



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**



Instituto Superior de Engenharia de Lisboa  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

**Prevenção de úlceras podológicas  
com recurso a uma palmilha de monitorização da pressão  
plantar, temperatura e humidade relativa**

Inês Alexandra da Mota Lourenço

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores

João Pedro Barrigana Ramos da Costa (ISEL)

Outubro de 2018

## **Direitos de Autor**

### **Prevenção de úlceras podológicas com recurso a uma palmilha de monitorização da pressão plantar, temperatura e humidade relativa**

**Copyright© 2018** - Todos os direitos reservados: a Inês Alexandra da Mota Lourenço; Instituto Superior de Engenharia de Lisboa e Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

O Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL) e a Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (Estesl) têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação de mestrado de obtenção de grau de Mestre em Engenharia Biomédica através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

## Agradecimentos

Em primeiro lugar, ao meu orientador Professor Doutor José Pedro Barrigana Ramos da Costa, pela orientação, dedicação e disponibilidade excecional que me deu durante toda esta etapa e do qual tive o privilégio de aprender e a quem expresso a minha profunda gratidão.

À coordenadora do Mestrado Professora Doutora Cecília Calado e restantes professores integrantes desta graduação pela oportunidade de aprendizagem e consequente enriquecimento da minha formação académica e profissional.

Aos meus colegas de Mestrado por toda a ajuda e companheirismo nesta etapa, que foi sem dúvida fundamental, com destaque às colegas e amigas Sofia Gomes, Jéssica Duarte e Filipa Freitas por toda a ajuda durante os trabalhos de grupo.

À Carolina, pelo carinho, amizade e apoio que sem dúvida foram essenciais e ao Bernardo por toda a amizade e principalmente pelo transporte tantas vezes oferecido para as aulas de Mestrado, dos quais espero levar comigo para fora desta etapa.

Ao Miguel, por todo o apoio incondicional, partilha e momentos de diversão, dedicação e por toda a paciência que teve para comigo durante toda esta fase, que estes 4 anos sejam apenas o começo de uma longa e feliz estrada.

À minha Mãe, à minha Irmã Cheila e Mimi que nunca deixaram de acreditar em mim e por me motivarem sempre a perseguir os meus sonhos e me facilitarem o meu caminho com toda a vossa compreensão e amor e a quem estou sem dúvida a dever mais Domingos.

Ao meu avô António Lourenço, a quem dedico a minha tese que esteja onde estiver sei que se iria orgulhar de mim.

A todos estes, os meus sinceros agradecimentos.

## Resumo

A Diabetes Mellitus (DM) é um dos distúrbios metabólicos mais frequentes a nível mundial, com uma evolução tendencialmente positiva nos últimos 15 anos que estima um valor em 2030 de 366 milhões de pessoas afetadas, o que leva à necessidade de desenvolvimento de sistemas de monitorização eficazes para o despiste de indivíduos em risco com o objetivo de evitar complicações futuras (1).

Uma destas complicações é o aparecimento de úlceras podológicas que atinge 1 a 4 % da população a nível mundial anualmente, cujos sintomas se refletem por uma incorreta distribuição da pressão plantar e pelo aumento da temperatura do pé de 2,2° face à temperatura ambiente (2,3).

Desta forma, o projeto realizado foi uma palmilha de monitorização da distribuição da pressão plantar, bem como da temperatura e humidade relativa do pé que pode ser utilizado como um dispositivo de despiste de possíveis aparecimentos de úlceras podológicas no pé diabético.

Os componentes considerados no protótipo foram 6 sensores de pressão plantar do tipo FSR (*Force Sensitive Resistor*), um sensor de temperatura e humidade relativa (SHT21) e recorreu-se ainda ao Lilypad Simblee BLE, isto é, um microcontrolador com um tipo de comunicação por BLE (Bluetooth Low Energy) que permite a comunicação com um smartphone do utilizador e desta forma a apresentação de resultados em tempo real.

O principal objetivo do sistema desenvolvido é permitir a observação de resultados em tempo real, que pode constituir um meio simples e flexível de redução da prevalência de úlceras podológicas em pacientes com pé considerado de risco, como também ajudar o cuidador ou profissional de saúde na vigília do mesmo.

**Palavras-chave:** Úlceras; Diabetes; *Simblee*, *BLE*; Temperatura; Humidade.

## Abstract

Diabetes Mellitus (DM) is one of the world's most frequent metabolic disorders. Although it's positive evolution since the last 15 years, a total of 366 million people is estimated to suffer from this condition. This scenario increases the necessity to develop systems to detect people in groups of risk to avoid further complications.

One of these complications might be the skin ulceration, that affects 1 to 4% of the world population every year, and with the most contribution factors for this condition can be incorrect distribution of plantar pressure or the raise of feet global temperature 2,2 degrees above the ambient temperature.

This project consists to build a pressure, temperature and humidity sensitive insole, that can be used as a monitoring device to detect the risk of feet ulceration on people with diabetic foot condition.

The components included in the insole were: Force Sensitive Resistor (FSR), temperature and relative humidity sensor (SHT21) which were attached to microcontroller LilyPad Simplee BLE (Bluetooth Simplee BLE) to allow communication between the insole sensors and an ordinary smartphone displaying real time results.

The main objective of the system is to allow real time observation of the foot parameters to predict the appearing of skin problems, like ulceration, on people included in risk groups for this kind of condition. It also will help healthcare professionals by giving the possibility to access objectively the foot conditions, having for that matter, accurate and reliable data that can be compared with the state of the art values.

**Key-words:** Ulceration; Diabetes; *Simplee, BLE*; Temperature; Humidity.

## Abreviaturas

BLE-Bluetooth Low Energy;

DM- *Diabetes Mellitus*;

FPG- Fasting Plasma Glucose/ Teste da Glicémia em jejum;

FSR- Force Sensitive Resistor;

LADA- *Diabetes Latente Autoimune do Adulto*;

ND- *Neuropatia Diabética*;

OGTT- *Oral Glucose Tolerance Test*/ Teste da tolerância à glicose oral;

RPG- *Random Plasma Glucose*/ Teste de glicose plasmática aleatória;

WHO -*World Health Organization*;

# Índice

Direitos de Autor.....	ii
Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	iv
Abstract .....	v
Abreviaturas .....	vi
Índice de Figuras .....	x
Índice de Tabelas.....	xi
Índice de Gráficos .....	xi
1. Introdução.....	1
1.1 Objetivos .....	1
1.2 Estrutura do Projeto.....	2
2. Diabetes Mellitus.....	3
2.1 Definições e Fisiopatologia .....	3
2.1.1 Diabetes Mellitus tipo 1 .....	5
2.1.2 Diabetes Mellitus tipo 2 .....	5
2.1.3 Diabetes Gestacional .....	6
2.1.4 Outros tipos específicos de Diabetes .....	6
2.2 Epidemiologia .....	6
2.3 Diagnóstico da DM .....	9
2.4 Tratamento da DM .....	10
2.5 Complicações associadas à DM .....	10
2.5.1 Neuropatia Diabética.....	10
3. O Pé e a Marcha .....	11
3.1 Anatomia do Pé .....	11
3.2 A marcha humana.....	13
4. O pé diabético- Conceito e Epidemiologia.....	15

4.2 Patogénese.....	16
4.3 Prevenção .....	19
4.4 Úlceras podológicas e a sua importância na monitorização.....	20
4.4.1 Tratamento de úlceras Podológicas .....	23
4.4.2 Úlceras crónicas e Amputação .....	24
4.5 Ortóteses Plantares no pé diabético.....	25
5. Técnicas de medição da pressão plantar.....	27
5.1 Requisitos de sensores na medição da pressão plantar.....	31
5.2 Sensores de Temperatura e Humidade .....	32
5.2.1 Sensores de humidade relativa e temperatura.....	33
5.3 Desenvolvimento de protótipos – Estado de arte .....	34
6. Desenvolvimento do Projeto- Objetivos, Materiais e Métodos.....	36
6.1 Objetivos .....	36
6.2 Materiais.....	36
6.2.1 Escolha dos sensores e outros componentes para o desenvolvimento do sistema .....	37
6.2.2 Escolha do Simblee e programação em Arduino para o desenvolvimento do sistema.....	39
6.2.3 Comunicação via Bluetooth e Bluetooth Low Energy (BLE).....	41
6.3 Métodos.....	41
6.3.1 Código Implementado .....	44
7. Resultados Experimentais .....	52
7.1 Teste dos Sensores de pressão FSR.....	52
7.2 Resultados obtidos com o protótipo .....	54
7.2.1 Resultados de presença de pé plano e pé saudável.....	56
7.2.2 Médias obtidas da distribuição da pressão plantar- Força normalizada obtida .....	57
7.2.3 Valores obtidos da temperatura e humidade e consumo energético.....	57
7.3 Discussão de resultados.....	58
8. Conclusões e Perspetivas futuras.....	60
8.1 Conclusão .....	60
8.2 Perspetivas Futuras.....	60

9. Bibliografia.....	61
10. Anexos.....	lxviii
10.1 Multiplexer MC14953B datasheet .....	lxviii
10.2 Lilypad Simblee BLE- Datasheet.....	lxxi

