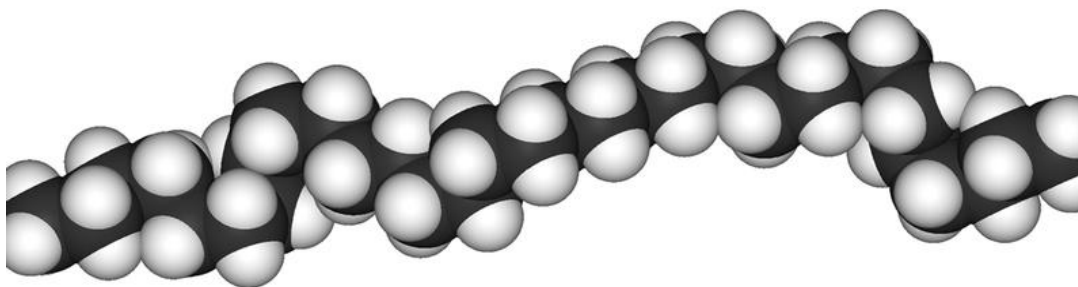


Fig. 20 - Modelo de uma cadeia de polieteno (89).

O *carbon black*, de origem sintética e relativamente caro, tem grande produção industrial devido à sua aplicabilidade de reforço estrutural em polímeros (como por exemplo em pneus). A produção deste componente passa pela combustão incompleta de materiais orgânicos, como o petróleo e o gás natural. A combustão incompleta pode seguir vários protocolos e isso implicará a produção de diferentes tipos de *carbon black*. A sua composição compreende átomos de carbono, hidrogénio e oxigénio e a respectiva disposição espacial está dependente do método de produção (74). A Fig. 21 representa uma esquematização de uma unidade típica de *carbon black*.

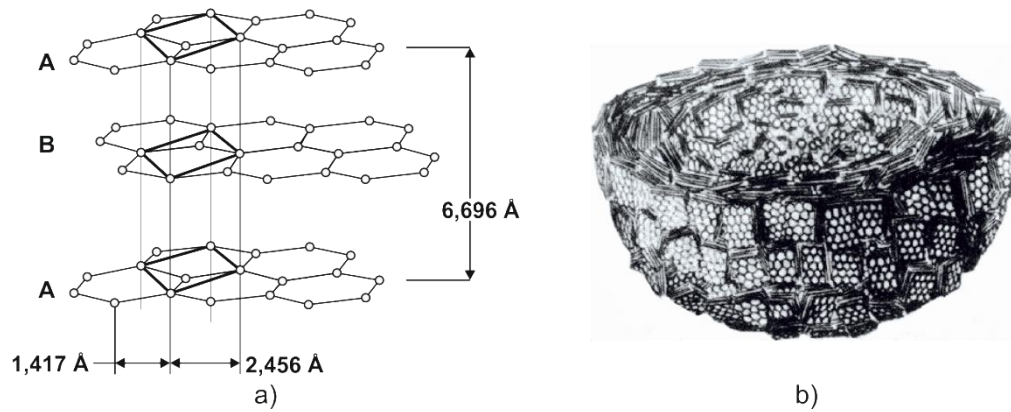


Fig. 21 - Dois modelos representativos das partículas de *carbon black*. O primeiro, a), representa o espaçamento atômico para elementos unitários de grafite hexagonal. O segundo modelo, b), mostra a orientação das camadas de grafite nas unidades típicas de *carbon black*. Adaptado de (71).

Será essa disposição a responsável pelas diferentes características do *carbon black*. Este material exibe um conjunto de propriedades que o distinguem de todos os outros materiais alternativos para o enchimento de matrizes poliméricas: o seu tamanho e forma e a química de superfície, são disso exemplos (74; 75). Além de utilizado para melhorar a resistência ao desgaste, é ainda responsável pela condutividade eléctrica em aplicações de dissipação electrostática (71; 74; 76). A sua aplicação é geralmente potenciada quando incorporado noutros materiais.

No caso do Velostat, o polieteno vai servir de matriz de incorporação, garantindo flexibilidade a um produto que adquire, pelo enxerto de *carbon black*, condutividade eléctrica. A obtenção deste material passa pela dispersão de partículas de *carbon black* na matriz polimérica a uma temperatura inferior à temperatura de vitrificação do polímero (71). A condutividade vai depender da percentagem relativa de *carbon black* e das suas particularidades (método de produção). No estudo da condutividade eléctrica deste sistema binário (e doutros com as mesmas características), McLahlan et al, sugerem a equação 1:

$$\frac{f(\sigma_l^{1/t} + \sigma_m^{1/t})}{\sigma_l^{1/t} + A\sigma_m^{1/t}} + \frac{\varphi(\sigma_h^{1/t} + \sigma_m^{1/t})}{\sigma_h^{1/t} + A\sigma_m^{1/t}} = 0 \quad (1)$$

A equação acima toma a designação de equação geral do meio efectivo e reúne informação sobre como a fracção volúmica (f , φ) dos componentes afecta a condutividade do meio (σ) levando em consideração as condutividades intrínsecas, geometrias e arranjos/orientações (A) dos campos eléctricos aplicados a ambos os componentes. Para isso assume-se: (a) o sistema binário é microscopicamente homogéneo; (b) a distribuição das partículas permite que todas estejam em contacto, sem qualquer espaço de sobra; (c) o potencial eléctrico de contacto entre partículas semelhantes e diferentes é negligenciável. Para mais detalhes quanto a cada um dos parâmetros e aplicabilidade da equação acima deve consultar-se a referência (76).

Com base nesta equação e em diferentes actividades experimentais, Xiao-Su et al (76), concluíram que a condução em regime DC para este tipo de compósitos obedece à equação (2):

$$I = AU^b \quad (2)$$

onde U representa a tensão aplicada, I a corrente correspondente e A o recíproco da resistência. Se $b = 1$ então teremos um comportamento óhmico. Existe também a possibilidade de um comportamento não-óhmico, $b \neq 1$, que se pode justificar com as resistências de contacto e instrumentação de medida. Apesar da lei de Ohm ser válida dentro da estrutura do compósito, todo o material tende a exibir características não-lineares de corrente-tensão (76).

A dopagem da matriz polimérica com o material condutor faz com que a resistividade final vá diminuindo. Quando a fracção volúmica do material condutor ultrapassa um determinado valor (que depende do tipo de matriz e material dopante), a variação da resistência torna-se mais acentuada e assim permanece até que se atinja um valor de saturação (por mais dopante que se adicione a resistividade tende a variar muito pouco).

A fracção volúmica acima mencionada vai também ditar se, e como, o material varia a resistência em função da temperatura (coeficiente de temperatura positivo, PTC). Crê-se que a origem do efeito PTC nestes materiais esteja na expansão da matriz com o aumento da temperatura. Vários modelos já foram propostos, apontando quer para o aumento do espaçamento entre as partículas de *carbon black*, quer para a diminuição da fracção volúmica do mesmo (face à expansão da porção polimérica). Apesar do debate, nada ainda é certo e não há uma explicação simples para o mecanismo que justifica a alteração das propriedades eléctricas do material compósito. Especificamente, Heaney et al, mostraram que para compósitos de polieteno e *carbon black*, o comportamento da resistência em função da temperatura está de acordo com a complexidade acima descrita (75; 77), não se podendo excluir alterações no seu comportamento devido ao efeito de Joule. A explicação para o mecanismo de condução partilha de um impasse semelhante e um resumo das teorias propostas pode ser encontrado em (78).

Testes de validação

Como se mencionou previamente, o objectivo deste trabalho não passa por criar um sensor calibrado, quantitativo. Pretendendo apenas uma avaliação qualitativa, relativa, os procedimentos de teste do transdutor foram simplificados e os valores recolhidos são, em seguida, apresentados e analisados.

Todas as experiências se baseiam na verificação do comportamento do Velostat de acordo com a aplicação de diferentes cargas.

As cargas foram aplicadas recorrendo a esferas de chumbo e a um recipiente de base redonda, cujo diâmetro corresponde, aproximadamente, à largura dos eléctrodos utilizados. Cada incremento de carga é medido, separadamente, numa balança e depois acrescentado ao recipiente já posicionado nos eléctrodos. Escolheram-se duas placas de metal como eléctrodos: o Velostat é colocado entre ambas. Deste modo, o valor recolhido para 0 g, ou seja, na “ausência” de carga mecânica, corresponde ao peso do eléctrodo superior aplicado ao Velostat. Pretende-se que a utilização das duas placas de metal como eléctrodos permita a distribuição uniforme da carga efectuada pelo recipiente com as esferas de chumbo. Pela mesma razão o Velostat foi cortado com dimensões aproximadamente iguais às dos eléctrodos. A Fig. 22 apresenta o formato e tamanhos dos eléctrodos, recipiente de carga e Velostat.

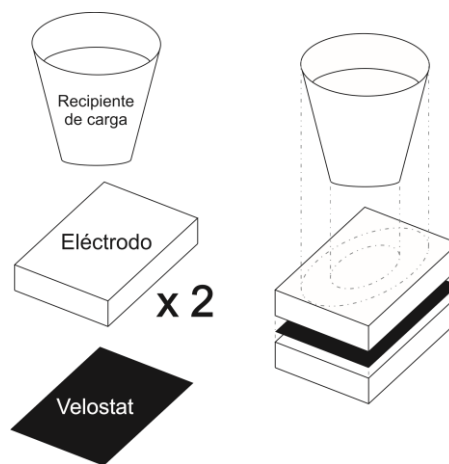


Fig. 22 - Esquemática do recipiente de carga, eléctrodos e material transdutor.

Para a maioria dos ensaios em seguida descritos as medidas foram recolhidas de dois em dois minutos. O ensaio de repetibilidade e os ensaios de alimentação comutada possuem intervalos de medição diferentes e que convenientemente serão apresentados. O posicionamento do recipiente de carga foi feito atendendo ao centro dos eléctrodos. Na primeira experiência recolhem-se valores de resistência. Como previamente descrito, utilizam-se duas placas de metal como eléctrodos e, no meio das mesmas, aplica-se o Velostat. A montagem experimental é apresentada na Fig. 23.

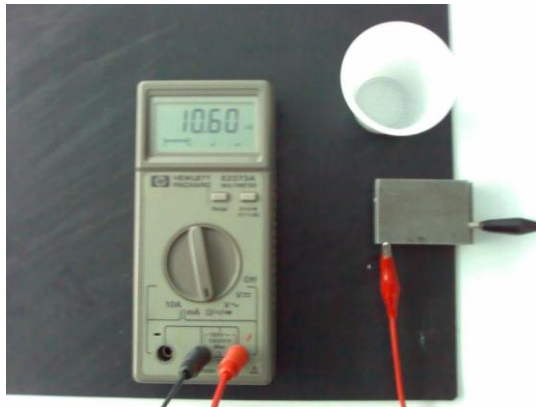


Fig. 23 - Montagem experimental para a aquisição dos valores de resistência sobre diferentes cargas.

O segundo procedimento experimental permite observar a variação de corrente no material quando o mesmo está submetido a uma diferença de tensão (constante) e diferentes cargas. A diferença relativamente ao primeiro é a inserção de uma fonte de tensão e a ligação do multímetro em série com o circuito (para medição da corrente). O procedimento é repetido por várias vezes e com diferentes valores de tensão.

Numa experiência semelhante à segunda procede-se apenas a uma alteração: fazer com que a variação de tensão a que o Velostat está sujeito seja aplicada apenas instantes antes da medição dos valores. Pretende-se, desta forma, avaliar a influência da comutação da alimentação nos valores de corrente recolhidos. Numa segunda instância, estes dados serão ainda úteis para um estudo inicial do efeito PTC e respectiva influência nas leituras. Nestes ensaios a carga é aplicada sem que a diferença de tensão esteja presente. Estas condições permanecem por dois minutos e, ao chegar ao terceiro, a alimentação é ligada. Os valores pretendidos são recolhidos quando findados os três minutos.

Por fim, realizam-se três experiências que pretendem dar relevo à possibilidade de aplicar este material em medições quantitativas: Um ensaio de repetibilidade, um ensaio de sensibilidade e um ensaio de histerese.

O ensaio de repetibilidade consiste em escolher um valor de carga aleatório e, a intervalos pré-determinados, aplicar essa carga e medir o valor de corrente. O procedimento descrito foi feito com alimentação constante (o que permitirá inferir sobre a influência do efeito de joule no material).

Para o ensaio de sensibilidade, aplicaram-se cargas crescentes no regime de alimentação constante, sendo que se recolheram valores de diferença de tensão para uma e duas películas de Velostat entre os eléctrodos. A aquisição desses valores foi feita com um divisor de tensão, representado na Fig. 24, e dimensionado para uma tensão de alimentação de 9 V e uma queda de tensão (máxima) na resistência sensora de 3 V:

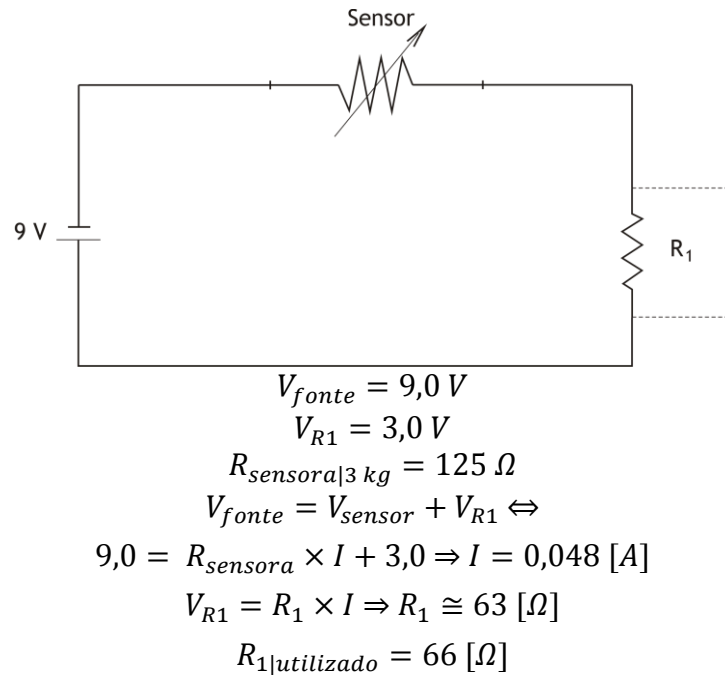


Fig. 24 - Representação e dimensionamento do divisor de tensão utilizado no ensaio de sensibilidade.

Por fim, no ensaio de histerese avaliou-se a resposta do material, a nível resistivo, para cargas crescentes e decrescentes.

Foi também testada a resposta do material a evidentes estímulos de deformação e cargas não calibradas. A utilização destes testes relacionou-se com o direccionamento de todo o trabalho experimental.