## Índice de Figuras

Figura 1 – Níveis de Glicémia.....	3
Figura 2- Anatomia do Pâncreas. ....	4
Figura 3- Prevalência da Diabetes em Portugal- 2015 Distribuição por género e faixa etária.....	7
Figura 4 - Utentes saídos (internamentos hospitalares) por “pé diabético”. ....	8
Figura 5 - Amputações dos membros inferiores por motivos de Diabetes.....	8
Figura 6- Anatomia do Pé. ....	11
Figura 7- Movimentos de dorsiflexão e flexão plantar.....	12
Figura 8- Ciclo de Marcha no pé.....	13
Figura 9- Úlcera Podológica.....	16
Figura 10- Zonas de aplicação do teste Semmes-Weinstein . ....	18
Figura 11- Zonas de risco de úlceras podológicas. ....	21
Figura 12- Constituição do calçado.....	26
Figura 13- Pedigrafo.....	28
Figura 14 – Sensor do tipo FSR. ....	30
Figura 15 - Hidrocélulas e o seu modo de funcionamento. ....	31
Figura 16- Exemplo da constituição de um termopar. ....	33
Figura 17 - Esquema do objetivo do projeto desenvolvido.....	36
Figura 18- Sensor de pressão plantar utilizado no desenvolvimento do sistema- Sensor FSR. ....	37
Figura 19- Localização dos sensores de pressão plantar. ....	37
Figura 20- Multiplexer MC14053BCP.....	38
Figura 21 - Sensor de temperatura e humidade relativa SHT21.....	38
Figura 22- Plataforma Arduino Uno. ....	39
Figura 23- Constituição do LilyPad Simblee BLE.....	40
Figura 24- Diagrama do sistema desenvolvido .....	43
Figura 25- Protótipo da palmilha desenvolvida.....	44
Figura 26 Abertura da aplicação "Pé-Avaliação".....	54
Figura 27 - Ausência de pressão plantar- Visualização de resultados iniciais. ....	55
Figura 28- Distribuição da pressão plantar ao longo da marcha. ....	56
Figura 29 -Distribuição da pressão plantar num pé plano. ....	56
Figura 30- Distribuição da pressão plantar num pé não plano. ....	56
Figura 31 -Datasheet Multiplexer MC14053BCP.....	lxx
Figura 32 - Características técnicas Simblee.....	lxxi

## **Índice de Tabelas**

Tabela 1 -Níveis de Glicémia.....	3
Tabela 2- Classificação pela Universidade de Texas de úlceras podológicas.....	23
Tabela 3- Estado de arte relativo ao desenvolvimento de protótipos de palmilhas de monitorização. .	35
Tabela 4- Teste experimental à sensibilidade do sensor FSR .....	54
Tabela 5- Distribuição das médias de Força normalizada obtida durante uma marcha de 7 minutos...	57

## **Índice de Gráficos**

Gráfico 1- Linha de tendência exponencial de valores médios da Resistência RS. ....	58
Gráfico 2- Linha de tendência de Potência de valores médios da resistência RS. ....	58

# 1. Introdução

A Diabetes Mellitus (DM) é um distúrbio metabólico que foi responsável pela morte de 5 milhões de pessoas a nível mundial em 2015 e do qual se espera uma prevalência de 366 milhões de pessoas no ano de 2030, sendo por isso uma preocupação para a saúde pública (1). Em 2014, Portugal ocupava o segundo lugar como país da Europa com maior prevalência de pacientes diabéticos e é estimado uma subida deste valor de 15,2% em 2030 (4).

É por isso urgente ter em atenção todos os sintomas associados e quando já existente a doença tentar prevenir complicações futuras mais graves. Uma destas complicações reflete-se a nível podológico e é denominada como o pé diabético.

O pé diabético é responsável por 70% das amputações não traumáticas a nível ocidental e indicador de possíveis úlceras podológicas (atinge 15 a 25% dos indivíduos com DM), sendo estas lesões que provocam a perda da integridade da pele e em casos mais graves pode atingir o músculo ou até o osso (5). A distribuição de úlceras podológicas não é algo uniforme, sendo que atinge com maior frequência a zona metatársica (56,3%), de seguida a zona dos dedos (32,1%) e ainda o calcâneo (1,9%), sendo por esta razão as zonas que são consideradas as de maior risco plantar (6).

Existem alguns sintomas para o aparecimento de úlceras podológicas que podem ser despistados, nomeadamente o aparecimento de hiperkeratoses, o aumento da temperatura local de aproximadamente 2,2°C, bem como zonas com uma pressão plantar excessiva que podem constituir assim um meio de monitorização e evitar uma prevalência de 1 a 4% de pessoas afetadas com este problema (2,3).

Embora o desenvolvimento da tecnologia já tenha permitido o reconhecimento de pressões plantares excessivas, o mercado de monitorização plantar carece ainda de um sistema flexível e reconhecedor de resultados em tempo real da distribuição da pressão plantar, da temperatura e humidade a que o pé está sujeito.

## 1.1 Objetivos

Este projeto surge no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica associando as tecnologias de informação aos sinais biológicos passíveis de serem monitorizados como principais sintomas ao aparecimento de úlceras podológicas- Incorreta distribuição plantar e um aumento de temperatura de 2,2°C face à temperatura externa.

Além disto, foi constituído como objetivo o desenvolvimento de um sistema que permita a obtenção de dados em tempo real e compatível com as tecnologias mais recentes e que ocupam o quotidiano – Smartphones, permitindo assim ao utilizador visualizar a distribuição de pressão plantar e comparar a temperatura a que se encontra o pé com a temperatura externa de modo a identificar fatores

de risco. Uma ferramenta deste tipo é particularmente útil atendendo à falta de sensibilidade plantar que tipicamente afeta doentes em risco de desenvolver úlceras podológicas.

## **1.2 Estrutura do Projeto**

Este projeto encontra-se dividido em capítulos onde no segundo capítulo é abordado o enquadramento do projeto do ponto de vista da patologia DM, do seu ponto de vista fisiológico, epidemiológico e as principais complicações associadas à doença, nomeadamente a neuropatia diabética que se apresenta como uma das consequências de destaque para a importância deste projeto.

O terceiro capítulo refere a anatomia do pé e a marcha humana associado a conceitos que são fundamentais para o desenvolvimento do protótipo, sendo que no quarto capítulo o pé diabético é abordado sob o ponto de vista das suas principais características nomeadamente a possibilidade de desenvolvimento de úlceras podológicas e em casos extremos a amputação.

O capítulo cinco aborda as diferentes técnicas de medição da pressão plantar desde os seus tempos mais remotos até ao presente onde a tecnologia se encontra já associada. Dentro deste mesmo tema, são discriminados os requisitos dos sensores de pressão plantar, bem como os sensores de temperatura e humidade necessários para a extração de dados do utilizador culminando na análise do estado de arte de desenvolvimento de protótipos de palmilhas que visam a obtenção de dados da pressão plantar e temperatura já existentes.

O desenvolvimento do projeto é referido no capítulo 6, incluindo neste os materiais que foram necessários para a construção do protótipo, bem como o código implementado para o Lilypad Simblee BLE que leva aos resultados obtidos no capítulo sete e respetiva discussão dos mesmos.

Em suma, no capítulo oito são referidas as conclusões do projeto e as perspetivas futuras do mesmo.

## 2. Diabetes Mellitus

### 2.1 Definições e Fisiopatologia

A Diabetes Mellitus (DM) é classificada como um distúrbio metabólico que se reflete numa hiperglicemia crónica por defeito da ação da insulina ou da sua produção ou ainda por ambas as situações pelo qual o órgão pâncreas é responsável (7,8).

A hiperglicemia crónica surge como resultado de distúrbios do metabolismo dos lípidos, proteínas e hidratos de carbono e a longo prazo leva a consequências graves para o organismo do indivíduo, afetando-o a nível cardiovascular, sistema nervoso, sistema renal e oftalmológico e condicionando assim a sua qualidade de vida (8).

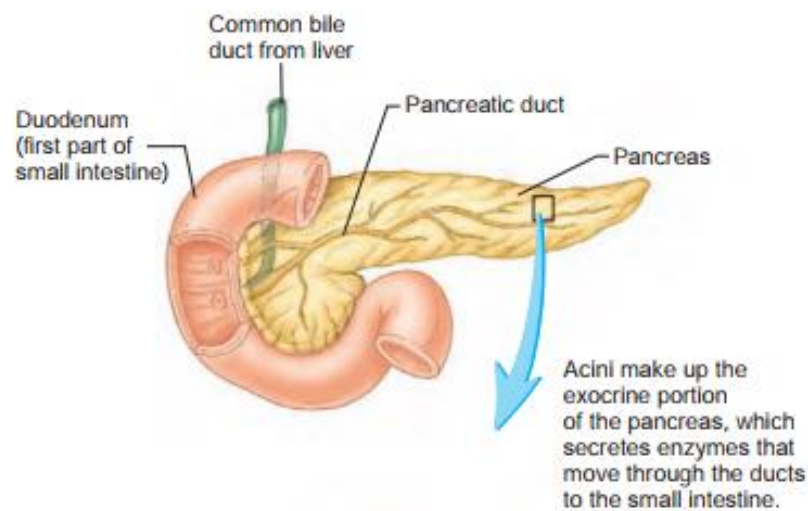
A concentração plasmática de glicose no sangue de um indivíduo saudável deve estar entre os 80-99 mg/dl, sendo que níveis superiores podem indicar uma situação de pré-diabetes ou diabetes, sendo o diagnóstico estabelecido pela *American Diabetes Association* como se apresenta na Tabela 1 (8).

**Tabela 1** -Níveis de Glicémia. Fonte: (Ângelo T. Diabetes Mellitus e Doença Periodontal Universidade Católica Portuguesa; 2013.)

		Glicémia			Hb A1c
Glicémia normal		Jejum	Ao longo do dia	2h (TTOG)	
Glicemia normal		<99	-	<140	
Pré-diabetes	Glicemia de jejum alterada	100-125	-	-	5.7-6.4%
	Intolerância à glicose	-	-	≥140 e <199	
Diabetes tipo I ou II		≥126	≥200	≥200	≥6,5%
Diabetes gestacional		≥92	≥180	≥153	-

O pâncreas (Figura 2), é uma glândula mista localizada posteriormente ao estômago que apresenta entre 12 a 20 cm de comprimento e tem uma função endócrina (corresponde a 20% da sua

ação) e exócrina (80% da sua função) simultânea. A função exócrina é originária por acinos que produzem o suco pancreático, que juntamente com um sistema de canais o transportam até ao intestino delgado. A porção endócrina tem a função de produzir hormonas (insulina e glucagon) que entram no sistema circulatório, sendo esta porção constituída por ilhéus pancreáticos ou de *Langerhans* que por sua vez são constituídos por células beta (75%) que segregam insulina e por células alfa (20%) que produzem glucagon, este que tem a ação oposta da insulina e estimula o aumento de glucose no sangue, estes ilhéus são ainda constituídos por outros tipos de célula que se apresentam em pequena percentagem (5%) (9,10).