A Tabela 1 abaixo sumariza e complementa as observações e notas para cada ensaio.

Tabela 1 - Tabela resumo das características e detalhes relevantes em cada ensaio.

Generalidades	Ensaio				
	<i>Resistência</i>	<i>Diferença de tensão</i>	<i>Repetibilidade</i>	<i>Sensibilidade</i>	<i>Histerese</i>
<p>Velostat: Espessura: 100 µm.</p> <p>Recipiente de carga: Peso: 1,87 ± 1 g; Diâmetro: 3,5 ± 0,5 mm. Posicionado ao centro do eléctrodo superior;</p> <p>Placas metálicas (eléctrodos): Peso: 130 ± 1 g; Área: 16,75 cm² (5 x 3,35 ± 0,5 mm); Altura: 1 ± 0,5 mm.</p> <p>Incremento de carga:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Pesa-se o incremento separadamente. O recipiente de carga original permanece sobre os eléctrodos; 2. Com o auxílio de outro recipiente, o incremento é adicionado ao recipiente original. 	<p>Intervalo de medição: A cada dois minutos.</p>	<p>Intervalo de medição - Peso crescente: A cada dois minutos.</p> <p>Intervalo de medição - Alimentação comutada: Dois minutos com carga e sem alimentação. O terceiro minuto decorre com alimentação ligada e os valores são recolhidos assim que o quarto minuto se inicia.</p>	<p>Intervalo de medição: Intervalos crescentes: de um a cinco minutos.</p>	<p>Número de películas de Velostat: Recolha de valores (de diferença de tensão) para uma e duas películas.</p> <p>Divisor de tensão: Dimensionado para 9 V de alimentação e uma queda máxima de tensão de 3 V.</p>	<p>Grandeza medida: Resistência.</p> <p>Intervalo de medição: A cada dois minutos.</p> <p>Incremento de carga:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Pesa-se o incremento separadamente. O recipiente de carga original permanece sobre os eléctrodos; 2. O incremento de carga é aplicado sobrepondo os recipientes (o de carga original e o utilizado para medir o novo incremento).

Ensaio de resistência

- Resistência vs Carga

Recolheram-se valores da resistência do material para variações de carga de 0 a 3 kg com incrementos de 250 g. De acordo com o Gráfico 1 é possível observar duas regiões de comportamento: um decréscimo acentuado da resistência entre 0 e 59,70 g/cm² e um decréscimo bem mais ténue a partir deste último valor até aos 178,10 g/cm² (3 kg). Na primeira região, a variação foi de cerca de 10,44 kΩ e na segunda de apenas 1,02 kΩ. Desta forma, o primeiro quilo aplicado como estimulação mecânica foi responsável por cerca de 91 % do total da variação durante todo o ensaio. É assim possível concluir que, na ausência de uma estimulação eléctrica considerável, a resistência eléctrica do material exibe um comportamento polinomial saturável.

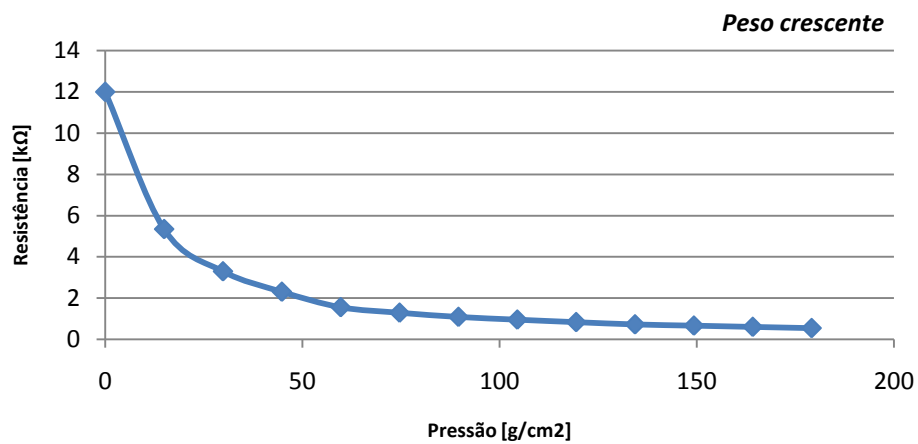


Gráfico 1 - Variação da resistência com o aumento de carga.

- **Histerese**

O ensaio de histerese, descrito pelo Gráfico 2, decorreu para cargas máximas de 150 g, ou $8,96 \text{ g/cm}^2$. Os primeiros incrementos são de 10 em 10 g até um total de 50 g. Atingido este valor, os incrementos passam para 20 g. É de notar que o comportamento do material para cargas crescentes é mais irregular do que no sentido contrário. Nesse, no sentido decrescente, os pontos representados podem até ser linearmente aproximados. A diferença máxima entre o sentido crescente e o sentido decrescente de aplicação de cargas é de $0,90 \text{ k}\Omega$, ou 19,5 % da gama de variação. Para o valor inicial essa diferença é de $0,25 \text{ k}\Omega$ (5,41 %) e para o valor final $0,15 \text{ k}\Omega$ (3,25%).

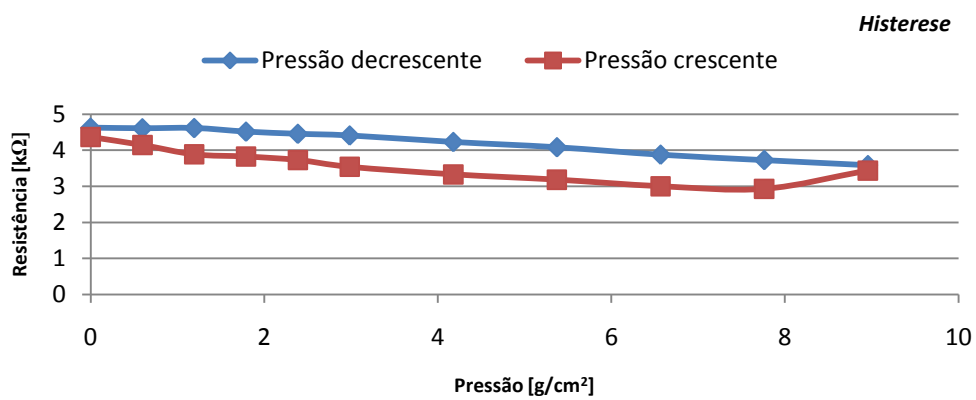


Gráfico 2 - Ensaio de histerese.

Ensaio de diferença de tensão

- *Corrente vs Carga vs Diferença de tensão*

Ambos os ensaios, representados pelo Gráfico 4 e Gráfico 3, de peso crescente e alimentação comutada, foram realizados para cargas máximas de 450 g com incrementos de 30 g. Ambos apresentam comportamentos aproximadamente lineares e diferentes gamas de variação de acordo com a diferença de tensão aplicada.

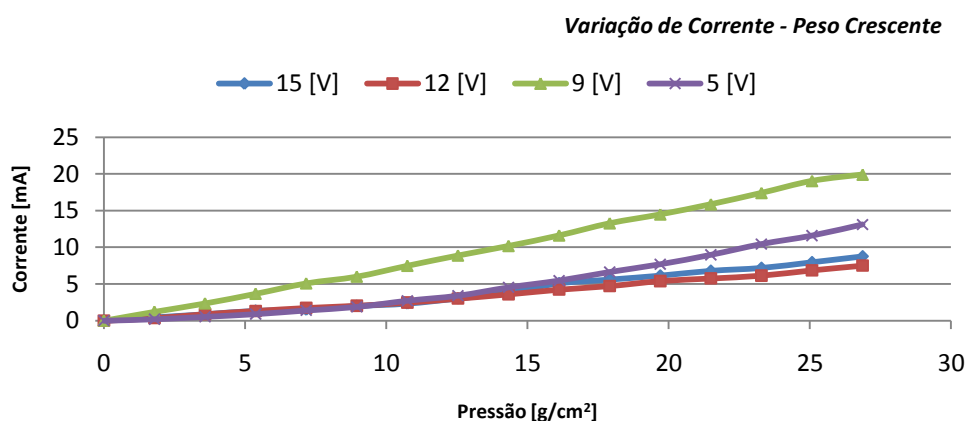


Gráfico 4 - Varição da corrente com o aumento de carga e diferentes tensões de alimentação (de aplicação constante).

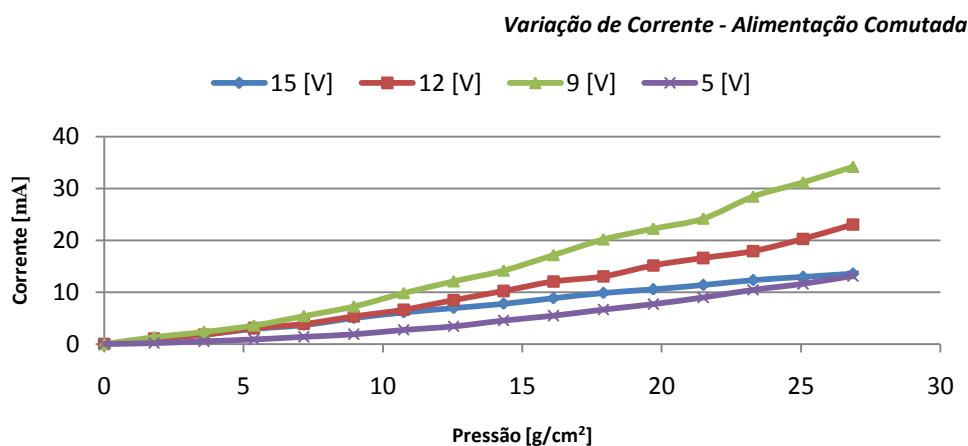


Gráfico 3 - Varição da corrente com o aumento de carga e diferentes tensões de alimentação (de aplicação comutada).

Para os ensaios de peso crescente, tensões superiores a 10 V parecem conduzir a uma pequena gama de variação. Atendendo a que estes ensaios são feitos com alimentação constante, é possível que tensões acima de 10 V potenciem o efeito de joule no material e, por sua vez, limitem a sua condutividade.

Desse modo, o efeito PTC, que no caso corresponde ao aumento da resistência com o aumento da temperatura pelo maior espaçamento das partículas de *carbon black*, passa a ser mais preponderante. Para as tensões de 5 e 9 V é notória uma maior gama de variação, sendo que a máxima se atinge para os 9 V. Os 5 V poderão ser suficientes para estimular o material na organização particular retardando o efeito de joule. Ainda assim, não são tão eficazes como os 9 V no que toca ao diferenciamento da resposta para cada incremento de carga. Nos ensaios de alimentação comutada, os estímulos de carga com 5 V não afectam grandemente a resposta do material. É possível que esta diferença tensão, no regime liga-desliga e para o tempo de estabilização de dois minutos, não seja suficiente para que todo o potencial do material seja solicitado. O comportamento para 15 V, apesar de melhor no que toca à amplitude de variação, está, também, longe de ser o ideal. Há relatos na literatura, (71), de que, para materiais com determinadas concentrações de *carbon black*, o fluxo eléctrico possa contornar as partículas do dopante ao invés de as atravessar. Esta pode assim ser uma justificação para uma resposta não tão ampla quanto o que se poderia esperar. Além disso, e apesar de a alimentação ser transitória, é possível que os dois minutos protocolares sejam suficientes para aquecer o material, resultando novamente no efeito PTC. A resposta do material para estímulos mecânicos a 12 V aponta para uma maior disponibilidade de condução, menor resistência ao fluxo eléctrico. Não é possível descartar a possibilidade da condução indirecta do fluxo mas os resultados contribuem para a possibilidade dessa participação ser agora menor. Novamente para os 9 V surge a maior gama de variação. De todas as diferenças de tensão aplicadas, esta permite a menor contribuição da condução indirecta mas não põe em risco o mínimo de estimulação necessária para a ampla gama de variação. A análise do Gráfico 5, abaixo, permite observar melhor as diferenças de comportamento para os ensaios de peso crescente e alimentação comutada a 9 V. Existe maior diferença entre o valor final e o valor inicial de corrente para o ensaio de alimentação comutada. A principal explicação está relacionada com o aquecimento e "nano-expansão" do material. Também neste ensaio a carga foi aumentada de 30 em 30 g até 450 g.

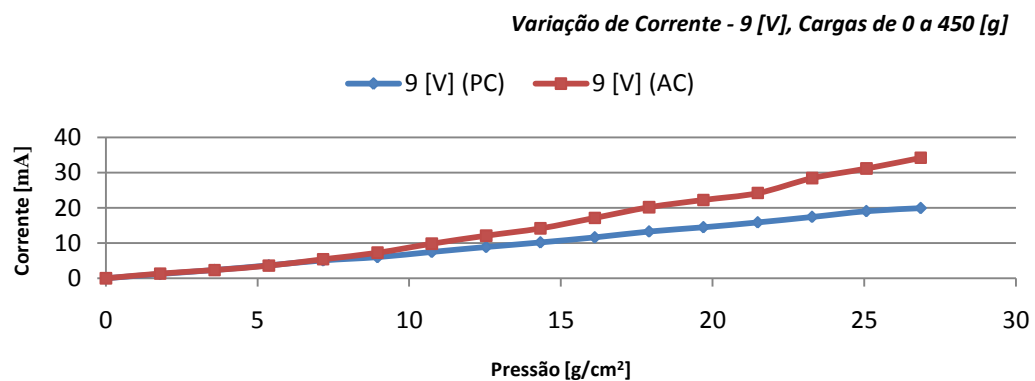


Gráfico 5 - Comparação da variação de corrente para cargas máximas de 450 g em regime de alimentação constante e alimentação comutada.

Noutro ensaio a carga foi incrementada de 1 em 1 kg até um máximo de 6 kg. Também aqui se recolheram valores para condições de alimentação constante e comutada. Não é grande a diferença entre os dois traçados do Gráfico 6. Seria de esperar que essa fosse maior, atendendo a todos os resultados já apresentados. Ainda assim, é possível que, porque as cargas envolvidas neste ensaio são maiores, o período de conformação do material aumente (constante de tempo), impedindo a instalação precoce do efeito de joule: diferentes regiões do material vão cedendo à carga e às adaptações que têm de efectuar. Tendo em conta que os valores foram recolhidos a cada dois minutos para o ensaio de peso crescente e a cada três para o ensaio de alimentação comutada, é assim provável que os mesmos não correspondam ao valor máximo de corrente para aquela carga. Todavia, os valores e o gráfico apresentado permitem prever que, até aos 6 kg de peso, ou 358,21 g/cm² de pressão, não se esperam comportamentos de saturação (como o primeiro gráfico não deixava prever). Começa então a ficar claro o papel de uma fonte de alimentação no comportamento de saturação do Velostat.