**Figura 1-** Anatomia do Pâncreas. Fonte : ( Seeley, R.; Stephens, T. & Tate P. Integration and control system. In: Anatomy & Physiology. 8th ed. McGraw-Hill; 2008. p. 609–50. )

A insulina produzida pelo pâncreas é fundamental no metabolismo dos hidratos de carbono, lípidos e gorduras e a falta desta hormona pode levar a consequências graves como perda de peso anormal, acidose ou pode ainda levar a um estado de coma (8,11).

O anormal funcionamento do pâncreas pode resultar numa deficiente ação ou produção de insulina originando a DM. De acordo com os tipos clínicos, etiologicamente a DM pode ser de quatro tipos (12):

- Diabetes tipo 1;
- Diabetes tipo 2;
- Diabetes gestacional;
- Outros tipos específicos de diabetes.

### **2.1.1 Diabetes Mellitus tipo 1**

A DM tipo I corresponde entre 5 a 10% de todos os casos de DM e ocorre pela destruição das células beta nos ilhéus pancreáticos, passando assim a insulino-terapia a ser fundamental para o indivíduo sobreviver (8,13).

Esta destruição ocorre por um mecanismo de destruição autoimune, sendo que alguns estudos afirmam que 15 a 30% de todos os casos são diagnosticados em indivíduos cuja idade ultrapassa os 30 anos, embora o pico de incidência ocorra em ambos sexos entre os 11 aos 14 anos de idade. A velocidade de destruição das células é variável, sendo que se verifica uma maior progressão em crianças do que nos adultos (diabetes latente autoimune do adulto (LADA)) (9).

A nível de sintomatologia, observa-se principalmente em doentes adolescentes e na infância uma cetoacidose ou uma hiperglicemia ligeira em jejum que na presença de infeções ou situações de stress pode evoluir rapidamente para uma hiperglicemia grave (9).

### **2.1.2 Diabetes Mellitus tipo 2**

A diabetes do tipo 2 é a forma mais comum da diabetes (entre 90 a 95% de todos os casos com DM) e é consequente de uma resistência por parte do organismo na utilização da insulina ou uma secreção compensatória desta de forma insuficiente ou inadequada devido a uma insulino-penia relativa. Esta falta de utilização deve-se a uma perda de sensibilidade dos tecidos à ação da insulina e que resulta num défice de captação da glicose (14,15).

O facto deste tipo de diabetes resultar numa hiperglicemia crónica origina posteriormente complicações para o indivíduo, nomeadamente, complicações vasculares, microangiopatia diabética (que se caracteriza por lesões ao nível das células por stress oxidativo que pode ocorrer nas células capilares endoteliais da retina -retinopatia), células do glomérulo renal (nefropatia) e dos nervos periféricos. Células de *Schwann* (neuropatia), pode também ainda ocorrer macroangiopatia que provoca um progresso rápido no processo aterosclerótico desencadeando fatores de risco para doenças cardiovasculares associadas e ainda outras complicações que serão brevemente desenvolvidos no sub-capítulo 2.5 (15).

Este tipo de diabetes está normalmente associado a fatores de obesidade, com destaque à obesidade abdominal, sedentarismo e inatividade física, dislipidemia<sup>1</sup> e hipertensão arterial e por isso a estilos de vida prejudiciais (14).

---

<sup>1</sup> A dislipidemia caracteriza-se por um quadro clínico onde se observam concentrações anormais de lipoproteínas ou lípidos no sangue, cuja condição pode ser desencadeada por fatores genéticos e ambientais.(76)

A DM tipo 2 é clinicamente silenciosa uma vez que a hiperglicemia não é suficientemente elevada para provocar sintomas e assim é apenas diagnosticada por exames de rotina ou por recurso a uma hospitalização por parte do doente. Esta DM é considerada não insulino dependente, uma vez que neste caso ao contrário da DM tipo 1 os doentes não apresentam uma deficiência absoluta de insulina, mas sim relativa.

### **2.1.3 Diabetes Gestacional**

A Diabetes Gestacional é definida como uma manifestação do aumento da resistência à insulina e diminuição de tolerância à glicose que ocorre pela primeira vez numa gravidez e que é independente de alterações metabólicas e da idade gestacional. Frequentemente esta situação é reversível após o período de gestação, no entanto, durante a mesma pode trazer graves complicações para a mãe e para o feto (16).

Existem alguns fatores de risco relacionados com este tipo de diabetes, nomeadamente a obesidade, idade materna superior a 35 anos, antecedentes familiares diretos com diabetes, entre outros (16).

### **2.1.4 Outros tipos específicos de Diabetes**

Outros tipos específicos de DM mas menos comuns podem ser diagnosticados como: Defeitos genéticos das células beta, defeitos genéticos da ação da insulina, doenças do pâncreas exócrino, Diabetes induzida por químicos ou fármacos e endocrinopatias diversas (12).

## **2.2 Epidemiologia**

A Diabetes Mellitus (DM) é considerada como um dos distúrbios metabólicos mais frequentes a nível mundial que tem verificado um aumento nos últimos 15 anos o que leva à urgência de desenvolver sistemas de monitorização eficazes para o despiste de indivíduos em risco com o objetivo de evitar complicações futuras (1).

Embora alguns autores e associações tenham realizado previsões estatísticas da prevalência de diabetes a nível global, nomeadamente a WHO (*World Health Organization*) que estimou um valor que excedia os 366 milhões de pessoas afetadas em 2030, na realidade não só esse valor foi atingido como também ultrapassado, uma vez que em 2013 este valor atingiu os 387 milhões de pessoas que corresponde a 8,3% da população mundial, em 2015 verificou-se a existência de 415 milhões de pessoas com diabetes (1) e as novas previsões estimam um aumento de 205 milhões em 2035, atingindo assim um valor de 592 milhões de pessoas afetadas e em 2040 642 milhões de pessoas vão ter esta doença considerada crónica e de elevado risco a nível de complicações secundárias (17).

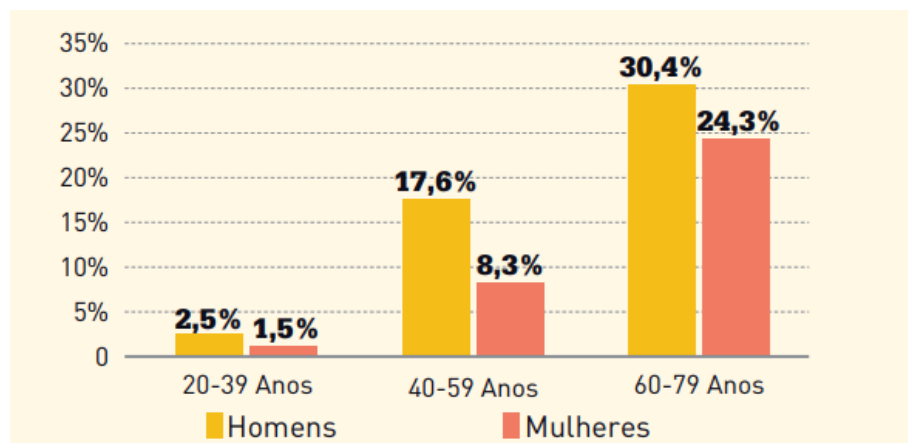
Estes números tornam-se ainda mais preocupantes quando se observa um total de mortes por diabetes de 5 milhões de pessoas no ano de 2015, sendo que a cada seis segundos a nível mundial morre uma pessoa com diabetes e 1 em cada 11 adultos possui esta doença (18).

Em relação à sua distribuição em 2015 é no pacífico ocidental que se observa uma prevalência mais elevada de 153,2 milhões de pessoas e logo em segundo lugar surge a Europa com 59,8 milhões de pessoas com DM (4).

Portugal foi considerado em 2014 o segundo país da Europa com mais prevalência de diabéticos sendo que em 2011 este valor era de 12,7 indivíduos com DM por casa 100 habitantes e tende para um aumento de 15,2% em 2030 (4).

Em 2015 a prevalência de DM na população portuguesa em idades entre os 20-79 anos (que correspondia a 7,7 milhões de indivíduos) de idade foi de 13,3%, ou seja, mais de um milhão de portugueses nesta faixa etária possui diabetes.

A distribuição desta prevalência ocorre de forma desigual entre géneros, sendo que nos homens atingia um valor de 15,9% enquanto nas mulheres 10,9%. Também segundo os dados conclui-se a importância que o envelhecimento tem no incremento destes números, sendo mais de ¼ das pessoas entre os 60-79 anos de idade possuem diabetes como se observa na Figura 3.



**Figura 2-** Prevalência da Diabetes em Portugal- 2015 Distribuição por género e faixa etária.  
Fonte: (Diabetologia SP de. Diabetes: Factos e números - O ano de 2015. Lisboa: Letra Solúvel- Publicidade e Marketing Lda; 2016. 1-68 p.)

Em relação à taxa de incidência, também esta tem verificado aumentos tendo atingido valores máximos nos anos de 2010 e 2011. No ano de 2015 foram registados 591,5 novos casos em Portugal de DM por cada 100 000 habitantes.(18)

A população que possui diabetes em Portugal representa ¼ das mortes ocorridas em hospitais, valor este que se encontra representado por 47,6% do número de óbitos ocorridos em Portugal Continental em 2015 (103 614 mortes) (18) e a nível global é responsável por 6,8% de mortes (5).