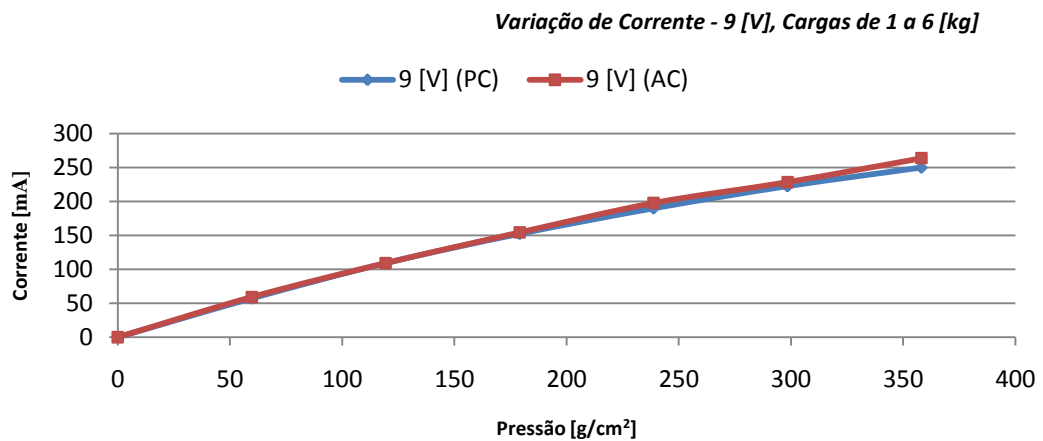


Gráfico 6 - Comparação da variação de corrente para cargas máximas de 6 kg em regime de alimentação constante e alimentação comutada (9 V).

Ensaio de sensibilidade

Este ensaio decorreu com cargas de 30 g até um total de 300 g, ou 17,91 g/cm². O teste com uma camada de Velostat está representado a azul e o teste com duas camadas do mesmo material representa-se a vermelho no Gráfico 7. É distinta a diferença entre ambos, apontando para uma maior sensibilidade no teste com uma camada: uma variação de 0,16 V contra os 0,08 V para duas camadas.

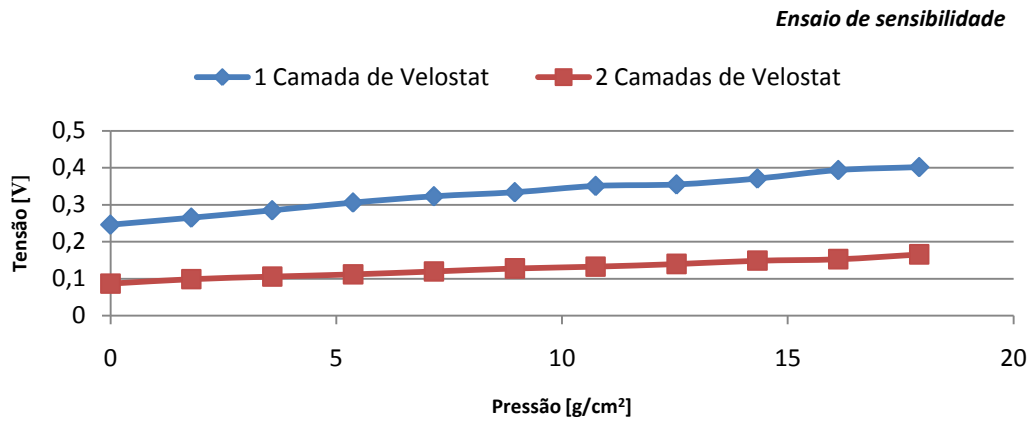


Gráfico 7 - Ensaio de sensibilidade para alimentação constante.

Ensaio de repetibilidade

Os valores acima apresentados com o Gráfico 8 foram recolhidos com uma diferença de tensão de 15 V. É de notar que as médias apresentadas são resultado de três ensaios realizados simultaneamente e em condições semelhantes: a mesma fonte de alimentação, três diferentes conjuntos de eléctrodos e três porções proximamente iguais de Velostat. É visível a diminuição dos valores de corrente com a passagem do tempo e repetição dos intervalos com e sem carga. Para os ensaios com carga, 225 g, a variação máxima é de 3,14 mA (26,19 % do valor inicialmente medido). Para os ensaios sem carga essa variação corresponde a 1,67 % do valor inicial, ou seja, 1,67 mA.

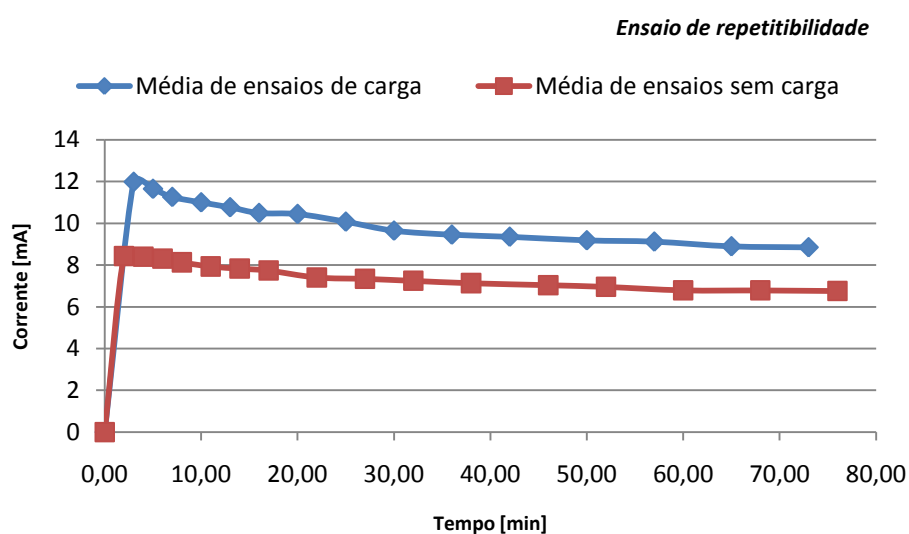


Gráfico 8 - Ensaio de repetibilidade em regime de alimentação constante.

Análise e discussão dos resultados

Com as evidências apresentadas, e contrapondo-as com a referência (75), estima-se que o Velostat em estudo tem cerca de 40 % de *carbon black*. É-nos ainda permitido concluir que o transdutor serve o objectivo deste trabalho, permitindo discernir entre estímulos mecânicos de diferentes grandezas. O seu emprego num sensor qualitativo deve depender, acima de tudo, da imposição de uma diferença de tensão, de forma comutada, de 9 V. Os resultados permitem antever que assim se conseguirá uma boa gama de variação e se evitará a saturação do transdutor, fazendo com que seja possível realizar a linearização da sua resposta. Ainda assim, deve ter-se algum cuidado com a sua aplicação em ambientes quentes. Apesar de, aparentemente, ter ficado esclarecida a influência do efeito do joule no comportamento do material, resta saber se qualquer tipo de aquecimento conduz às mesmas observações. Note-se que todo o estudo está principalmente direccionado para a concepção de uma palmilha. Nessas circunstâncias, além do aquecimento, também a humidade, pH ambiente e a influência dos agentes microbiológicos deve ser tomada em consideração.

Não se deve descartar a aplicabilidade quantitativa do material. Apesar de essa não ser a pretensão deste trabalho, para isso será necessário realizar um estudo do material sob diferentes perspectivas: por exemplo, aprimorar o rigor da aplicação de cargas e respectivo processo de medição, estudar o comportamento do material face a estímulos mecânicos a diferentes temperaturas e identificar o seu tempo de subida.

Observa-se então que os dados recolhidos e apresentados, justificando o potencial do transdutor nestas aplicações, apenas motivam e iniciam um ciclo de estudo e debate sobre o Velostat.

Capítulo 4

Prova de conceito

Módulos de teste

No decorrer das actividades práticas deste trabalho, várias foram as aproximações que se foram efectuando para a realização dos protótipos que se descreverão em breve. A presente secção apresenta e justifica essas considerações, dando especial enfoque aos eléctrodos e ao método de aplicação de carga mecânica numa futura validação quantitativa deste sensor.

Testes ao transdutor

Tendo-se já avaliado o comportamento do transdutor para a medição de um único ponto, e com a aplicação de forças verticais, resta saber qual o comportamento do mesmo quando as forças aplicadas têm outras direcções e quando os eléctrodos mudam de configuração (composição, formato e/ou posicionamento).

Para individualizar a influência de cada um dos parâmetros que restam analisar, procedeu-se, primeiro, à avaliação do comportamento do transdutor face a eléctrodos de papel de alumínio, com formato rectangular. A escolha do papel de alumínio como material para os eléctrodos foi uma opção natural dada a sua disponibilidade. Além disso, sendo um material condutor, é também flexível (permitindo a sua incorporação numa construção de palmilha, aproximando-se da aplicação final) e barato. Esta construção, descrita em seguida, permitiu a legitimação do material para a utilização nos eléctrodos. Além disso, revelou ainda que uma folha de Velostat pode comportar a medição de vários pontos. Numa próxima fase deste trabalho poder-se-á analisar o comportamento do transdutor para diferentes posicionamentos, formatos e material escolhido para os eléctrodos. A Fig. 25 apresenta um modelo de teste elaborado no decorrer do trabalho prático mas não implementado por uma questão de eficácia.

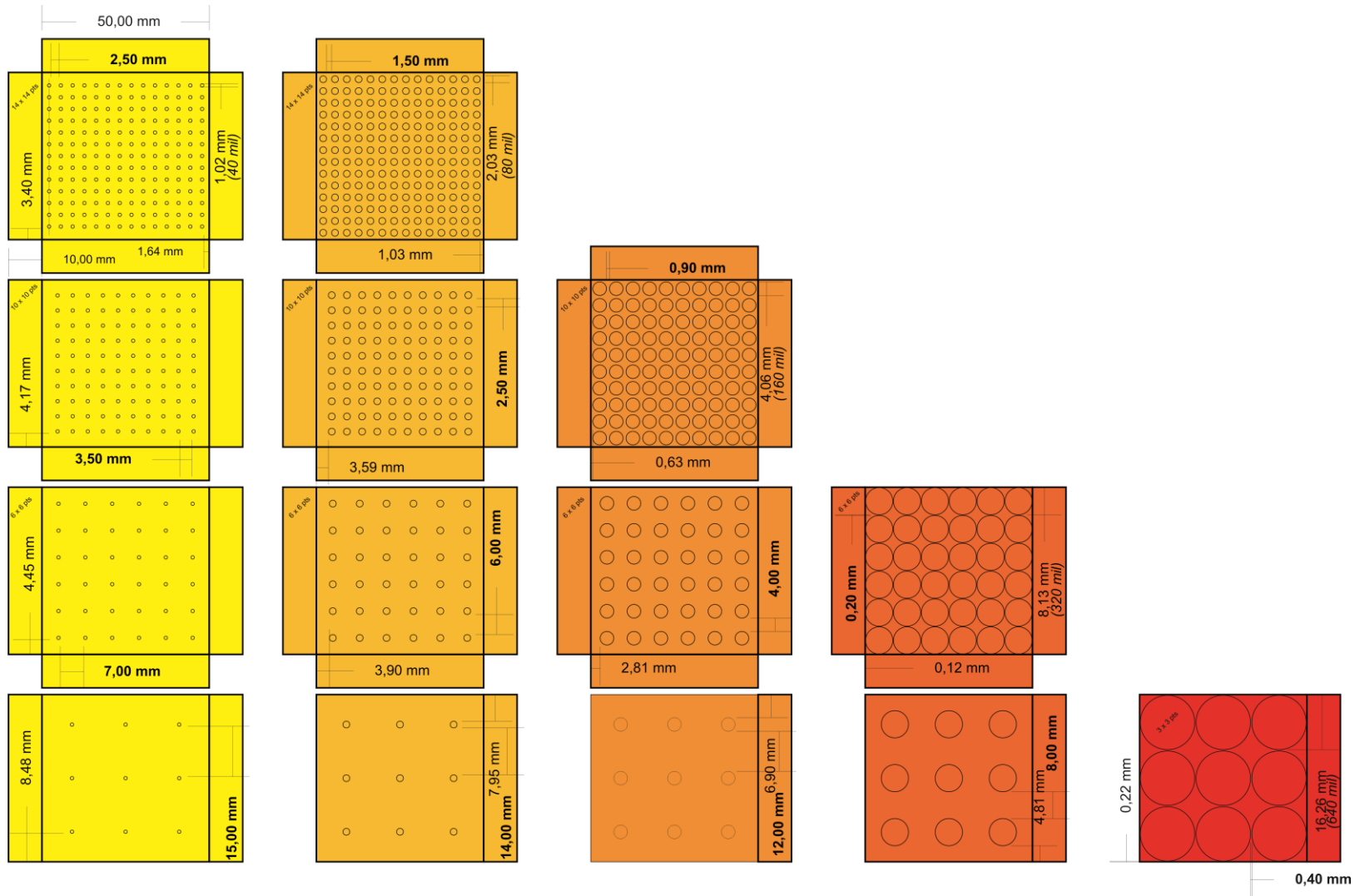


Fig. 25 - Padrão de teste a várias tipologias de eléctrodos.

Em seguida, validada que estava a utilização de mais de um eléctrodo para recolha de dados numa folha de Velostat, procedeu-se à elaboração de uma construção flexível para testar a resposta do transdutor face a deformações multiplanares. Esta construção permitiu compreender que o transdutor permanece sensível para forças com outras características de direcção e sentido. Chegou a considerar-se construir um instrumento para aplicar as cargas mecânicas ao sensor nas suas diversas construções. Na Fig. 26 está um esboço desse aplicador. Todavia, e também por uma questão de eficácia, abdicou-se da continuidade desses testes de forma a conseguir obter um protótipo completamente funcional e não apenas um estudo do material transdutor.

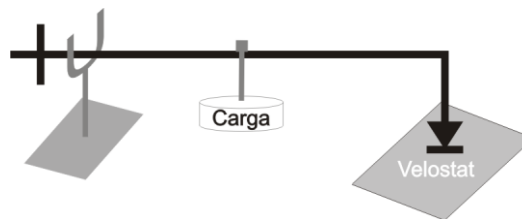


Fig. 26 - Instrumento de aplicação de carga. A força aplicada estará de acordo com a distância entre o aplicador de força e a carga.

Construções de teste

Todas as construções de teste doravante mencionadas apenas descreverão a elaboração da camada superior de eléctrodos. Cada modelo tem duas camadas de eléctrodos alternadas com uma folha de transdutor. A camada superior corresponde à camada de eléctrodos individuais. A camada inferior corresponde ao *plano de terra*, à referência. Esta última camada teve construção única. A sua utilização foi partilhada pelos diferentes modelos. Consiste simplesmente numa folha de acetato revestida a papel de alumínio, tal como a Fig. 27 ilustra.