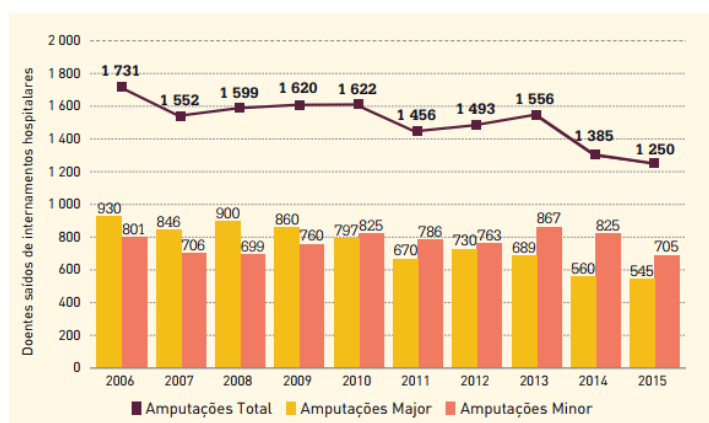
A DM pode estar associada ao aparecimento de complicações associadas, sendo quem em 90% dos casos observam-se lesões nos pés que podem evoluir para complicações graves como úlceras (19) e no seu extremo à amputação do respetivo membro que poderiam ser diminuídas até 85% através de estratégias de monitorização, prevenção e tratamento multidisciplinar de úlceras podológicas (20), sendo normalmente a principal causa de agressões ao pé o uso de sapatos inadequado e a zona mais afetada o antepé contudo, mesmo com monitorização diária 15% das pessoas com DM vão desenvolver uma úlcera no pé ao longo da sua vida e destas 24% levará à necessidade de amputação, o que leva à urgência de desenvolver sistemas de monitorização eficazes para o despiste de indivíduos em risco com o objetivo de evitar complicações futuras (21).

O pé diabético é definido pelas várias lesões, quer nos planos profundos ou superficiais, como também alterações neuropáticas, ortopédicas, infecciosas, vasculares e funcionais no pé de um individuo que possui DM (5).

Além de em Portugal, o número de internamentos hospitalares em 2015 por pé diabético ter diminuído com um decréscimo de 220 internamentos em relação ao ano de 2014, este número ainda é bastante elevado – 16,7 utentes internados por esta complicação em cada 100 000 habitantes, esta diminuição significativa revelou por consequência uma quebra do número total de amputações dos membros inferiores, como se observa na Figura 4 e 5 respetivamente.

	2000	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015
Utentes Saídos por Pé Diabético por 100 000 habitantes	17,9	19,7	18,5	19,3	18,6	18,2	18,0	18,5	20,2	18,9	16,7

**Figura 3** - Utentes saídos (internamentos hospitalares) por “pé diabético”. Fonte: (Diabetologia SP de. Diabetes: Factos e números - O ano de 2015. Lisboa: Letra Solúvel- Publicidade e Marketing Lda; 2016. 1-68 p.)



**Figura 4** - Amputações dos membros inferiores por motivos de Diabetes Fonte: (Diabetologia SP de. Diabetes: Factos e números - O ano de 2015. Lisboa: Letra Solúvel- Publicidade e Marketing Lda; 2016. 1-68 p.)

Em relação aos diferentes tipos de Diabetes, a diabetes tipo I tem uma presença de 5-10% de todos os casos de diabetes, sendo que a incidência de DM do tipo I em jovens e crianças em Portugal no ano de 2015 apresentou um valor de 13,3 novos casos por cada 100 000 jovens, o que além de ainda ser um número de carácter preocupante, este valor é inferior aos registados na última década (12,18).

A DM do tipo 2 é classificada como o tipo mais comum de diabetes que atinge 90% de todos os casos de diabetes, sendo clinicamente silenciosa e está associado a estilos de vida prejudiciais que possam originar por consequência problemas de obesidade, hipertensão arterial e dislipidemia (12).

A Diabetes Gestacional refere-se a uma anomalia no metabolismo da glicose durante a gravidez pela primeira vez, sendo que esta condição afetou no ano de 2015 7,2% da população do Serviço Nacional de Saúde (SNS) o que comparativamente ao ano anterior resultou num acréscimo significativo de 6,7% para 7,2 (12,18).

## 2.3 Diagnóstico da DM

O diagnóstico da DM é frequentemente realizado através de sintomas manifestados pelo paciente com as respetivas e consequentes análises de sangue, contudo, a diabetes tipo 2 pode caracterizar-se por uma fase assintomática entre 4 a 7 anos o que reflete numa difícil deteção e desta forma 30 a 50% dos diabéticos tipo 2 ainda não se encontram diagnosticados (22).

Os principais sintomas que surgem neste tipo de Diabetes são o aumento da sede, da urina, uma perda de peso inexplicada, sintomas de fadiga, visão turva, aumento de fome e dificuldade em cicatrização de feridas (22).

Alguns estudos realizados indicam que certos fatores como o envelhecimento, uma maior resistência à insulina, história familiar com presença de DM, ambiente intra-uterino dismetabólico, alterações alimentares associadas a estilos de vida pouco saudáveis podem contribuir para o aumento de prevalência da DM tipo 2 (23).

Os pacientes são usualmente diagnosticados pela presença de sintomas de hiperglicemia, embora podendo ser diagnosticados durante a fase assintomática através da realização de exames o que é mais vantajoso na medida em que pode ser realizado um tratamento imediato que pode prevenir ou atrasar a evolução da diabetes (23).

Para a realização de um diagnóstico seguro são realizados alguns exames (23):

- Teste da Glicémia em jejum – FPG (*Fasting Plasma Glucose*);
- Teste da tolerância à glicose oral (*OGTT- Oral Glucose Tolerance Test*);
- Teste à hemoglobina A1c ou também denominado *A1C test*;
- Teste de glicose plasmática aleatória (*RPG- Random Plasma Glucose*);

## **2.4 Tratamento da DM**

Os principais objetivos do tratamento da DM é o controlo metabólico e prevenção de complicações associadas a esta doença com prevenção ou atraso no desenvolvimento e progressão de complicações crónicas, sendo assim fundamental o diagnóstico precoce, uma vez que a DM é considerada uma doença não curável pelo estado atual da ciência (24,25).

O regime de tratamento aplicado deverá ser individualizado, não obstante de existirem algumas indicações gerais para todos os diabéticos (25).

Na diabetes do tipo 2 o tratamento consiste numa dieta equilibrada com adição de exercício físico e administrações de fármacos que visam estimular a produção de insulina. A alimentação deve ser assim rica em carnes magras, fibras, peixe e cereais integrais, sendo que os carboidratos devem ser consumidos em pequenas quantidades e o doente deve evitar jejuns prolongados realizando uma alimentação de 3-3 horas de modo e evitar situações de hipoglicemia (24,25).

O exercício físico regular produz efeitos ao nível da diminuição do nível de glicose no sangue e no aumento da sensibilidade à insulina, sendo que antes de iniciar qualquer programa de atividade o individuo com DM deve realizar uma avaliação cardiovascular de modo a avaliar potenciais riscos (24,25).

## **2.5 Complicações associadas à DM**

As complicações da DM podem classificar-se em dois grandes grupos: Macrovasculares e Microvasculares (26).

As lesões macrovasculares relacionam-se com os vasos sanguíneos grandes e podem originar doenças coronárias, doenças cerebrais, hipertensão arterial e ainda doenças arteriais dos membros inferiores (26).

As doenças microvasculares são consideradas lesões que ocorrem ao nível dos vasos sanguíneos pequenos, podendo como consequência originar a neuropatia, retinopatia e nefropatia, sendo que neste trabalho é destacado a Neuropatia diabética (26).

### **2.5.1 Neuropatia Diabética**

A Neuropatia Diabética (ND) é uma complicação associada da DM que apresenta um quadro variado de sintomas relacionado com as fibras nervosas sensoriais e motoras ou alguma disfunção do sistema nervoso autónomo, que a nível de sintomas e manifestação pode ser assintomática até um quadro clínico de incapacitação física (27,28).

Em relação à sua epidemiologia, a ND é comum nos dois diferentes tipos de diabetes, ocorrendo pelo menos em 20% dos diabéticos diagnosticados (28). As manifestações físicas podem ser fraqueza e/ou atrofia muscular, perda de unidades motoras e dificuldade de contração muscular, prejudicando gravemente a qualidade de vida do doente (27,28).

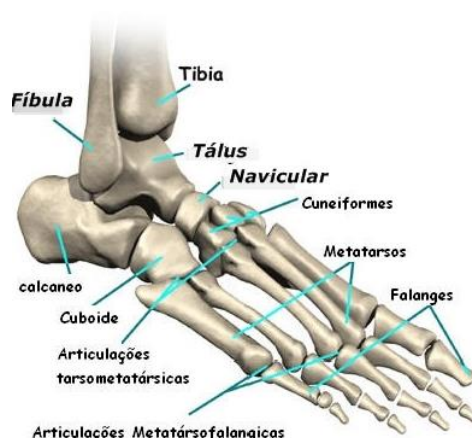
O controlo glicémico é fundamental para pacientes com neuropatia uma vez que pode ajudar na prevenção da progressão da doença (27,28).

## 3. O Pé e a Marcha

### 3.1 Anatomia do Pé

A osteologia do pé (Figura 6) é constituída por 26 ossos entre os quais se subdividem no tarso, no metatarso e nos dedos. No tarso existem 7 ossos curtos: o tálus, o calcâneo, o cuboide, o navicular (ou escafóide), o cuneiforme lateral, o cuneiforme intermédio e o cuneiforme medial. A constituição do metatarso consiste em cinco ossos, os quais são denominados como 1º, 2º, 3º, 4º e 5º metatarsos, separados por espaços interósseos. Os cinco dedos são formados por três ossos longos - falanges, à exceção do hálux (1º dedo), que apresenta apenas duas falanges (29).

O gínglimo ou talo-crural é a articulação responsável pelos movimentos entre a perna e o pé e constitui assim a articulação do tornozelo. Associados a esta articulação existem ainda certos ligamentos, com função de controlo e estabilização da estrutura em causa, como os ligamentos colaterais laterais (ligamento talo-fibular anterior, o ligamento talo-fibular posterior, e o ligamento calcâneo-fibular), e dos ligamentos colaterais mediais (29).