Fig. 27 - Eléctrodo de referência.

A primeira construção, além da folha de alumínio para os eléctrodos, utiliza acetato como material flexível de suporte e fio condutor comum. O espaçamento dos eléctrodos, e respectivo formato, está representado na Fig. 28.

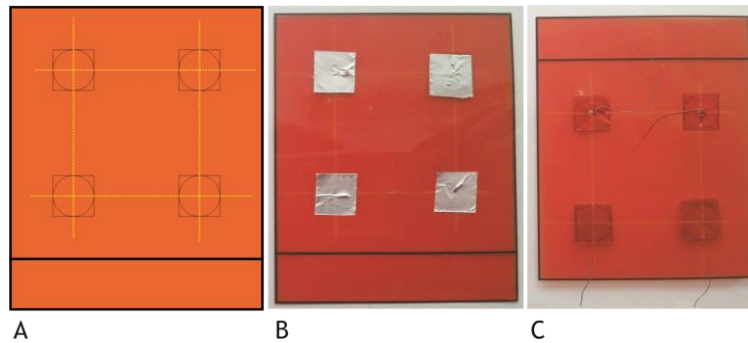


Fig. 28 - Em A o modelo de distribuição e formato dos eléctrodos do módulo de teste número um. Em B e C a construção da camada superior de eléctrodos: B corresponde à face inferior e C à face superior.

A construção deste módulo foi morosa e delicada. Se por um lado o fio e o acetato são robustos, o mesmo não se pode afirmar sobre o papel de alumínio no tamanho pretendido. Os eléctrodos da camada superior foram construídos respeitando a ordem seguinte:

1. Imprimir ou desenhar numa folha de acetato o modelo escolhido para a distribuição dos eléctrodos;
2. No centro do esboço de cada eléctrodo, criar um orifício cujo diâmetro permita a passagem do fio condutor (cujo isolante nas pontas foi previamente removido);
3. Escolher a face oposta à da impressão/desenho para introduzir o fio condutor;
4. Tendo cerca de 1 [cm] de fio na face impressa, espalmá-lo e aplicar-lhe uma pequena porção de cola (de utilização comum). Colar logo de seguida o eléctrodo previamente cortado à dimensão, aplicando pressão para aumentar a área de contacto. Neste passo deve garantir-se que o eléctrodo não está dobrado ou rasgado;
5. Repetir o processo para cada um dos eléctrodos.

O teste desta construção revelou que a condutividade do fio estava afectada, impedindo a recolha dos valores. O sucedido teve origem na aplicação excessiva de calor para a remoção das pontas isolantes.

Corrigindo os problemas acima, surgiu o modelo número dois. Neste modelo eliminou-se a necessidade de utilizar cola e aumentou-se a área de contacto do fio condutor com o eléctrodo. Veja-se abaixo o processo de construção.

1. Imprimir ou desenhar numa folha de acetato o modelo escolhido para a distribuição dos eléctrodos;
2. A um quarto do comprimento de cada eléctrodo faz-se um rasgo a toda a largura;
3. Passa-se o eléctrodo de folha de alumínio, cortado à dimensão do modelo, por entre o rasgo para que fique parte (cerca de um terço) do lado oposto ao da impressão na folha de acetato;
4. Depois de removido o isolamento das pontas do fio condutor, deve-se escolher uma e dobrar-se alternadamente, criando um ziguezague;
5. Com fita-cola unir o eléctrodo ao fio condutor e ao acetato que serve de suporte;
6. Repetir o processo para cada um dos eléctrodos.

Com este módulo, representado na Fig. 29, já foi possível testar o sensor numa versão mais próxima do primeiro protótipo. Note-se que este modelo tem mais pontos de medida. Esta decisão tomou-se para garantir que, de entre nove pontos, se conseguiam recolher quatro. Ou seja, para aumentar a probabilidade de ter mais eléctrodos a funcionar. O próximo passo consistiu em dar relevância ao parâmetro da flexibilidade do sensor, aumentando o volume das camadas onde os eléctrodos estavam fixos.

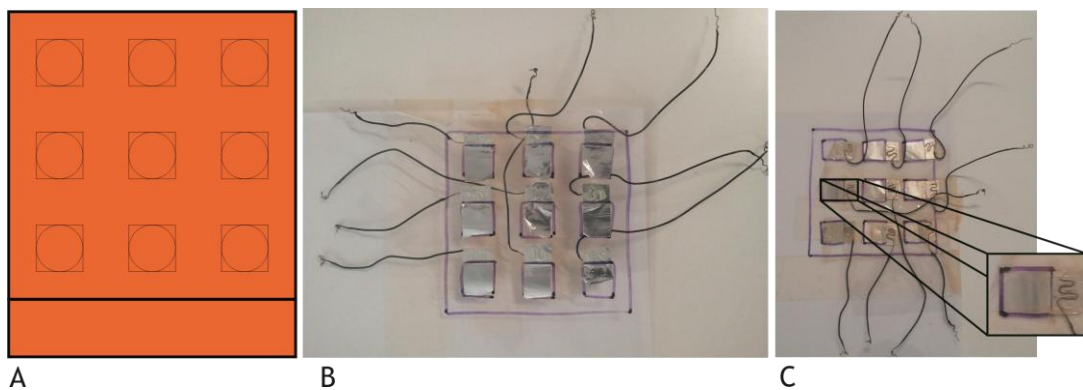


Fig. 29 - Em A o modelo de distribuição e formato dos eléctrodos do módulo de teste número dois. Em B a construção da camada superior de eléctrodos. Note-se a proporção do eléctrodo que fica disponível para o contacto com o fio. Em C o aspecto da camada inferior. Como a folha de acetato é transparente é possível observar o ziguezague do fio condutor na camada superior. É ainda possível observar que as pontas do fio condutor não têm a camada isolante.

A terceira construção teve, além dos componentes da segunda, duas camadas de um material têxtil de enchimento. Repetiu-se a construção do módulo 2 e fixou-se a camada superior e inferior de acetato com os eléctrodos ao material têxtil com volume. O Velostat intercalou essas camadas, sendo fixo com linha electricamente condutora à camada inferior (terra). A Fig. 30 mostra o aspecto da construção final.

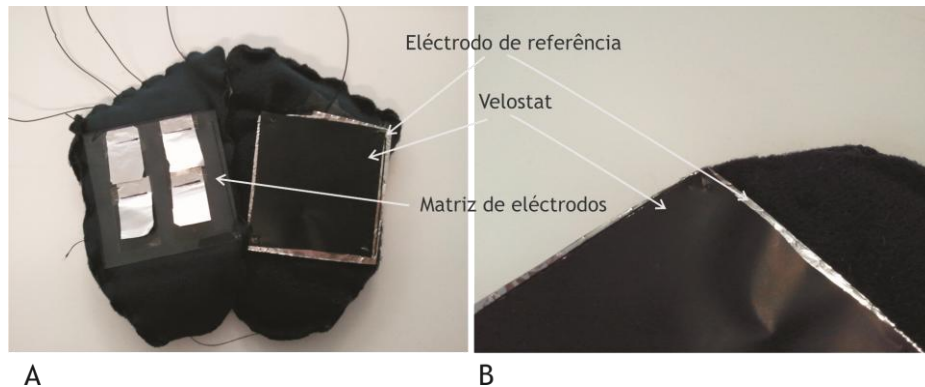


Fig. 30 - A imagem em A apresenta o aspecto final da construção, já com a associação do fio condutor às camadas de eléctrodos e do transdutor ao eléctrodo de referência. Em B um detalhe da associação do transdutor ao eléctrodo da camada inferior, com linha condutora.

Para facilitar a personalização e configuração deste módulo, a associação das respectivas camadas foi parcial. Todavia, por isso, é difícil garantir que sempre se dá uma correcta sobreposição das camadas de eléctrodos e do Velostat. Além disso, a manipulação da folha de alumínio representa um problema. À dimensão escolhida torna-se muito frágil, sendo que um descuido na sobreposição das camadas pode anular a construção.

O quarto modelo tem neopreno como substituto do material têxtil de enchimento. Conta com eléctrodos feitos de papel de alumínio e dispensa a camada de suporte (acetato). A associação entre os eléctrodos e o neopreno foi feita com cola comum. O fio condutor, pela sua espessura, atravessa a camada de neopreno (transversalmente) e está em contacto directo com os eléctrodos. A Fig. 31 evidencia as diferentes camadas deste último modelo de teste. Estas construções com papel de alumínio permitem quantificar a área de cada eléctrodo.

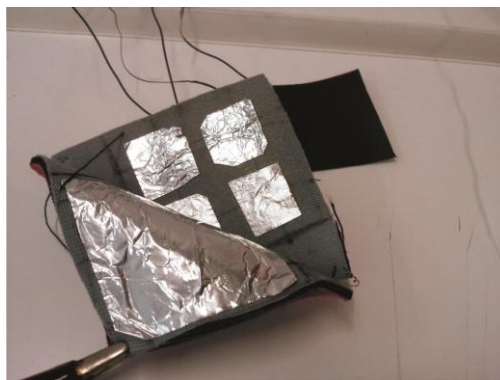


Fig. 31 - Modelo de teste número quatro. São evidentes as camadas de eléctrodos e, num plano mais posterior, o transdutor. A camada do eléctrodo de referência, embora mais anterior, é a camada inferior, tal como nos restantes modelos de teste.

Cadeia de medição

O que em seguida se descreve em relação à cadeia de medição relaciona-se com o funcionamento dos modelos de teste. O funcionamento do protótipo final e da respectiva cadeia de medição será explicado numa secção exclusiva.

Uma cadeia de medição é, em geral, constituída por: um transdutor e um circuito de condicionamento de sinal que convertem uma determinada forma de energia não eléctrica numa variação de um parâmetro eléctrico; um amplificador de instrumentação, que amplificará o sinal proveniente do circuito de condicionamento do sinal para que este possa chegar ao andar seguinte; e, por fim, um conversor analógico-digital (*Analogue to digital converter*, ADC) para que o sinal possa ser tratado e manipulado digitalmente (79).

No caso dos modelos de teste, a cadeia de medição resume-se ao transdutor, divisor de tensão e ADC. As variações de estado do transdutor são recolhidas pelos eléctrodos, e o sinal resultante da aplicação de uma fonte de tensão é dimensionado pelo divisor de tensão para que chegue ao ADC numa gama útil. O ADC utilizado está embutido num microprocessador e por isso apenas se abordará na secção que diz respeito ao sistema de aquisição.

Método de medição

Existem várias construções e métodos para medir a pressão plantar. Considerem-se apenas as construções de incorporação no interior do calçado. A nível comercial são frequentes conjuntos de medição que permitem a avaliação de cerca de 1000 pontos (F-Scan, Tekscan, Novel). Estas propostas são vantajosas relativamente à fiabilidade do diagnóstico, pela sua grande resolução, tornando-se, por outro lado, muito dispendiosas: não só a nível financeiro mas também para o profissional de saúde que tem de lidar com a enormidade de dados recolhidos (33).

Atendendo a isso decidiu-se que a construção deste sensor deve dar prioridade à simplicidade de construção e incorporação no calçado sem desprimor para a validade de diagnóstico e o custo de construção.

A maneira mais directa de atender às considerações acima é a de desenvolver o sensor com base em máscaras anatómicas para permitir uma análise regional. A máscara pode ser tão simples como um quadrado ou, um outro qualquer polígono, que delimite uma região de interesse do pé. Os dados serão recolhidos e agrupados de acordo com estas máscaras anatómicas e permitirão gerar, entre outros, estimativas das pressões máximas regionais e gráficos de pressão regional em função do tempo (80). Existem várias referências bibliográficas que utilizam este método de construção e análise (33; 81; 52; 82; 45; 83; 27; 84; 85; 48). Apesar de não haver consenso quanto ao número de máscaras a utilizar, 70 % das referências consideram 8 regiões (33; 81; 82; 45; 48; 86).

Os restantes 30 % dividem-se em 3 grupos, um com 4 regiões anatómicas (52), outro com 10 (83) e o terceiro com 15 (85). Assim sendo, para o protótipo de baixa resolução, assumimos um compromisso com 9 eléctrodos, um por região. Protótipos com maior resolução podem manter o mesmo número de regiões e variar o número de eléctrodos. As nove regiões compreendem diferentes estruturas anatómicas e surgem como adaptação das 10 regiões propostas por (87). O compromisso assumido está relacionado com a relevância dessas estruturas na biomecânica da passada. A Fig. 32 apresenta as estruturas ósseas delimitadas por cada região.

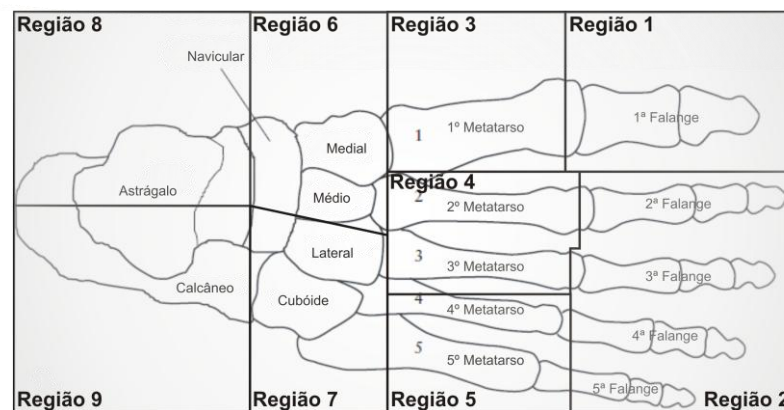


Fig. 32 - Limite das nove máscaras anatómicas. As duas primeiras regiões contêm as falanges. As regiões três, quatro e cinco delimitam os metatarsos e a região seis e sete os pequenos ossos do pé. As regiões mais posteriores, oito e nove, rodeiam os ossos grandes do pé, o astrágalo e o calcâneo.

A aquisição de dados em interfaces têxteis foi estudada em (51). De acordo com os autores, a medição de resistência é mais efectiva com um divisor de tensão do que com uma ponte de medida. Não se recomenda a interface directa entre o transdutor resistivo e o microprocessador pela interferência da fonte de alimentação. O divisor de tensão deverá ser dimensionado para uma alimentação de 9 V, uma tensão máxima de saída de acordo com as especificações do microprocessador e uma resistência mínima previamente determinada. A utilização de um divisor de tensão em vez de uma ponte de medida está relacionada com a gama de variação dos valores.

Especificidades da cadeia de medição

Transdutor e eléctrodos

A escolha, utilização e disposição destes componentes está acima descrita. Serve a presente subsecção para dar relevância aos elementos da cadeia de medição.