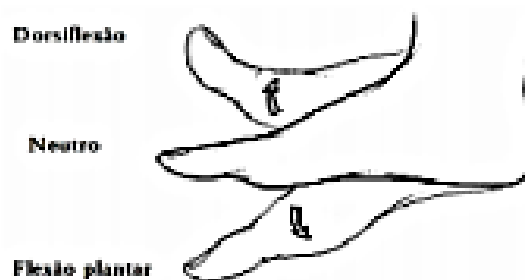
**Figura 5-** Anatomia do Pé. Fonte: <http://www.podologia.com.pt>

O pé pode ser classificado em três segmentos: O retropé, que possui 7 ossos dispostos em duas filas (tálus e calcâneo e cubóide, navicular, e cuneiformes medial, intermédio e lateral); o metatarso ou médio-pé formado pelos cinco ossos metatársicos e o antepé ou dedos do pé (29).

A flexão dorsal, flexão plantar, inversão, eversão, adução, abdução, pronação e supinação são os movimentos que o pé consegue realizar do ponto de vista biomecânico, caso não existam anomalias associadas que os limitem (30).

**Flexão Plantar** - Movimento que consiste no movimento do dorso do pé no sentido descendente, ficando a face plantar do pé voltada para baixo. Os gastrocnêmios e o músculo solhar são os músculos antagonistas e agonistas do movimento, sendo que a amplitude deste movimento varia entre 0 e 50 graus, podendo ocorrer variações de 10 graus (30,31).

**Flexão dorsal** (Figura 7)- Movimento caracterizado pela elevação da parte dorsal do pé em direção à tibia no plano sagital. Os músculos envolvidos são o músculo tibial anterior, o extensor longo dos dedos e o músculo fíbular, resultando numa rotação externa da articulação do tornozelo de aproximadamente 15° de angulação. Este movimento é caracterizado pela movimentação do pé para cima e para o lado externo. A sua amplitude varia entre 0 e 20 graus (30,31).



**Figura 6-** Movimentos de dorsiflexão e flexão plantar.  
Fonte: (Moura B. Projeto e desenvolvimento de estribo para calçado ortopédico. Universidade do Minho; 2011.)

**Inversão-** A amplitude deste movimento varia entre 0 e 45 graus. O movimento ocorre quando o bordo medial do pé se desloca em direção à parte medial da perna, sendo que os principais músculos intervenientes neste processo são: os tibiais anterior e posterior, os gastrocnêmios, o solhar e o longo flexor dos dedos (32).

**Eversão-** Movimento pelo qual a planta do pé fica virada para a parte lateral da perna sendo os principais músculos envolvidos os fíbulares longo e curto e o extensor longo dos dedos, variando a sua amplitude entre 0 e 30 graus (33).

**Abdução-** Movimento que ocorre no plano transversal caracterizado pelo desvio do antepé lateralmente (34).

**Adução-** Movimento que ocorre no plano transverso caracterizado pelo desvio do antepé medialmente (34).

**Supinação-** Movimento que resulta do conjunto de movimentos como a inversão, adução e flexão plantar. O calcâneo move-se em relação ao tálus em direção à parte lateral do pé, sendo por isso um movimento tridimensional, variando a amplitude deste movimento entre os 0 e 52 graus (34).

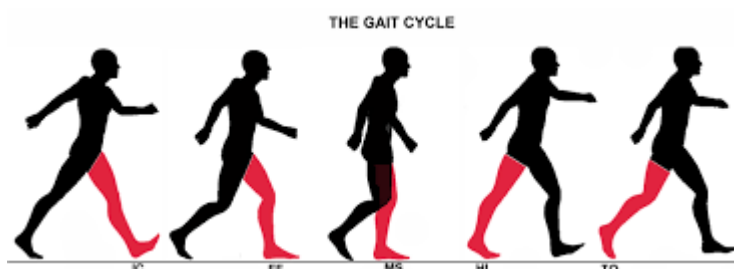
**Pronação-** Assim como o movimento de supinação, também este resulta de um conjunto de movimentos como a eversão, abdução e flexão dorsal sendo por isso também um movimento tridimensional. A amplitude deste movimento varia aproximadamente entre 0 e 30 graus, um pé pronado de forma excessiva a nível plantar é classificado como um pé plano (33).

### 3.2 A marcha humana

A marcha resulta de uma combinação de forças musculares, movimentos articulares e comandos motores neurais, sendo necessário que se realizem quatro requisitos essenciais para a realização da marcha: Integridade músculo-esquelética, controlo neurológico (receção e integração de mensagem), equilíbrio (capacidade de assumir e manter o ortostatismo), e locomoção (capacidade de iniciar e manter marcha rítmica) (35). O ciclo de marcha inicia-se desde momento em que ocorre o contacto inicial ao solo de uma extremidade do pé, até ao momento em que a mesma extremidade contacta novamente com o solo, podendo ser assim definido como o intervalo de tempo entre dois acontecimentos sucessivos e repetitivos da marcha (36).

O Ciclo de marcha divide-se em duas principais fases a fase de apoio ou *stance* (a qual representa 60% do ciclo de marcha) e a fase de balanço ou *swing* (a qual representa 40% do ciclo de marcha) (36).

A fase de apoio ou *stance*, é caracterizada por um apoio duplo ou simples do pé sobre o solo e divide-se em três frases: fase de duplo apoio (na qual ambos os pés se encontram em contacto com o solo), fase de apoio simples (quando apenas um pé se encontra apoiado sobre o solo), e segunda fase de duplo apoio (quando ambos os pés voltam a contactar com o solo) (35,36).



**Figura 7-** Ciclo de Marcha no pé. Fonte: (<http://www.footbionics.com/site/footbionics/images/gait%20cycle.jpg>)

A fase de balanço ou *swing*, inicia-se desde o momento em que o membro inferior deixa de contactar com o solo e acaba antes do ataque ao solo do mesmo membro. Esta fase é subdividida em três fases: fase de balanço inicial ou fase de aceleração, fase média de balanço ou fase média de balanço e fase de balanço final ou fase desaceleração (36,37).

A fase de apoio ou *stance* pode ser subdividida em (36–38) (Figura 8):

- Contacto inicial- Esta é a fase inicial do ciclo de marcha que corresponde entre 0-2% da fase de apoio e é determinada pelo momento em que o pé entra em contacto com o solo através do calcâneo com vista ao posicionamento do membro para posterior rolamento do calcanhar e é também o momento em que o centro de gravidade se encontra na sua posição mais inferior. Nesta fase o pé encontra-se a 25° em relação ao solo, enquanto a articulação do tornozelo se encontra aproximadamente em posição neutra (admitindo até 3° de flexão plantar). Esta posição depende da liberdade de movimentos existente na articulação do tornozelo, bem como do controlo ativo dos músculos anteriores da perna (tibial anterior, longo extensor do dedo grande e comum dos dedos e peroneal anterior) (36–38).
- Resposta à carga- Esta segunda fase inicia-se desde o contacto inicial com o solo e continua até que o pé da outra extremidade entre na fase de balanço, sendo o seu propósito a estabilização e absorção de choques, correspondendo a 2-10% da fase de apoio. Assim que o calcanhar contacta com o solo o pé desce controladamente até aos 10° de flexão plantar através da ação dos músculos pré-tibiais que evitam o colapso descontrolado do pé (em situações não patológicas) (36–38);
- Fase de médio apoio- representa uma percentagem entre 10-30% da fase de apoio sendo caracterizada pelo suporte unilateral da carga. Nesta fase ocorre o avanço do peso corporal sobre o pé em posição estacionária, iniciado quando o pé contralateral é elevado do solo. A força é então exercida sobre o pé estático em 3 pontos principais: calcâneo e cabeças dos 1° e 5° metatarsos. A ação de balanço ao nível do tornozelo permite a progressão do peso corporal estando nesta fase o centro de gravidade na sua posição mais elevada. À medida que o peso corporal avança a base do vetor da força move-se do calcanhar para o antepé. No início desta fase o pé apresenta uma ligeira flexão plantar, passando gradualmente à flexão dorsal (passando de uma angulação de 5° de flexão plantar, para 5° de flexão dorsal), atingindo os 10° de flexão dorsal aquando do levantamento do calcanhar no momento em que se inicia a fase de apoio terminal (36–38);
- Fase de Apoio Final- Esta fase também determinada como *heel off* é parte constituinte da fase de propulsão (*push off*). Começa quando existe a elevação do calcanhar terminando quando o pé contralateral toca no solo correspondendo entre 30-50% da fase de apoio. Durante esta fase o peso do corpo é deslocado para a frente sobre o pé, sendo o seu objetivo a progressão do corpo (36–38);

- Fase de Pré-Balanço- Também denominada de *toe off*, a fase final da fase de apoio atua como a última fase da fase de propulsão e é o momento em que o pé de referência descola do chão. Nesta fase há a preparação da perna para a fase oscilante, existindo nesta fase o contacto com o solo por parte do pé contralateral, iniciando com esse contacto a fase média de apoio, e promovendo uma rápida transferência de peso para esse mesmo membro. Existe então nesta fase uma rápida flexão plantar até cerca dos 20°. Esta fase corresponde entre 50-60% da fase de apoio (36–38).

A fase de balanço (*swing*) pode ser subdividida em três fases (36–38) :

- Fase Balanço Inicial ou Fase de Aceleração- Também determinada por *initial swing* corresponde a 60-73% da fase de balanço e tem início quando o pé de referência deixa o solo e termina quando este estiver diante do pé de apoio;
- Fase de Balanço Médio ou Fase Média de Balanço- Também determinada por *mid swing* é iniciada quando o pé oscilante estiver diante do pé de apoio e só termina quando existir uma projeção do mesmo para a frente e a tibia permanecer na vertical correspondendo a 73-87% da fase de balanço
- Fase de Balanço Final ou Fase de Desaceleração-Também denominada por *terminal swing* com uma percentagem de 87-100% da fase balanço. Tem início quando a tibia passa para além da posição vertical em relação ao solo, e o joelho se coloca numa posição de ataque ao solo terminando no momento em que o pé entra em contacto com o solo.