Divisor de tensão

Para cada ponto de medida montou-se um divisor de tensão. Como se descreveu em "Cadeia de medição", o circuito de condicionamento do sinal deve anteceder o ADC. O dimensionamento segue a estrutura do que foi apresentado no Capítulo 3, na secção "Testes de validação" e está representado na Fig. 33 abaixo.

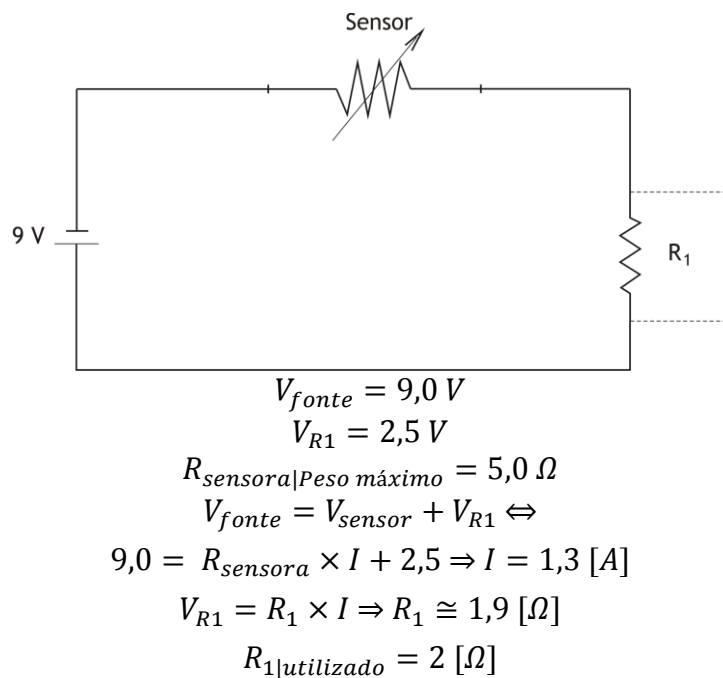


Fig. 33 - Representação e dimensionamento do divisor de tensão utilizado na validação dos modelos de teste.

Sistema de aquisição

MSP430G2231

A escolha do microprocessador foi feita a pensar no baixo consumo energético e na redução de custos. Optou-se por um microprocessador da Texas Instruments, o MSP430G2231.

A família MSP430 da Texas Instruments agrupa os microprocessadores de 16 bits de menor consumo energético da empresa. Cada série desta família junta diferentes dispositivos periféricos e está direccionada, por isso, para diferentes aplicações. Ainda assim a todos é comum uma arquitectura com cinco modos de poupança energética, uma CPU RISC de 16 bits, registos de 16 bits e uma boa eficiência no processamento do código. A série G2x21/31 contém um microprocessador de sinais mistos e baixo consumo com um temporizador de 16 bits e 10 pinos entrada/saída. Tem também um ADC de 10 bits e capacidade de comunicação por protocolos síncronos (SPI ou I2C). Pelo seu baixo custo de produção, está principalmente direccionado para sensores de baixo custo, capturando sinais analógicos, convertendo-os para sinais digitais e encaminhando esses valores para apresentação ou transmissão para um sistema anfitrião. A descrição detalhada do funcionamento de cada periférico da família MSP430 pode encontrar-se no respectivo documento técnico. Para efeitos da aplicação pretendida apenas se descreverá o funcionamento do ADC e o protocolo de comunicação entre a placa e uma porta USB (88).

ADC10

Os ADC são os periféricos responsáveis pela interface entre o mundo real, de grandezas analógicas, e o mundo digital. Transformam uma tensão analógica numa palavra digital de n bits. Existem várias tipologias de ADC, sendo que não é âmbito deste trabalho descrevê-las.

O ADC do microprocessador escolhido é um ADC de 10 bits com um núcleo de registo de aproximações sucessivas (*sample and approximation register*, SAR), controlo sobre a selecção da amostra pretendida, gerador de referência e com um controlador de transferência de dados (*data transfer controller*, DTC). O DTC permite que as amostras do ADC sejam convertidas e armazenadas em qualquer lugar da memória sem que para isso haja intervenção da CPU. Outras características relevantes deste dispositivo são a iniciação de conversão por activação do Timer_A (outro dispositivo embutido), selecção da fonte de sinal usado para conversão e vários modos de conversão:

- Única de um canal;
- Repetição de um canal;
- Sequencial;
- Repetição de sequência.

A configuração deste periférico é feita por software, pelo utilizador. Será descrita atempadamente.

Protocolo de comunicação

O microprocessador acima descrito tem a capacidade de comunicar por SPI ou I2C. Estes protocolos síncronos permitem a comunicação entre dispositivos de diferentes periféricos (SPI) ou entre dispositivos do mesmo periférico (I2C). Ainda assim não permitem a troca de dados com um computador. Ora, é objectivo do presente trabalho criar um sistema que permita, em tempo real, avaliar a pressão plantar. Para isso, e respeitando o princípio da simplicidade e economia, será necessário que essa comunicação, entre microprocessador e computador, esteja presente.

Uma maneira de implementar essa comunicação é recorrendo à porta série utilizada para fazer a depuração do código. É possível, recorrendo apenas aos periféricos da placa, implementar comunicação UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) com o computador. A comunicação por UART é assíncrona, querendo isso dizer que os dispositivos nessa ligação não têm de partilhar um sinal de relógio. Esta é a grande vantagem comparativamente com aos protocolos síncronos. A grande desvantagem é o facto de se ter de sacrificar a velocidade de comunicação. A implementação deste protocolo pode fazer-se em modo *full-duplex*, permitindo o envio e a recepção simultâneos, ou em *half-duplex*, tendo assim de se enviar ou receber dados alternadamente. Com a UART, cada byte corresponde a 10 bits, 8 bits de informação, um bit de início de dados e outro de fim de dados (*Start* e *Stop* bit).

Configuração do sistema de aquisição

Para programar o microprocessador e configurar o ADC escolheu-se a ferramenta de desenvolvimento *Code Composer Studio*. Poder-se-ia ter optado por outra ferramenta mas a escolha dependeu em grande parte da familiarização decorrente de uma disciplina do actual ciclo de estudos. O *Code Composer Studio* é um ambiente integrado de programação que, pelas livrarias que incorpora, facilita a manipulação do microprocessador. Este programa tem por base de construção o programa Eclipse, uma ferramenta *open-source*, livre, direccionada para o desenvolvimento de *software*.

O código foi estruturado para a aquisição de quatro valores, tantos quanto o número de eléctrodos nos modelos de teste (exceptuando o modelo número dois, com mais pontos). As primeiras linhas de código que antecedem as rotinas principais são responsáveis por definir o pino 1 do porto 1 como TXD (*Transmit Exchange Data*, transmissão de dados) e a taxa de transmissão da ligação com um *baud rate* de 9600. Criam-se também duas variáveis globais que serão utilizadas no envio da informação para o computador.

Antes de proceder ao envio dessa informação é necessário proceder à sua recolha.

A rotina principal (*main*) começa por interromper o *Watchdog Timer* da placa. O *Watchdog Timer* é um contador de 16 bits que reinicia o processador quando ocorre algum problema. Em termos de funcionamento assemelha-se ao que um utilizador faz quando um programa de computador deixa de funcionar, obrigando-o a reiniciar. No caso descrito, o processador pode reiniciar o contador ou desligá-lo mas, correctamente utilizado, o contador reiniciará o processador no caso de um erro de código. Para evitar ser reiniciado, o programa deve renovar o temporizador com uma determinada frequência. Para aumentar a sua eficácia, o registo do *Watchdog Timer* também requer uma senha. De forma a alterar a parte inferior do registo de controlo do *Watchdog Timer*, a parte superior deve ser escrita com um valor específico. Este valor é especificado pelas iniciais WDTPW nos cabeçalhos dos ficheiros do MSP. Esta senha reduz as probabilidades de que uma instrução aleatória provoque o reinício do processador.

Seguidamente inicializa-se uma variável local cujo valor irá influenciar a frequência de actualização dos dados a enviar. Se este valor não for dimensionado correctamente pode acontecer que nem todos os valores sejam recolhidos.

O DCO (*Digitally Controlled Oscillator*, oscilador controlado digitalmente) é utilizado na temporização da UART. Para a taxa de transmissão pretendida é configurado para 1 MHz, pelos registos BCCTL1 e DCOCTL que apontam para valores pré-calibrados de fábrica.

Os registos P1SEL e P1DIR seleccionam a função de comunicação e definem a direcção do pino 1 do mesmo porto (complementado a configuração do pino para TXD).

Por fim, e antes da configuração do ADC propriamente dita, há que activar as interrupções e entrar num ciclo que permita a constante aquisição de valores.

A descrição da configuração do ADC não irá compreender a explicação de como o mesmo funciona. Aplicar-se-á o princípio da caixa preta.

O núcleo do ADC é configurado por dois registos de controlo, ADC10CTL0 e ADC10CTL1. Com algumas excepções os bits de controlo do ADC10 apenas podem ser modificados quando o registo ENC é definido a zero. Antes de qualquer conversão é necessário definir alguns parâmetros. O tempo de amostragem e retenção (*sample-and-hold*) é referenciado ao oscilador interno do ADC. É configurado para que ocorra uma nova aquisição a cada 16 ciclos do oscilador do ADC. A referência para o processo de discretização dos valores recolhidos tem também origem na referência interna do oscilador (REFON e REF2_5V). O valor mais alto resultante da discretização toma o valor de 2,5 V. Todos os restantes estão compreendidos entre esse e zero, com incrementos dependentes do funcionamento do ADC.

Depois há que ligar o ADC e activar as suas interrupções. Além disso é também preciso indicar quais as entradas analógicas que irão ser utilizadas. É de notar que esta indicação não activa de imediato a aquisição.

A próxima etapa repete-se para as diferentes entradas analógicas. De cada vez que se selecciona uma entrada para digitalizar repete-se o procedimento:

1. Selecção do canal a adquirir;
2. Selecção e configuração do relógio e activação da conversão;
3. Entrada em modo de poupança de energia com interrupções para o fim da aquisição;
4. Armazenamento do valor amostrado na variável `TXByte`, com uma deslocação de dois bits para a direita (remoção do *start* e *stop* bit);
5. Execução da rotina de transmissão para envio do byte;
6. Desactivação da conversão para proceder às alterações necessárias à reconfiguração do ADC.

Depois deste passo seis todo o procedimento se repete até que todos os canais sejam recolhidos. Para que esse tempo seja suficiente a variável `uartUpdateTimer` é reinicializada no valor máximo.

A rotina de transmissão (*Transmit*) é chamada, inicializando-se o temporizador (*timer*) e os registos de comparação e formatando-se o byte a enviar. Uma vez que ocorra a interrupção, chega a altura de alterar um bit. Isto é feito na rotina de interrupção que acrescenta o *offset* necessário ao contador para que o próximo bit entre em transição a tempo, mesmo que haja processamento a ser feito dentro da função de interrupção. A variável `BitCnt`, contadora de bits, é depois decrementada em cada interrupção: se chegar a zero, o byte já foi transmitido e a interrupção é desactivada. Entretanto a função *Transmit* ainda está a funcionar, num ciclo de espera que permite a transmissão do byte. Este ciclo impede que seja enviado outro byte enquanto o primeiro não o tenha sido.

Protótipo de baixa resolução

O desenvolvimento deste modelo pretende sumarizar as observações que foram surgindo no decorrer da análise dos restantes protótipos. Descrever-se-á primeiro o número e posicionamento dos eléctrodos, escolha feita atendendo à secção "Método de medição" do presente capítulo. Em seguida abordar-se-á o método de construção do sensor e por fim as configurações necessárias da cadeia de medição.

Cadeia de medição

Número e posicionamento dos eléctrodos

Os dados serão recolhidos com base em nove regiões com relevância biomecânica/funcional. Em cada região é possível variar o número de pontos recolhidos, aumentando ou diminuindo a resolução global da palmilha. Neste protótipo de baixa resolução haverá um eléctrodo por secção. Abaixo, na Fig. 34, representa-se a distribuição e posicionamento desses eléctrodos.

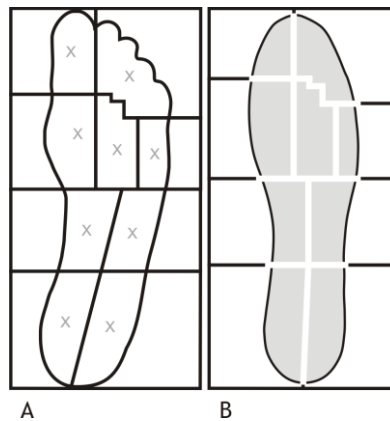


Fig. 34 - Distribuição e posicionamento dos eléctrodos no protótipo de baixa resolução. Em **A** as cruces assinalam, grosseiramente, a localização do fio condutor. Em **B** estão representadas, a cinzento, as regiões dos eléctrodos. Os espaços a branco individualizaram os eléctrodos da camada superior.

Construção

A Fig. 35 representa as diferentes camadas do sensor. Das quatro representadas, apenas duas têm relevância no processo de aquisição (a camada com os eléctrodos e a camada do transdutor). As duas restantes são importantes para a versatilidade (invólucro exterior) e conforto (palmilha de látex) do dispositivo. A construção do modelo representado dá-se em quatro momentos.



Fig. 35 - Camadas do protótipo de baixa resolução. O protótipo aparece sem a camada superior de eléctrodos e numa orientação contrária àquela em que será utilizado por motivos de clareza da imagem.

Primeiramente constrói-se o invólucro exterior. A função desta camada é a de acondicionar as restantes de forma individual, permitindo que o utilizador possa trocar a resolução do sensor ou adequar o conforto trocando a palmilha utilizada. Além disso, o invólucro também contribui para a fixação das restantes camadas, desempenhando um papel importante ao garantir a sobreposição necessária às leituras.

Em seguida procede-se à elaboração da camada dos eléctrodos. A Fig. 36 mostra as etapas essenciais nesta segunda fase de construção. De acordo com as observações dos modelos de teste manteve-se a escolha do papel de alumínio como material para os eléctrodos. Respeitando o compromisso com a versatilidade, escolhe-se um material que sirva de suporte ao papel de alumínio, material constituinte dos eléctrodos. Utilizar o papel de alumínio *per si* não será uma boa prática dada a sua fragilidade. Escolheu-se para suporte dos eléctrodos um material utilizado nos tapetes de rato de computador. Novamente, a escolha recai na relação entre a disponibilidade e função do material. O tapete de rato escolhido (Mitsai) tem uma espessura inferior a 0,1 mm e está revestido por uma barreira anti-microbiana (fórmula da Greenchem), tornando-se um candidato perfeito para a aplicação pretendida. Começa-se por delinear a palmilha que se irá utilizar, no tapete. Note-se que, cada camada de eléctrodos compreende duas subcamadas: uma camada que servirá de plano de terra, completamente revestida por folha de alumínio, e outra com os eléctrodos individualizados por região anatómica. Depois disso corta-se a figura desenhada (por duas vezes, uma por cada subcamada) e fixa-se a uma estrutura estável (por exemplo, uma bancada de trabalho). Repete-se o processo para uma folha de alumínio.

Imprime-se agora o modelo das regiões anatómicas. Corta-se o interior de cada região e sobrepõe-se ao corte de alumínio. Fixa-se também, respeitando o posicionamento das regiões. Com o auxílio de uma caneta (preferencialmente de gel) desenham-se os limites de cada região anatómica no papel de alumínio. Findada a tarefa, cortam-se e reservam-se. No corte do suporte há também que desenhar as regiões, assim auxiliando o posicionamento dos eléctrodos. Na subcamada de eléctrodos individuais, sensivelmente ao centro de cada região, faz-se um corte rectangular. Na subcamada do plano de terra faz-se também um corte rectangular mas na porção mais posterior da palmilha, na zona do calcanhar. Cada recorte de alumínio, cola-se no lugar respectivo do suporte de eléctrodos individuais. A outra camada de suporte deve ser revestida, por completo, com papel de alumínio. Tendo as subcamadas de eléctrodos resta agora associar o fio que conduzirá o valor recolhido à cadeia de medição. Os cortes rectangulares servem para fixar o fio e permitir o contacto com o papel de alumínio. O fio utilizado deve ser fino e maleável. As pontas do fio devem ficar sem a camada isolante, garantindo que este contacta com o alumínio e com a cadeia de medição. De forma a aumentar a área de contacto deve zigzaguear-se a ponta do fio que ficará em contacto com o papel de alumínio.

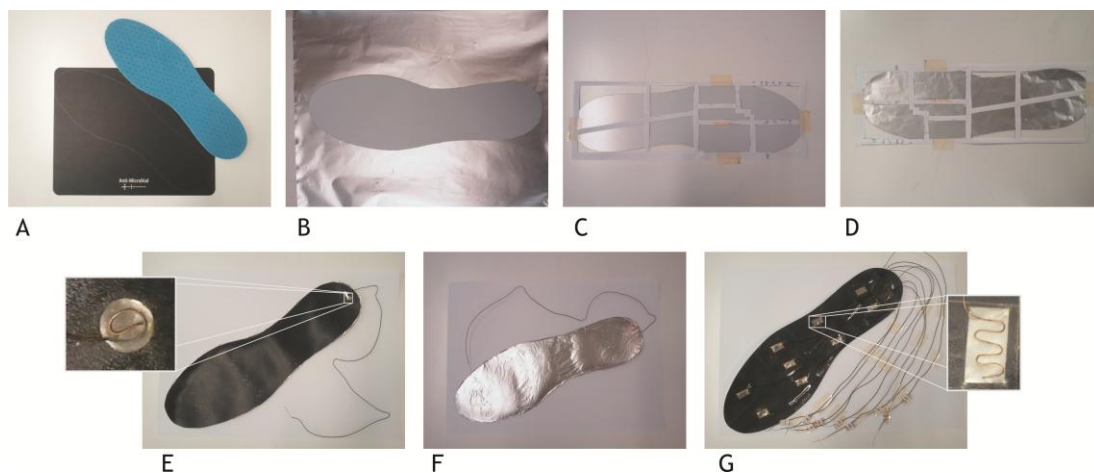


Fig. 36 - Sete etapas principais no processo de construção dos eléctrodos. De A a D estão representadas as etapas de criação do eléctrodo comum (A e B) e dos eléctrodos individuais (de A a D). Na segunda linha de imagens estão presentes as construções finais das palmilhas de eléctrodos. Na imagem E observa-se a face superior do eléctrodo de referência e o pormenor da associação do fio ao eléctrodo. Em F a face inferior do mesmo eléctrodo. A imagem G mostra a camada de eléctrodos individuais e o zigzague do fio condutor.

A terceira fase de construção corresponde à associação e posicionamento das diferentes camadas. Em primeiro lugar deve cozer-se o invólucro exterior à folha de Velostat. Vai ser esta associação directa que garantirá que o transdutor não se deslocará/deformará aquando da sua utilização. Depois de garantida esta associação há que encaixar as palmilhas de eléctrodos e a palmilha de látex nos respectivos lugares, de acordo com a Fig. 35.

A última fase de construção corresponde à associação da palmilha com a cadeia de medição. Os fios de cada região anatômica devem estar em pleno contacto com as resistências do divisor de tensão. Este, por sua vez deve reencaminhar os valores condicionados ao microprocessador que os digitalizará, pelo ADC embutido e enviará para o computador.

Divisor de tensão

O divisor de tensão para o protótipo de baixa resolução em pouco difere do divisor de tensão para os modelos de teste. Continua a constituir um andar da cadeia de medição que antecede o ADC. O dimensionamento do divisor de tensão atendeu ao valor mínimo da resistência do transdutor para um peso de, aproximadamente, 70 kg. A Fig. 37 mostra o dimensionamento do divisor de tensão.

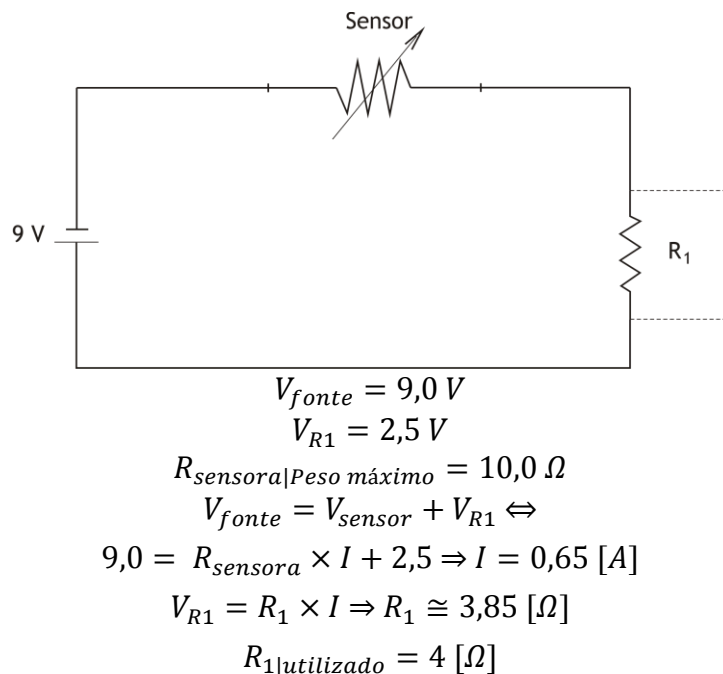


Fig. 37 - Representação e dimensionamento do divisor de tensão utilizado no protótipo de baixa resolução.

Sistema de aquisição

O sistema de aquisição está acrescido de um componente comparativamente ao sistema dos modelos de teste. Um multiplexador colmata a diferença entre as entradas do ADC (oito, sendo que uma dessas está reservada para a emulação da UART) e o número de pontos de medida do protótipo (nove pontos). O restante sistema de aquisição não difere do previamente descrito, sendo que há alterações a fazer quanto à sua configuração.

Multiplexador

O multiplexador é um dispositivo analógico que permite a selecção de um determinado canal de medida de modo a conduzir um sinal aos dispositivos a jusante. A selecção desse canal, no caso desta aplicação, será feita pelo endereçamento, que por sua vez se consegue com o microprocessador.

O multiplexador utilizado é um HCF4051B da *STMicroelectronics*. Pode funcionar como multiplexador ou desmultiplexador e tem oito canais. Para mais detalhes relativamente ao seu funcionamento pode consultar-se o documento técnico. O que se deve reter é o esquema de ligação dos pinos, na Fig. 38, e a tabela de verdade com os endereçamentos de cada canal, na Fig. 39.

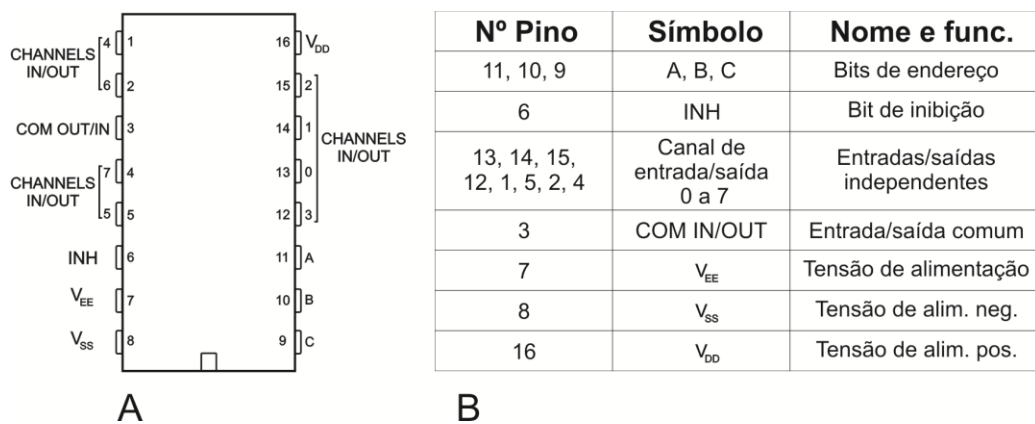


Fig. 38 - Multiplexador. Em A está presente a ligação dos pinos. B faz uma descrição mais detalhada sobre a função desses pinos.

Estados de entrada				Canal(ais) activo(s)
0	0	0	0	0
0	0	0	1	1
0	0	1	0	2
0	0	1	1	3
0	1	0	0	4
0	1	0	1	5
0	1	1	0	6
0	1	1	1	7
1	X	X	X	Nenhum

Fig. 39 - Endereços para activação de cada canal do multiplexador.

MSP430G2231 e ADC10

O código de configuração do microprocessador, globalmente, permanece igual ao usado para configurar o ADC e o microprocessador na validação dos modelos de teste. São activadas apenas duas entradas analógicas do ADC: uma para a entrada do sinal multiplexado (P1.6, Bit 6) e outra para o nono ponto do sensor (P1.7, Bit7). O endereçamento do multiplexador é feito pelos pinos três, quatro e cinco do Porto 1, com a instrução P1OUT. Esta instrução coloca, de acordo com o valor que se lhe atribui, os pinos a alto (quando a 1) ou a baixo (quando a 0). Um novo endereço do multiplexador requer a desactivação do ADC e a reconfiguração do registo P1OUT. O restante código foi abordado e explicado na secção que diz respeito ao sistema de aquisição dos modelos de teste.

Registo e análise dos resultados

Depois do protótipo construído e todas as montagens devidamente respeitadas, procedeu-se à recolha dos valores de pressão para um indivíduo com peso médio de 70 kg, o valor utilizado para o dimensionamento do divisor de tensão.

Sem qualquer força na palmilha, cautelosamente, ligou-se a fonte de alimentação e regulou-se, com incrementos lentos, para um valor de cerca de 5 V. Com o auxílio de um multímetro, e com força exercida pela mão, validou-se o funcionamento da montagem.

Procedeu-se então à recolha dos valores nas condições planeadas: Tensão de alimentação a 9 V e apoio da face plantar de um indivíduo com um peso médio de 70 kg.

Não se recolheram muitos valores por uma questão de limitação temporal (pela proximidade da data limite de entrega desta dissertação). Além disso, o objectivo principal não era o de avaliar os valores recolhidos e a relação com a postura do indivíduo, apenas validar o funcionamento do protótipo. Abaixo segue a Tabela 2 que mostra quatro ensaios de recolha dos valores.

Tabela 2 - Tabela com os valores de tensão recolhidos com o protótipo de baixa resolução.

Eléctrodo	V _{Ensaio 1} [V]	V _{Ensaio 2} [V]	V _{Ensaio 3} [V]	V _{Ensaio 4} [V]
1	1,39	1,36	1,37	1,38
2	1,60	1,61	1,62	1,63
3	1,57	1,58	1,58	1,58
4	1,58	1,57	1,56	1,57
5	1,62	1,62	1,62	1,62
6	1,57	1,58	1,58	1,58
7	1,53	1,54	1,53	1,54
8	1,57	1,58	1,57	1,57
9	1,78	1,78	1,79	1,78

A representação gráfica desses valores segue na Fig. 40. O processo de obtenção das imagens abaixo será descrito na próxima secção.

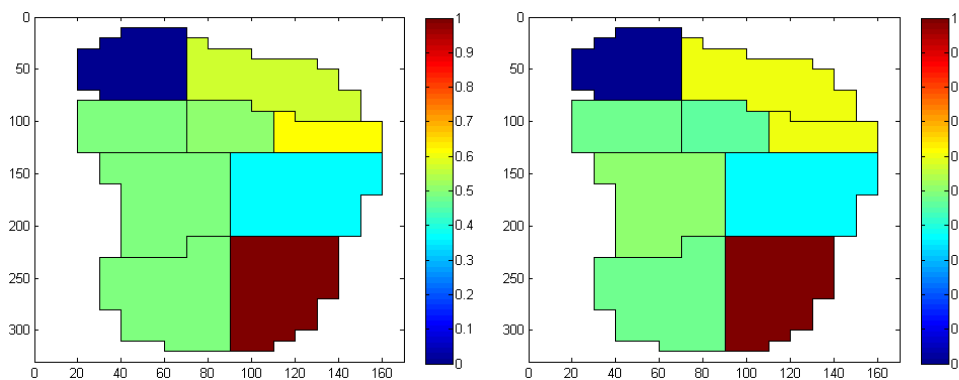


Fig. 40 - Representação gráfica de dois dos quatro ensaios com o protótipo de baixa resolução. A escolha de não representar os quatro está relacionada com a proximidade dos valores.

Representação dos valores. Interface gráfica

Desde o início do desenvolvimento deste projecto que se impunha a questão da representação dos dados recolhidos. Quanto mais testes se faziam ao transdutor, mais claro ficava que, atendendo às condições de teste possíveis, a fase inicial do desenvolvimento deste sensor teria de contemplar uma análise dos valores de forma qualitativa e não quantitativa. Além da limitação pelas condições de trabalho, também o estudo quantitativo requereria a intervenção de profissionais da área da podologia, capazes de interpretar e validar os valores recolhidos e sua normalidade.

Ora, atendendo a que a análise qualitativa é feita de forma referenciada, optou-se por fazer com que os valores recolhidos fossem associados a uma escala de tons de cor. Dessa forma é mais claro identificar a distribuição e inter-relação dos valores.