## 4. O pé diabético- Conceito e Epidemiologia

O pé diabético foi definido em 1956 por Oakley como consequência de doenças vasculares, neuropatia e infeção, sendo mais tarde associado a fatores psicossociais e a uma anormal distribuição de pressões plantares. O seu atual conceito é definido pelo *Internacional Working Group on the Diabetic Foot (IWGDF)* como a presença de dois factores etiopatogénios major: vasculopatia diabética e a neuropatia diabética- sensitiva, motora e autonómica (3).

Assim, o pé diabético constitui um problema na saúde pública uma vez que as suas lesões podem originar complicações mais graves e evoluir para amputações do membro inferior o que não só remete para repercussões individuais como também sociais e económicas profundas, sendo esta condição responsável pela maior causa de amputação não traumática (70% das amputações) nos países ocidentais, onde entre 15 a 25% dos indivíduos com DM podem vir a desenvolver uma úlcera (5,39,40).

A presença de úlceras no pé diabético ( Figura 9) está usualmente associada a uma neuropatia periférica com uma prevalência de 23 a 42% e à doença vascular periférica com uma frequência de 9 a 23% (41).

O pé diabético é classificado em duas etiologias: O Pé Neuropático que deriva de uma Polineuropatia Distal e que é responsável por afetar aproximadamente 50% da população diabética e o Pé Neuroisquémico que resulta de uma oclusão arterial, ou Doença Arterial Obstrutiva Periférica. Estas duas classificações apresentam distinções quer na sua epidemiologia, clinica e tratamento e ainda fisiopatologia, o que por consequência necessita de uma avaliação diferente (42).

O pé neuropático diabético resulta de uma das primeiras alterações patológicas no paciente com diabetes que é o mau controlo da glicémia associada aos baixos níveis de produção de insulina, sendo este tipo mais usual em populações jovens diabéticas. Em relação à sua prevalência, este tipo de pé diabético apresenta um valor entre 50 a 60%, no entanto nos países desenvolvidos este número tem vindo a ser alterado, resultante das condições sociais e económicas como ainda o aumento da esperança média de vida dos doentes diabéticos que origina a que as placas ateromatosas difusas existentes nas artérias poplíteas e femoral aumentassem o seu efeito e desta forma conduzir a que o pé neuropático evoluísse para um pé Neuroisquémico que aumenta a probabilidade de amputação de nível major (42,43).A distribuição do pé diabético pode ocorrer entre os diferentes tipos de Diabetes principais (1 e 2), no entanto, certa de 90% dos indivíduos afetados possuem uma diabetes do tipo 2 (42).



**Figura 8-** Úlcera Podológica. Fonte: ( Kasiya MM, Mang'anda GD, Heyes S, Kachapila R, Kaduya L, Chilamba J, et al. The challenge of diabetic foot care: Review of the literature and experience at Queen Elizabeth Central Hospital in Blantyre, Malawi. *Malawi Med J* 2017;29(2):218–23. )

## 4.2 Patogénese

A DM como abordado anteriormente caracteriza-se por um défice de insulina que origina uma hiperglicemia no indivíduo que compromete posteriormente a regeneração e cicatrização celular (5).

O pé diabético é essencialmente determinado pelos efeitos da polineuropatia periférica diabética e pelos efeitos da aterosclerose. A polineuropatia diabética pode estar ou não associada aos efeitos aterosclerose, mas encontra-se seguramente presente em todos os indivíduos diabéticos (5).

A nível celular com o aumento dos níveis de concentração intracelular de glicose os neurónios, bem como as células de *Schwann* não conseguem ter um funcionamento correto o que os torna bastantes

suscetíveis. A polineuropatia surge assim da degenerescência dos axónios tendo início na sua parte terminal, sendo que esta degradação depende do tamanho e do revestimento mielínico do neurónio, quanto maior for a mielina presente menor será a sua afectação atingindo por esta razão mais frequentemente os membros inferiores por apresentarem um maior tamanho de axónios e sendo também bilateral o estado do seu efeito, uma vez que as fibras do sistema nervoso autónomo não possuem mielina são as primeiras a ser atingidas (5,44), posteriormente são as fibras somáticas que levam a uma falta de sensibilidade no pé do indivíduo com DM (5).

A diferente forma como as fibras são afetadas origina dois tipos de pés: o pé quente e túrgido que é resultado de uma anormal função simpática e da disfunção somática surge o pé insensível (5).

Entre estas lesões nas fibras surge normalmente associada uma atrofia muscular intrínseca do pé que origina deformidades osteoarticulares (como exemplo de dedos “em garra”, dedos “em martelo”, proeminências das cabeças dos metatarsos, hálux valgo ou dedos sobrepostos) devido a um desequilíbrio dos músculos extensores e flexores do pé (3).

Os dedos em garra surgem de desequilíbrios na musculatura intrínseca do pé nas primeiras falanges em estado de dorsiflexão o que remete para um aumento de pressão nas cabeças metatarsianas sobre a pele plantar, sendo a articulação metatarsofalângica afetada e é no dorso das articulações interfalângicas que a fricção com o sapato pode surgir formando calosidades (5).

Estas alterações levam a formação de zonas de hiperpressão plantar que afeta não só a biomecânica do indivíduo como também a pele na zona plantar que adquire uma hiperqueratose local que com a evolução e progressão negativa pode desencadear numa ulceração e em casos mais graves à amputação do membro (3).

Pacientes com esta patologia podem apresentar diversos sintomas como uma diminuição da sensibilidade do pé, podendo atingir um estado de anestesia completa e por isso mesmo uma ausência de dor ou podem pelo contrário apresentar sintomas dolorosos agudos (5).

A disfunção autónoma /Simpática resulta numa hiperperfusão do pé em profundidade por consequência de abertura dos “shunts” arteriovenosos levando a que o pé Neuropático apresente como um dos sintomas um fluxo superior ao normal e por isso quente e túrgido e edemaciado. A abertura destes “shunts” pode levar a um desvio do fluxo sanguíneo para a derme resultando num estado de isquemia relativa epidérmica com uma presença de pressão transcutânea de oxigénio baixa (5).

Esta situação leva a outro sintoma que é a ausência de sudorese e uma pele na superfície plantar caracterizada por ser seca e facilmente friável, uma vez que perde a sua capacidade de absorver e dissipar as forças físicas da marcha, o que compromete o tecido celular cutâneo e a distribuição de pressões na posição ortostática ou na realização da marcha (5).

O pé neuropático está presente em 90% da patologia que é a Neuropatia de Charcot<sup>2</sup> uma vez que este aumento e fluxo favorece as fraturas ósseas pela sua diminuição da massa óssea trabecular e cortical (5,45). Inicialmente a avaliação do pé diabético passa pela distinção do tipo de pé que o paciente apresenta através da presença ou não de pulsos periféricos, sendo o exame vascular decisivo enquanto que os exames neurológicos são apenas confirmativos (5).

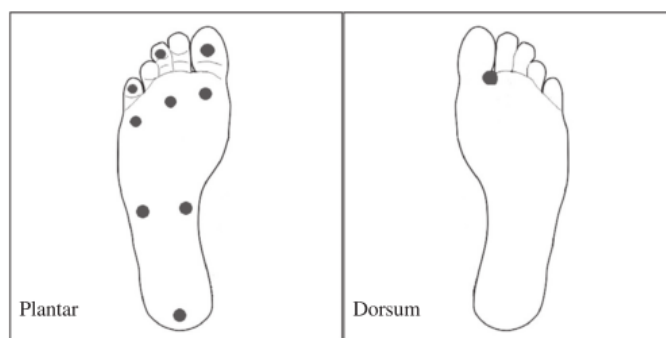
Não só esta avaliação é realizada através de exames vasculares, neurológicos como também através de uma inspeção ao pé, incluindo nesta uma observação óssea, articular, tegumentar e ungueal como também é efetuada uma avaliação do calçado (3).

A avaliação neurológica é importante para o despiste de alterações sensitivas associadas ao pé neuropático, sendo assim utilizado testes como (3):

- Sensibilidade à pressão como o monofilamento de *Semmes-Weinstein*;
- Sensibilidade vibratória- através do uso de um diapasão de 128 Hz;
- Sensibilidade táctil- através do uso de algodão;
- Sensibilidade a reflexos aquilianos- como o uso de um martelo de reflexos.
- Sensibilidade à discriminação- Uso de um alfinete;

O teste de Semmes-Weinsten (Figura 10) é importante para delinear o risco de ulceração, recorre a um monofilamento de 5.7-10g que deve ser aplicado perpendicularmente ao pé numa zona cutânea não afetada com pressão suficiente para dobrar este monofilamento com um máximo de 2 segundos, devendo o paciente estar de olhos fechados e responder sobre a sensibilidade do objeto, a forma correta de aplicação deste teste é no mínimo em 3 toques, alternando entre toques reais e irrealis, é considerado uma boa sensibilidade se duas das três respostas ao toque estiverem corretas (5,46).

Este teste possui uma sensibilidade entre 41 a 93% e uma especificidade entre 68 a 100% (47);



**Figura 9-** Zonas de aplicação do teste Semmes-Weinstein . Fonte: (Everett E, Mathioudakis N. Update on management of diabetic foot ulcers. Ann N Y Acad Sci 2018 Jan;1411(1):153–65.)

---

<sup>2</sup> A Neuropatia de Charcot é uma síndrome responsável pela destruição ou alterações na arquitetura osteoarticular do pé e tornozelo que pode originar posteriormente luxações, deformidades ou fraturas (45).

Após a identificação de um pé de risco, este deve ser periodicamente avaliado de forma a prevenir infeções que evoluam para úlceras ativas (45).

### 4.3 Prevenção

A ação profilática ocorre ao nível de cuidados primários de saúde com o objetivo principal de reduzir as complicações associadas ao pé diabético, dividindo-se assim esta prevenção em três principais níveis (42):

**Nível 1-** Educação dos doentes ou familiares e cuidadores nos cuidados a ter com lesões não ulcerosas e ainda o modo de tratamento de úlceras superficiais e a importância do respetivo seguimento por equipas multidisciplinares ao qual deve estar incluindo um médico de família, uma enfermeira e um podologista se necessário (42) .

**Nível 2-** Neste nível as ações profiláticas estão focadas na avaliação e na prestação de cuidados a doentes diabéticos com patologia ulcerosa, isquémica ou ainda associada a uma infeção e/ou necrose cujo tratamento inclui um desbridamento cirúrgico com ou sem internamento, sendo neste caso a equipa multidisciplinar composta por um médico endocrinologista, um ortopedista ou cirurgião geral e um enfermeiro ou podologista (42).

**Nível 3-** Este nível está indicado para úlceras graves com recorrência a uma investigação vascular da mesma. A equipa neste nível é composta por um endocrinologista ou internista, cirurgião vascular, fisiatra, cirurgião geral, enfermeiro, profissional treinado em podologia e um ortoprotésico (42).

Não só a educação dos cuidadores é fundamental, como também deve existir uma avaliação periódica com vista a identificar os pés que apresentem riscos de úlceras ativas, caracterizando assim o doente pela: sua história clínica; estilo de vida (que pode incluir hábitos de tabagismo, alcoolismo ou sedentarismo), presença de doenças ou outro tipo de condição (úlceras ou amputação) ou doença concomitante e sintomas como parestesias, dores em repouso, claudicação ou alterações na velocidade de marcha, sendo que o doente deve estar em posição ortostática e posteriormente em decúbito dorsal com os pés descalços(42) .

Nesta avaliação é importante (42) :

- O sistema vascular onde através de um exame objetivo poderá existir a confirmação de uma isquémia crónica, sendo que no pé neuroisquémico deve ter-se em conta a possibilidade de existir uma revascularização;
- Pele e fendas- Neste caso fatores como a cor, temperatura, hidratação, presença de zonas com calosidades, fissuras, presença de edemas, úlceras, amputações e alteração nas unhas;

- Sistema osteoarticular- Observação de proeminências ósseas ou deformações ou alguma alteração na mobilidade articular;

- Sensibilidade e reflexos- Resposta do paciente à pressão, discriminação e sensibilidade superficial, sendo esta uma avaliação de grande importância, uma vez que se não existir resposta do doente significa um maior risco de ulceração pois encontra-se abaixo do limiar de proteção contra agressões externas mecânicas.

- Calçado e meias- O calçado e as meias são uma parte do vestuário a ter cuidado no pé diabético uma vez que a presença de costuras e/ou remendos, a altura do dorso do sapato, do tacão, a presença de corpos estranhos, um material do calçado não adequado, presença de palmilha com firmeza do calcanhar pode prejudicar gravemente o pé do indivíduo com diabetes podendo originar úlceras nomeadamente nos dedos por causas de pressão de encarceramento.

O calçado é indicado como a causa mais frequente de lesões ao nível do pé diabético, representando aproximadamente 80% das lesões (48) que podem eventualmente evoluir para úlceras e em casos mais graves para amputações, desta forma, existem algumas indicações para pessoas com esta doença a nível de tipo de sapatos a utilizar:

- O sapato deve permitir o espaço para os dedos e medir assim mais um centímetro além do primeiro dedo, sendo alto e largo e não bicudo na ponta para impedir possíveis lesões que possam ocorrer na zona dorsal e marginal dos dedos (48);
- A altura do tacão deve ser no máximo de 2 centímetros, sendo o calcanhar firme e o aperto deve ter cordões ou velcro que estejam perto da articulação tibiotársica de modo a evitar deslizamentos aquando a realização da marcha (48);
- Deve possuir uma palmilha amovível que permita a sua substituição por uma palmilha realizada por medida de acordo com as necessidades plantares do indivíduo com diabetes (48) .

#### **4.4 Úlceras podológicas e a sua importância na monitorização**

As úlceras são consideradas lesões que provocam a perda de integridade da pele, que se pode estender desde a derme para as camadas mais profundas podendo atingir o músculo e o osso subjacente (6).

Existe uma maior prevalência das mesmas ao nível plantar (Figura 11) e são geralmente neuropáticas, atingindo em maior frequência a zona das cabeças metatársicas e o calcâneo, sendo que num estudo realizado com 87 participantes concluiu uma distribuição de úlceras podológicas de 56,3% na zona metatársica, 32,1% na zona dos dedos e 1,9% no calcâneo, sendo por isso consideradas as zonas de maior risco. Estas úlceras são ainda regularmente precedidas por hiperkeratoses (6,49).



**Figura 10-** Zonas de risco de úlceras podológicas. Fonte: (Ostadabbas S, Saeed A, Nourani M, Pompeo M. Sensor architectural tradeoff for diabetic foot ulcer monitoring. In: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society .IEEE; 2012. p. 6687–90.)

Estimativas admitem que a incidência de úlceras podológicas atinge a população entre aproximadamente 1 a 4% anualmente, sendo que um paciente diabético tem uma probabilidade de desenvolvimento de uma úlcera entre 15 a 25% o que é um número alarmante considerando que a ulceração é uma das principais causas de amputação de membros inferiores (2).

As úlceras podem ser consideradas neuropáticas ou isquêmicas ou ainda neuroisquêmicas quando a isquemia periférica é a principal causa que se associa a um pé neuropático. As úlceras no pé diabético não ocorrem por ulceração espontânea, mas sim a combinação de fatores de ausência de sensibilidade com fatores externos que podem desencadear a formação da úlcera, como andar descalço sobre um objeto pontiagudo, uso de calçado inadequado e hiperkeratoses que evoluem para um estado de ulceração (6).

Desta forma, a úlcera não ocorre por um episódio único, mas sim pelo acumulado de situações de hiperpressões plantares ou agressões numa determinada região do pé ou por uma infecção (6).

As infecções no paciente com DM devem ser consideradas potencialmente perigosas, uma vez que 1 em cada 5 infecções pode ter uma extensão até ao osso e preceder uma úlcera de maior complicação. Existem vários tipos de infecções que podem ocorrer: celulite, fascíte necronizante, artrite séptica, tendinite, osteomielite ou miosite, sendo as infecções o principal antecedente de qualquer úlcera podológica (5).

Outro fator a considerar é que se o indivíduo com DM possuir DVOP o risco de infecção duplica, uma vez que a resposta inflamatória e imunitária diminui (5).

Após a barreira de proteção da pele ter sido penetrada, os tecidos que a antecedem são expostos a agentes patogênicos e se o tratamento antibiótico não surgir no respetivo tempo adequado os mecanismos de defesa diminuem podendo assim a infecção aumentar para níveis mais profundos e progredir negativamente (5). Os organismos patogênicos mais usuais neste tipo de infecção são:

Staphylococcus aureus, Staphylococcus epidermidis e o Streptococcus sp, Peptostreptococcus magnus e Bacterioides fragilis como anaeróbios (42).

Em 50% das infecções profundas é possível encontrar bactérias Gram-Negativas, contudo, a maioria das infecções são de origem policrobiana (42).

Após a lesão instalada existe uma grande probabilidade de criação de edema e aumento da temperatura local, aproximadamente 2,2° C (49,50).

Existem diversas classificações de úlceras diabéticas que ajudam a definir o estágio da úlcera e são importantes para um correto diagnóstico e tratamento, sendo atualmente as mais utilizadas (2,41,51):

- **Classificação de Wagner- Meggit (2,41)** Este tipo de classificação é utilizado há 28 anos e é usualmente indicado para pés diabéticos com doença vascular e classifica a ferida quanto à sua profundidade:
  - Grau 0- Ausência de úlcera, mas pé com risco elevado;
  - Grau 1 – Presença de úlcera superficial, mas sem infecção associada em termos clínicos;
  - Grau 2- Presença de uma úlcera profunda com ou sem celulite associada, mas com ausência de osteomielite ou abscesso;
  - Grau 3- Presença de úlcera profunda com associação de uma formação de abscesso ou osteomielite;
  - Grau 4- Presença de gangrena localizada;
  - Grau 5- Presença de gangrena geral, afetando todo o pé.

Embora seja uma classificação muito utilizada, apresenta algumas desvantagens, como o facto de a infecção ser referida como um estágio da doença, não categorizando corretamente feridas superficiais com presença de infecção ou isquémicas periféricas e por isso mesmo não tem a capacidade de ser abrangente para todos os níveis de padrões de ulcerações no pé diabético (2).

Existe ainda uma variação desta classificação com o propósito de ser mais precisa denominada por “*Depth ischemic classification*” que permite distinguir melhor o grau 2 do grau 3 anteriormente mencionado na Classificação de Wagner (51).

- **Depth ischemic classification (51):**
  - Grau 0 – Pé com risco que teve na sua história clínica a presença de uma úlcera e pode desenvolver uma nova úlcera, não existe presença de isquémia.
  - Grau 1- Presença de úlcera superficial sem infecção ou gangrena;
  - Grau 2- Presença de úlcera profunda com exposição do tendão subjacente que pode possuir ou não infecção, existência de gangrena localizada;
  - Grau 3- Úlceração profunda e extensa com exposição óssea subjacente ou presença de abscesso profundo com gangrena no total do pé.

### ➤ **Classificação da Universidade de Texas (2,51):**

Este tipo de classificação inclui parâmetros não presentes nas classificações anteriores, uma vez que a sua classificação de acordo com a profundidade da ferida, o tipo de infecção e ainda a presença de isquemia no membro inferior (A-D) através de 4 graus (0-3), além de ser mais abrangente e específica se existe alguma dificuldade em aplicá-la na prática clínica (2,51) como se observa na Tabela 2.