Para satisfazer o objectivo acima escolheu-se a ferramenta de software MATLAB. O MATLAB é um programa com uma linguagem própria e que baseia o seu funcionamento no tratamento matricial de dados. Estas características conferem-lhe a possibilidade de lidar com grandes volumes de dados de forma mais eficiente. As suas variadas ferramentas e funções embutidas são também responsáveis por diversificar a sua aplicabilidade.

Aquando da construção do modelo de teste número dois surge o primeiro esboço de representação dos valores recolhidos. Veja-se a Fig. 41 abaixo.

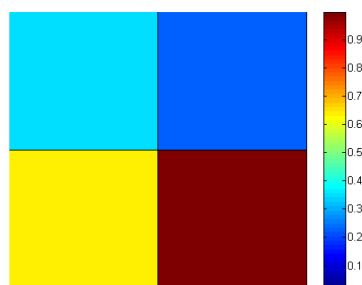


Fig. 41 - Representação gráfica de dois dos quatro ensaios com o protótipo de baixa resolução. A escolha de não representar os quatro está relacionada com a proximidade dos valores.

O *script* (nome específico para uma rotina de operações no MATLAB) contempla três grandes operações. Primeiramente a importação dos dados recolhidos. Depois o seu processamento. Nesta fase os dados são normalizados, identificando-se o mínimo e o máximo e posicionando os restantes valores entre estes.

A última fase deste modelo de representação corresponde a usar estes valores como valores de cor numa imagem. Para este modelo de teste, e os seguintes com o mesmo número de eléctrodos, a representação consiste no preenchimento de quatro quadrados de cor, um para cada eléctrodo.

Posteriormente, aquando do desenvolvimento do protótipo de baixa resolução, considerou-se utilizar uma imagem genérica de um pé, face plantar, e preenchê-la de acordo com os valores normalizados, dividindo a imagem em tantas regiões quantas o número de valores recolhidos. Outra solução seria aproximar a imagem do pé por polígonos, fazendo uso da função *fill*. Com o aparecimento destas soluções coincidiu a decisão da análise regional dos dados. Assim surge um método para a representação dos valores recolhidos, com base na aproximação da imagem do pé por polígonos. Sobrepõe-se uma grelha com uma dimensão pré-definida a uma imagem genérica de um pé (face plantar). Nessa, marcam-se os elementos que se sobrepõem ao contorno do pé na imagem. Divide-se a grelha no número estipulado de regiões (nove), de acordo com a relevância biomecânica das estruturas. Depois relacionam-se os elementos da grelha recorrendo a um sistema de coordenadas num plano cartesiano. Desse sistema extraem-se as coordenadas dos vértices de cada região que depois serão aplicados na função *fill*. Além destes valores, a função opera também com base nos valores de cor para cada região.

Ainda antes do desenvolvimento do protótipo de baixa resolução surgiu a ideia de complementar a representação dos valores com uma interface gráfica que permitisse ao utilizador alguma liberdade na maneira como são apresentados os valores recolhidos. O software utilizado tem uma ferramenta que permite o desenvolvimento de uma interface gráfica: MATLAB GUI (*Graphical User Interface*). Esta ferramenta consiste num ambiente gráfico, relativamente limitado em comparação a programas de manipulação vectorial (CorelDraw) ou de edição de imagem (PhotoShop). Toda a associação de eventos aos botões e restantes componentes criados é feita por programação na linguagem nativa do programa. Por isso adaptaram-se os *scripts* previamente desenvolvidos para funções capazes de serem incorporadas no ambiente gráfico. Veja-se a Fig. 42 para ilustração.

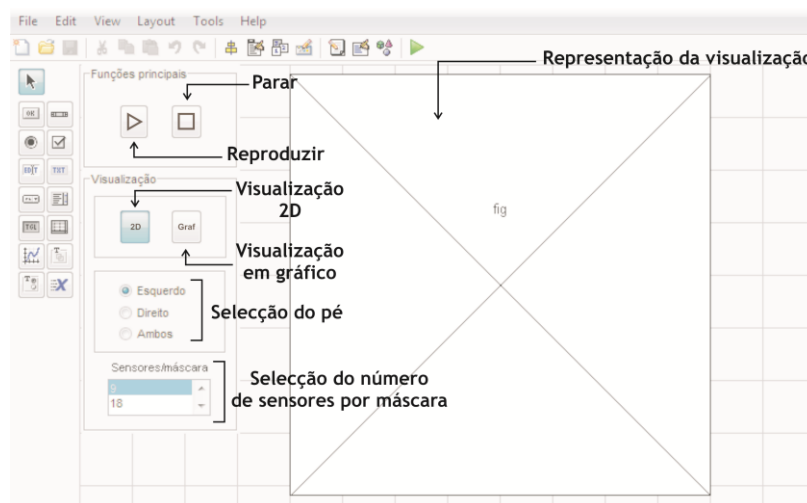


Fig. 42 - Representação da interface gráfica desenvolvida.

Validade e interpretação das aquisições

As forças a que o pé está sujeito não têm relação directa entre a sua amplitude e o risco de lesão. Uma mesma força pode provocar mais danos quando aplicada em áreas menores, como acontece nalgumas proeminências ósseas do pé. É por isso que as avaliações plantares de força são comumente expressas sob a forma de pressão, relacionando a força com a área onde está aplicada (80).

A pressão média calcula-se dividindo a força aplicada pela área em que actua. No caso dos pés, a pressão plantar é também chamada de *stress* normal uma vez que representa as forças que agem perpendicularmente ao pé e ao solo. As forças que actuam na direcção horizontal também podem ser medidas e são apelidadas de forças tangenciais (80).

Suponha-se que se tem a distribuição de força na superfície do pé e o respectivo valor máximo. Suponha-se também que é possível identificar uma proeminência óssea no médiopé e que se pretende avaliar a força que aí se concentra. É intuitivo associar o pico de pressão com a saliência anatómica. Aproximando a área da região e usando o peso corporal como referência para a força, os valores calculados para a pressão normal e tangencial indicam que aquela região tem grande probabilidade de se lesionar. Estas aproximações não são válidas. A área efectiva do pé não pode ser aproximada pela área total do pé. A distribuição global de força não pode ser localizada numa só estrutura anatómica. É por isso que a pressão plantar tem de ser medida directamente e não estimada (80).

Da pressão máxima é possível perceber o que aconteceu em determinadas circunstâncias. Não o porquê. Para esta segunda questão é útil o estudo da distribuição da carga por análise de duas grandezas: o integral pressão-tempo simples e o integral pressão-tempo conjunto. O primeiro contém informação sobre a área de um único transdutor. O segundo permite avaliar uma determinada área ou até o pé inteiro. Em ambos, todavia, o ponto de partida é a área por baixo da curva pressão-tempo de um único transdutor durante um instante de tempo em que o registo excede o valor definido para o ruído máximo. As unidades para o integral pressão-tempo simples são kilopascal por segundo (kPa.s) enquanto que para o integral pressão-tempo conjunto a unidade é Newton por segundo (N.s). Nos integrais pressão-tempo conjunto os valores individuais de cada transdutor de uma determinada região são somados e multiplicados por uma constante.

Tendo acesso a estas informações deve ainda ter-se cuidado na interpretação dos valores. Factores como o comprimento da passada, a velocidade e que fase de apoio se escolhe para a recolha da pressão plantar condicionam os resultados. Além disso, a comparação de duas grandezas pressão-tempo apenas se pode fazer se a região tiver área semelhante e se os valores forem recolhidos em condições idênticas.

O mesmo não acontece na comparação entre a pressão máxima e o integral pressão-tempo simples: estes podem comparar-se (considerando que ambos foram recolhidas com o mesmo sensor) entre diferentes regiões do pé, e até entre diferentes condições de recolha, na medida em que ambas dizem respeito à mesma área de transdutor (80).

É importante que, para a comparação de diferentes resultados, esses factores sejam normalizados. Todavia, esta normalização apenas é possível em ambientes clínicos, controlados. Nem tão pouco seria útil que fosse permanente, condicionando a normalidade da postura (80).

Capítulo 5

Considerações finais

Presente e futuro: aplicações e relevância do trabalho

Um projecto com as especificidades deste permitiu fazer uma iniciação ao processo de investigação científica. Um processo moroso, delicado e que bebe da perseverança. Um processo recompensador.

Esta dissertação prova que é possível construir um sensor de pressão plantar, embora de baixa resolução, por um custo muito inferior aos que estão comercialmente disponíveis. Um dispositivo com as características do apresentado tem imensa aplicabilidade:

- Na análise de posturas estáticas e, eventualmente, dinâmicas, prevenindo e auxiliando no tratamento de problemas posturais;
- Investigação da distribuição de pressão plantar em doentes com neuropatia periférica (perda de sensibilidade nas extremidades do corpo);
- Auxílio na prevenção da ulceração dos pés;
- Monitorização e comparação do estado dos doentes antes, depois e durante a recuperação de uma cirurgia com repercussões no andar;
- Na vigilância de patologias degenerativas como a artrite reumatóide;
- Avaliação de calçado;
- Análise e prescrição de treino desportivo. Avaliação de desempenho;
- Dimensionamento e validações protéticas;
- Recolha de dados de pressão plantar para aplicações no desenvolvimento padrões de deslocação de robôs bípedes.

Esta tecnologia pode também adaptar-se e exponenciar os seus campos de aplicação:

- Monitorização de acamados: prevenção do aparecimento de escaras;
- Reconhecimento postural (aplicações de segurança ou entretenimento);
- Adaptações para melhorar a acessibilidade de pessoas com incapacidades - por exemplo, criar um equivalente ao rato de computador, que manipulamos com as mãos, para os pés;
- Aplicações ergonómicas: incorporação da tecnologia em locais estratégicos.

A questão da aplicabilidade pode ser amplamente explorada. Tanto mais quando o material for estudado com maior detalhe.

As escolhas dos materiais usados estiveram muito dependentes da disponibilidade dos mesmos. Não se pretendia encarecer o sensor e assim eliminar o seu factor diferenciador. Há que estudar ainda, no futuro, a possibilidade de manter o sensor barato mas recorrer a outros materiais. Os eléctrodos de folha de alumínio podem ser substituídos por linha condutora. Esta troca pode permitir o aparecimento de sensores de maior resolução e melhorar o aspecto construtivo, tornando o sensor mais robusto, Apesar destas vantagens deve levar-se em consideração que uma construção com linha condutora requererá a segmentação do transdutor de forma a poder-se manter a análise regional. Outra alternativa aos eléctrodos de folha de alumínio e aos de linha condutora, é a utilização de um *printed circuit board* (placa de circuito impresso), PCB, flexível. Das três propostas esta será a que mais encarece o sensor. Todavia, será também aquela com maior probabilidade de dar resultados extremamente fiáveis e de grande resolução.

Independentemente da escolha do material para os eléctrodos, uma construção posterior à do protótipo aqui apresentado deve reunir o divisor de tensão e o sistema de aquisição num dispositivo pequeno, que se possa associar a uma perneira de fixação no tornozelo ou a um dispositivo que se possa prender ao calçado. Ambos de forma a não constituírem um factor de preocupação. Esta foi a consideração que deu inicio ao projecto e não deverá, por isso e pela sua relevância, ser ignorada. Quanto à fonte de energia, atendendo aos novos desenvolvimentos nos métodos de recolha de energia, o sensor poderá até tornar-se auto-suficiente. Por exemplo, pela associação de um elemento piezoeléctrico. Certo é que a próxima construção irá contemplar melhoramentos na mobilidade: a transmissão sem fios e a utilização de uma bateria recarregável. Estas actualizações devem suceder-se a um novo estudo do material transdutor. Ficou por avaliar o seu comportamento face a eléctrodos de outras características e em condições mais controladas. Fez-se um estudo cuidado, ponderado, maioritariamente estático e de validação. Falta quantificar o comportamento do transdutor, avaliar se é ou não possível obter uma calibração e em que circunstâncias. Depois de um estudo destes ficará claro o potencial do transdutor, reforçando-se a verdade das aplicações acima descritas.

A interface gráfica é também alvo de sugestões. A ideia inicial não corresponde à implementação neste projecto. Era objectivo, concretizável na próxima reedição do projecto, criar uma interface gráfica que permitisse a visualização de ambos os pés, de forma alternada ou simultânea. Seria possível configurar o número de sensores por máscara e o tipo de visualização dos dados - mapa ou gráficos de pressão (global ou por região). Outra opção de visualização consistiria no agrupamento dos dados por recolha ou passada. Desta forma ficaria mais evidente a evolução temporal da distribuição da pressão.

Ainda que haja espaço para muitos melhoramentos, o protótipo aqui apresentado demonstra que todo o processo de desenvolvimento foi coerente. Cada etapa serviu de base para a seguinte, havendo sempre um ponto de reinício perto de cada nova fase. Por isso, antes do desenvolvimento do protótipo final já se tinham abordado todas as vertentes da tecnologia. Este projecto permitiu aprimorar técnicas e métodos de trabalho de investigação, reforçar conhecimentos de electrónica, de programação em MATLAB e de microprocessadores e, principalmente, aprender que a viagem de quem investiga tem pavimento de vontade e fim na linha do horizonte.

Bibliografia

1. *Essai experimental sur la locomotion humaine*. **Carlet, G.** 1872, Ann. Sci. Naturelles, pp. 1-92.
2. *De la locomotion terrestre chez les bipedes et quadrupedes*. **Marey, M.** 1873, J. de l'Anat. et la Physiol., p. 42.
3. *Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications*. **Rosenbaum, D. e Becker, H. -P.** 1997, Foot and Ankle Surgery, pp. 1-13.
4. **Beeley, F.** Zur mechanik des stehensuber die bedeutung des fussgewolbes beim stehen. *Langenbecks Archiv fur Klinische Chirurgie*. 1882, p. 457.
5. **Seitz, L.** Die vordeven stutzpunkte des fusses normalen and pathologische verhaltnissen. *Z. Orthop. Chir.* 1901, pp. 37-38.
6. *Plantar Pressure Assessment*. **N Orlin, Margo e G McPoil, Thomas.** Abril de 2000, Physical Therapy, Vol. 80, pp. 399-409.
7. *Transducers for foot pressure measurement: survey of recent developments*. **Cobb, J. e Claremont, D. J.** Julho de 1995, Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 525-532.
8. **Basler, A.** Bestimmung stutzpunkte des aut die einzehen sohlen bezirke wirkenden teilgwiches des menschlichen korpers. *Abderhaldens Hamdunch*. 1921, pp. 559-574.
9. **Elftman, Herbert.** A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. *Anat. Record*. 1934, pp. 489-91.
10. *History and literature review of plantar pressure measurement studies and techniques (pelmato-graphise)*. **Nicolopoulos, CS, Giannoudis, PV e Stergiopoulos, KA.** 2001, Acta Orthopaedica et Traumatologia Hellenica, Vol. 52, p. K414.
11. *Army Foot Survey: An investigation of foot Ailments in Canadian Soldiers*. **Beath, Thomas e Harris, Robert I.** 1947, National Research Council of Canada, p. 416.
12. *Pressure Sensitive Devices for Denervated Hands and Feet*. **Bran, Paul W. e Ebner, James D.** 1969, Journal of Bone and Joint Surgery, pp. 109-16.
13. *Tactile Sensing: New Directions, New Challenges*. **Lee, Mark H.** s.l. : Sage Publications, Inc., Junho de 2000, The International Journal of Robotics Research, Vol. 19, pp. 636-43.
14. *A shear and plantar pressure sensor based on fiber-optic bend loss*. **Wang, Wei-Chih, et al.** Maio/Junho de 2005, Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol. 42, pp. 316-26.
15. *Method for in-shoe shear stress measurement*. **Lord, M., Hosein, R. e Williams, R.B.** 1992, Journal of Biomedical Engineering, pp. 181-86.

16. *Method of measuring "shearing" forces on the sole of the foot.* **Tappin, JW, Pollard, J. e Beckett, EA.** 1980 : s.n., Clinical Physics and Physiological Measurement, pp. 83-85.
17. *A triaxial force transducer for investigating stresses at the stump/socket interface.* **Williams, R.B. e Porter, B.** Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 89-96.
18. *Method of healing diabetic foot ulcers.* **Pollard, J.P. e LeQuesne, L.P.** 1983, British Medical Journal, pp. 436-7.
19. *Study of the relative timing of shear forces on the sole of the forefoot during walking.* **Tappin, J.W. e Robertson, K.P.** 1991, Journal of Biomedical Engineering, pp. 39-42.
20. *Forces under the foot.* **Pollard, J.P., LeQuesne, L.P. e Tappin, J.W.** 1983, Journal of Biomedical Engineering, pp. 37-40.
21. *Design of a multi-layered optical bend loss sensor for pressure and shear sensing.* **Liu, Chao-Shih, et al.** 2007. Health Monitoring of Structural and Biological Systems.
22. **Nichol, K. e Henning, E.M.** Time-dependent method for measuring force distribution using a flexible mat as a capacitor. *Komi PV,ed. Biomechanics V-B.* pp. 433-440.
23. **Nichol, K. e Hennig, E.M.** Measurement of pressure distribution by means of a flexible, large surface mat. *Biomechanics VI-A.* pp. 374-380.
24. *Pressure-Sensing Devices for Assessment of Soft Tissue Loading under Bony Prominences: Technological Concepts and Clinical Utilization.* **Gefen, A.** 2007, Wounds, Vol. 19, pp. 350-362.
25. *Tactile sensing using force sensing resistors and a super resolution algorithm.* **van den Heever, David J., Screve, Kristiaan e Scheffer, Cornie.** Janeiro de 2009, IEEE Sensors Journal, Vol. 9, pp. 29-35.
26. *Wireless insole sensor system for plantar force measurements during sport events.* **Salpavaara, Timo, et al.** 2009. XIX IMECKO World Congress, Fundamental and Applied Metrology. pp. 2118-2123.
27. **Hessert, Mar Josephine, et al.** Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics.* 2005.
28. **dos Santos, João Otacílio Libardoni, et al.** Análise do movimento de eversão do calcanhar e comportamento do centro de pressão plantar durante a marcha em diferentes velocidades. *Tecnicouro.* Novembro/Dezembro de 2007, pp. 42-46.
29. *Capacitive insole sensor for hip surgery rehabilitation.* **Salpavaara, Timo, Verho, Jarmo e Lekkala, Jukka.** 2008. Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare. pp. 311-314.
30. *Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System.* **Bamberg, Stacy J. Morris, et al.** Julho de 2008, IEEE Transactions on information technology in biomedicine, Vol. 12, pp. 413-423.

31. *Development of tactile sensor for detecting constante force and slip.* **Choi, Byungjune, Choi, Hyouk Ryeol e Kang, Sungchul.** 2005. 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. pp. 2638-2643.
32. **Pedotti, A., et al.** Multisensor piezoelectric polymer insole for pedobarography. *Ferroelectrics*. Outrubro de 1984, Vol. 60, pp. 163-174.
33. **Nevill, A.J., Pepper, M.G. e Whiting, M.** In-shoe foot pressure measurement system utilising piezoelectric film transducers. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1995, pp. 76-81.
34. *Measurement of discrete vertical in-shoe stress with piezoelectric transducers.* **Gross, T.S. e Bunch, R.P.** 1988, Journal of Biomedical Engineering, pp. 261-265.
35. *Plantar pressure-measurement sensors.* **Urry, S.** 1999, Measurement Science and Technology, Vol. 10, pp. R16-R32.
36. **Kawai, H.** The Piezoelectricity of Poly(vinylidene fluoride). *Journal of Applied Physics*. 1969, Vol. 8, pp. 975-976.
37. *Distributed multiplexing architecture for PVDF multitransducer platform scanning: a theoretical and practical approach.* **Assente, R. e Ferrigno, G.** 1985. Proc. 5th Syrup. Electrets, Heidelberg. pp. 795-800.
38. **Nevill, A.J.** *A foot pressure measurement system utilising pvdF and copolymer piezoelectric transducers.* Universidade de Kent. Canterbury : s.n., 1991. Tese de Doutoramento.
39. *Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis an real time feedback.* **Morris, Stacy J. e Paradiso, Joseph A.** 2002. Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference. pp. 2468-2469.
40. *Wearable unrestraining footprint analysis system. Applications to human gait study.* **Peruchon, E. e Jullian, J.M.** 1989, Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 27, pp. 557-565.
41. *A compact high resolution piezoresistive digital tactile sensor.* **Tise, Bert.** 1988. IEEE International Conference on robotics and automation. pp. 760-764.
42. *Force Sensing Resistors: A review of the Technology.* **Yaninger, Stuart I.** 1991. Electro International. pp. 666-668.
43. *On the localization of objects using an FSR pressure pad transducer.* **Desai, Apurva, Payandeh, Shahram e Vaisey, Jacques.** 1994. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Vol. 1, pp. 953-957.
44. *A system for force distribution measurement beneath the feet.* **Yip, Sean W. e Prieto, Thomas E.** 1996. Proceedings of the Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference. pp. 32-34.

45. *Application of force sensing resistor (FSR) in design of pressure scanning system for plantar pressure measurement*. **Rana, N. K.** 2009. 2009 Second International Conference on Computer and Electrical Engineering. pp. 678-685.
46. **Smith, Brian T., et al.** Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2002, Vol. 10, pp. 22-29.
47. *Large area smart tactile sensor for rescue robot*. **Vidal-Verdú, Fernando, et al.** 2009. IEEE International Workshop on Robotic and Sensors Environments. pp. 6-10.
48. *Postural kyphosis using intelligent shoes*. **Chen, Meng, Huang, Bufu e Xu, Yangsheng.** 2008. 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation. pp. 2954-2958.
49. *An intelligent shoe-integrated system for plantar pressure measurement*. **Chen, Meng, et al.** 2006. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. pp. 416-421.
50. *Instrumented orthopaedics analysis system*. **Senanayake, S. M. N. Arosha, et al.** 2006. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering. pp. 194-199.
51. *A wearable, wireless electronic interface for textile sensors*. **Shu, Lion, Tao, Xiao Ming e Feng, David Dagan.** 2010. Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on Circuits and Systems. pp. 3104-3017.
52. *A wireless gait analysis system by digital textile sensors*. **Yang, Chan-Ming, et al.** 2009. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. pp. 7256-7260.
53. **Shu, Lin, et al.** In shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. Maio de 2010, Vol. 14, pp. 767-775.
54. *Textile pressure sensor for muscle activity and motion detection*. **Meyer, Jan, Lukowicz, Paul e Trsiter, Gerhard.** 2006. 10th International Symposium on Wearable Computers. pp. 69-72.
55. *Using FSR based muscle activity monitoring to recognize manipulative arm gestures*. **Ogris, Geor, Kreil, Matthias e Lukowicz, Paul.** 2007. 11th IEEE International Symposium on Wearable Computers. pp. 45-48.
56. *Evaluation of commercial force-sensing resistors*. **Hollinger, Avrum e Wanderley, Marcelo M.** 2006. International Conference on New Interfaces for Musical Expression.
57. **Chesnin, Kenneth J., Selby-Silverstein, Lisa e Besser, Marcus P.** Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait and Posture*. 2000, pp. 128-133.

58. **Kong, Pui W. e De Heer, Hendrik.** Wearing the F-Scan mobile in-shoe pressure measurement system alters gait characteristics during running. *Gait & Posture*. 2009, pp. 143-145.
59. **Petrofsky, Jerrold S. e Bweir, Salamah.** Variable output foot sensors to provide pressure distribution on the foot during gait. *Saudi Journal of Disability and Rehabilitation*. 2002, Vol. 8.
60. **Seeley, Rod R., Stephens, Trent D. e Tate, Philip.** *Anatomy and Physiology*. s.l. : McGraw Hill Higher Education, 2002. 978-0071150903 .
61. **Hamill, Joseph e Knutzen, Kathleen M.** *Biomechanical Basis of Human Movement, 3rd Edition*. s.l. : Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
62. **Logan, Alfred L.** *The foot and ankle clinical applications*. s.l. : Aspen, 1995. 0-8342-0605-6.
63. **Gross, Jeffrey M., Fetto, Joseph e Rosen, Elaine.** *Musculoskeletal examination, 2nd Edition*. s.l. : Blackwell science, 2002. 0-632-04558-2.
64. **Magee, David J.** *Avaliação Musculoesquelética*. 2002. 9788520412794.
65. **Hall, Susan J.** *Biomecânica Básica*. s.l. : Nova Guanabara, 2005. 9788527709828.
66. **Smith, Laura.** *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. 2006. 9788520404195.
67. **Konin, Jeff G.** *Cinesiologia Prática para Fisioterapeutas*. s.l. : Nova Guanabara, 2006. 9788527710794.
68. **Kapandji, I. A.** *Fisiologia Articular - Vol. II*. s.l. : Nova Guanabara, 2007. 9788530300524.
69. **Enoka, Roger M.** *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. s.l. : Manole, 2000. 85-204-0795-1.
70. **Global Equipment Company Inc.** [Online] [Citação: 6 de Fevereiro de 2011.] http://www.globalindustrial.com/p/packaging/bags/on-rolls/black-conductive-tubing-4-4-mil-750-rl?utm_source=shopping&utm_medium=shp&utm_campaign=On-Rolls-shop&infoParam.campaignId=WP.
71. **Sichel, E. K. e Gittleman, J. I.** Electrical properties of carbon - polymer composites. *Journal of Electronic Materials*. 1982, Vol. 11, 4.
72. **Wikipedia.** Polyethylene. *Wikipedia*. [Online] [Citação: 6 de Fevereiro de 2011.] <http://en.wikipedia.org/wiki/Polyethylene>.
73. —. Radical Polymerization. *Wikipedia*. [Online] [Citação: 6 de Fevereiro de 2011.] http://en.wikipedia.org/wiki/Radical_polymerization.
74. **Rothon, R. N.** Particulate-Filled Polymer Composites. *Particulate-Filled Polymer Composites*. s.l. : Rapra Technology Limited, 2003.

75. *Investigation on Effect of Carbon Black and Polymer Matrix on Conductive Polymer Composites with Positive Temperature Coefficient.* **Wong, C. P. e Luo, Shijian.** 2000. International Symposium on Advanced Packaging Materials.
76. **Yi, Xiao-Su, Wu, Guozhang e Pan, Yi.** Properties and Applications of Filled Conductive Polymer Composites. *Polymer International.* 1997, Vol. 44.
77. **Hindermann-Bischoff, Manuela e Ehrburger-Dolle, Françoise.** Electrical conductivity of carbon black–polyethylene composites Experimental evidence of the change of cluster connectivity in the PTC effect. *Carbon.* 2001, Vol. 39.
78. *Qualification of the Electrical Conductivity of Carbon Black Filled Polymeric Materials.* **Kato, H. e Miyashita, Y.** 1990. Electrical Insulation and Dielectric Phenomena.
79. **Asch, Georges.** *Acquisition de données : Du capteur à l'ordinateur.* Paris : Dunod - Mesures, 1999. 2100063103.
80. **Bowker, John H. e Pfeifer, Michael.** *Levin and O'Neal's the diabetic foot, 7th Edition.* s.l. : Mosby - Elviser, 2008. 978-0-323-04145-4.
81. **Azevedo, Liliana Aparecida P. e Nascimento, Fernando C. Luiz.** A distribuição da força plantar está associada aos diferentes tipos de pés? *Revista Paulista de Pediatria.* 3, 2009, Vol. 27, pp. 309-14.
82. *Análise da pressão plantar de indivíduos diabéticos com risco de ulceração.* **Marques, G. C.M., et al.** La Habana, Cuba : s.n., 2001. Memorias II Congreso Lationamericano de Ingeniería Biomédica. 950-7132-57-5.
83. *Diabetic feet at risk of plantar ulcers: A new method of analysis of walking foot pressure images with changes in foot sole properties.* **Thomas, Jacob V., et al.** s.l. : IEEE, 2003. IEEE Region 10 Conference on Convergent Technologies - TENCON 2003. pp. 1320-24. 0-7803-7651.
84. *Foot pressure distribution: methodology and clinical application for children with rheumatoid arthritis.* **Orlin, M. N., et al.** 1996. Abstracts of the fifth EMED user meeting.
85. *In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array.* **Shu, Lin, et al.** s.l. : IEEE, 2010. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine. Vol. 14. 1089-7771.
86. *Human abnormal gait modeling via hidden Markov Model.* **Chen, Meng, Huang, Bufu e Xu, Yangsheng.** Jeju City, Coreia : IEEE, 2007. Proceedings of the 2007 International Conference on Information Acquisition. 1-4244-1220.
87. **Bowker, John H. e Pfeifer, Michael A.** *Levin and O'Neal's The Diabetic Foot.* s.l. : Mosby, 2007. 978-0323041454 .
88. **Texas Instruments.** MSP430G2x21, MSP430G2x31 Mixed Signal Microcontroller (Rev. F). *Texas Instruments.* [Online] 2011. [Citação: 17 de Maio de 2011.] <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430g2231.pdf>.

89. **Wikipedia.** Polyethylene. *Wikipedia*. [Online] [Citação: 8 de Março de 2011.]
<http://en.wikipedia.org/wiki/File:Polyethylene-3D-vdW.png>.

90. **Kowalski, Edemir Luiz, Robert, Renê e Filho, Ademar Rúvulo.** Estudo da resposta termicamente estimulada do compósito LDPE/CB por meio da técnica de corrente de despolarização termicamente estimulada (TSDC). *Química Nova*. 2009, Vol. 32, 5.