**Tabela 2-** Classificação pela Universidade de Texas de úlceras podológicas. Adaptado da Fonte: (Noor S, Zubair M, Ahmad J. Diabetic foot ulcer—A review on pathophysiology, classification and microbial etiology. Diabetes Metab Syndr Clin Res Rev 2015 Jul;9(3):192–9.)

<b>Grau</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>
<b>Infeção</b>				
<b>A</b>	Sem presença de úlcera, mas com risco de desenvolvimento ou de recidiva	Presença de úlcera superficial sem envolvimento de planos profundos	Lesão com exposição do tendão adjacente	Lesão com exposição do osso ou articulação
<b>B</b>	Presença de Infeção	Presença de Infeção	Presença de Infeção	Presença de Infeção
<b>C</b>	Presença de isquemia	Presença de isquemia	Presença de isquemia	Presença de isquemia
<b>D</b>	Presença de Infeção e de isquemia	Presença de Infeção e de isquemia	Presença de Infeção e de isquemia	Presença de Infeção e de isquemia

#### **4.4.1 Tratamento de úlceras Podológicas**

No pé diabético deve existir sempre um controlo metabólico rígido de modo a prevenir complicações mais graves, contudo, quando o paciente já possui uma úlcera o principal objetivo imediato é tratar o tipo de infecção, posteriormente proceder a uma revascularização quando a isquemia o permite e por fim estabelecer condições desejadas da ferida com remoção de hiperkeratoses por exemplo (42).

O tratamento da Infeção recorre à realização de uma terapêutica adequada e usualmente antibiótica, contudo tem de estar sempre associada a um cuidado da zona lesionada (42,52,53).

A administração por via oral de Amoxiciclina/ Ácido Clavulânico, Cefalosporinas de 2ª ou 3ª geração ou Imipenem é normalmente suficiente quando a infecção é leve ou moderada, contudo, em

úlceras crónicas e graves é normalmente indicado o desbridamento e limpeza cirúrgica da zona afetada (42).

As infeções menos graves necessitam aproximadamente entre 7 a 10 dias de terapêutica, enquanto que as úlceras de mais grave complicação podem necessitar de um tratamento de 3 semanas (42).

Quando existe exposição do tendão, osso, articulação ou outro plano profundo com associação de gangrena ou fascite necrotizante a cirurgia deve ser realizada de forma a realizar a drenagem e desbridamento da zona ou em casos mais complicados e irreversíveis a amputação parcial do pé (42,52,53). A drenagem e desbridamento da zona tem como propósito a remoção de tecido necrótico através de incisões longitudinais dorsais e plantares e evitando as zonas de contacto plantar do pé. A remoção de tecido necrótico não só evita a progressão da infeção, como também permite fatores de crescimento de tecido saudável quando permitido (42,52).

Numa situação de isquemia, a revascularização deve surgir 2 a 5 dias depois do desbridamento da ferida (42). O propósito terapêutico da revascularização é conseguir a prevenção da amputação do segmento afetado e promover a cicatrização da zona, isto é possível através do regaste de pelo menos uma artéria infrapoplíteia que seja viável para o pé e que seja responsável por nutrir a região com úlcera (42,54).

Esta etapa de processo terapêutico permite uma prevenção de amputação de 85 a 90% dos casos nos primeiros 3 anos (54).

#### **4.4.2 Úlceras crónicas e Amputação**

A nível geral as úlceras podem ser definidas como úlceras agudas em que o processo de cicatrização é relativamente rápido e sem complicações associadas e as outras úlceras que não apresentam este episódio são consideradas úlceras crónicas (55,56).

As úlceras crónicas quanto à sua definição temporal são consideradas quando existe uma interrupção da pele por um período superior a 3 meses e estão normalmente associadas a patologias na sua maioria a DM, doença isquémica, inflamatória ou como resultado de pressões excessivas e mal distribuídas (56).

O facto do tipo de úlceras crónicas não possuir uma fácil cicatrização pode ser consequente de um trauma ou uma isquemia tecidual local ou ainda por uma contaminação bacteriana (56).

Ao contrário das úlceras agudas, as úlceras crónicas não possuem um processo de cicatrização ordenado e atempado e por isso acabam por não desenvolver corretamente as 4 fases associadas ao processo de cicatrização: Hemóstase- Inflamação- Proliferação e Maturação, apresentando ao revés um atraso em recuperar a integridade anatómica e funcional (56). Esta lentidão pode ter como origem uma elevada presença de citocinas inflamatórias e proteases como também uma baixa mitose celular associada (56).

Em relação à sua presença, as úlceras crônicas encontram-se mais frequentemente nos membros inferiores e em indivíduos com uma idade superior ou igual a 65 anos, esta frequência pode ser explicada pelo impacto do envelhecimento nas respostas celulares e tecidulares e uma elevada resposta inflamatória associada a uma degradação de proteínas que podem levar a uma resposta lenta (56).

Existe uma associação bastante representativa entre o desenvolvimento de úlceras no pé diabético e amputações, sendo que segundo estudos realizados 5% dos pacientes que apresentam esta condição irão desenvolver uma amputação Major (ao nível da coxa, perna e tornozelo) e entre 20 a 30% irão desenvolver uma amputação Minor (amputações parciais do pé) (57).

#### **4.5 Ortóteses Plantares no pé diabético**

A perda de sensibilidade anteriormente relatada torna os traumas plantares por vezes difíceis de identificar de forma atempada, ficando o pé suscetível à entrada de bactérias e outros microrganismos.

As complicações neuro-vasculares levam a uma alteração da biomecânica do pé resultando numa anormal distribuição da pressão plantar com sobrecarga nas regiões da cabeça dos metatarsos, calcanhar e dedos do pé. Estas altas pressões podem ser redistribuídas através do uso de ortóteses plantares (58).

As ortóteses plantares são dispositivos de uso externo cuja principal finalidade é prevenir, corrigir deformidades ou realizar o seu alinhamento de forma a promover uma melhoria na função corporal do segmento a que se encontra aplicado. No caso dos indivíduos com DM, as ortóteses plantares visam amortecer o impacto, acomodar deformidades, fornecer suporte ao pé, diminuir o impacto do movimento horizontal e limitar movimentos excessivos e anormais realizados pelo indivíduo (58). O calçado é geralmente dividido em quatro partes (Figura 12): Uma estrutura superior que tem como principal função o suporte e acomodação do pé e representa a parte estética do calçado; A sola Interior (ortótese plantar) que pode ser removida do calçado temporariamente por questões de higiene ou quando é necessária a sua substituição; Posteriormente a esta sola encontra-se a sola intermédia que dispersa forças associadas ao ciclo de marcha e por último a sola que é o interface com o solo e o calçado, a sola usualmente oferece tração, durabilidade e flexibilidade ao calçado (58).



**Figura 11-** Constituição do calçado. Fonte: (Oliveira AP. André Pereira Oliveira Avaliação e seleção de materiais para ortóteses plantares. Universidade do Minho; 2013.)

As ortóteses plantares no pé diabético possuem características específicas de modo a tornarem o tratamento eficaz: Possuir a capacidade de distribuição das cargas provenientes da planta do pé, característica esta fundamental uma vez que a condição neuropática no paciente diabético leva a alterações anatómicas e a deformidades que resultam numa anormal distribuição de cargas, desta forma os materiais devem ser confortáveis e permitir a acomodação o pé (58,59);

Outro fator preocupante no pé diabético é a humidade uma vez que o seu aumento pode originar o desenvolvimento de fungos e bactérias que são um meio propício ao desenvolvimento de úlceras ou ao seu agravamento, desta forma a ortótese deve absorver o máximo possível desta humidade, sendo que materiais de células fechadas devem ser utilizados uma vez que diminuem a absorção de água, a permeabilidade ao vapor de água e a probabilidade de entrada de microrganismos (58,60);

O peso da ortótese plantar é também um dos fatores de escolha uma vez que esta deve ser o mais leve possível e menos densa sem que exista compromisso da sua função, como também deve ter-se em conta a sua elasticidade e flexibilidade, uma vez que quanto mais flexíveis mais fácil será a sua adaptação ao calçado, contudo segundo o conhecimento das propriedades mecânicas dos materiais quanto maior a rigidez do material maior será a sua capacidade de resistência a deformações elásticas, pelo que estes devem apresentar uma tensão de cedência elevada para resistir à fadiga associada aos ciclos de marcha e evitar assim deformações irreversíveis (58).

Os materiais mais utilizados nas ortóteses plantares para o pé diabético são espumas poliméricas podendo ser estas mais flexíveis ou rígidas dependendo da temperatura de transição vítrea e da temperatura ambiente, como também da sua composição química, grau de cristalinidade e grau de

reticulação. Em relação à sua geometria estas espumas podem ser compostas por células abertas, isto é, com existência de tuneis de espaço entre elas ou de células fechadas com ausência destes tuneis. Como abordado anteriormente, no pé diabético devem ser utilizadas as espumas poliméricas de células fechadas uma vez que permitem o isolamento térmico (58).

Existem algumas vantagens na utilização destas espumas uma vez que são materiais de baixa densidade e confortáveis o que reflete também na escolha do paciente e ainda permitem uma liberdade de design associando ao facto de serem produtos económicos e excelentes isolantes térmicos. Embora existam estas vantagens, existem também algumas desvantagens ambientais como o facto de na sua produção os níveis de toxicidade dos fumos de produção serem elevados, complexidade no seu processamento como também no seu reprocessamento (58).

## 5. Técnicas de medição da pressão plantar

Existe uma extrema importância em estudar a superfície plantar do pé uma vez que os pés são a primeira forma de contacto com o ambiente durante a locomoção, sendo que o diagnóstico da distribuição da pressão plantar pode prevenir lesões e riscos associados e aumentar o bem-estar. Esta medição deve ser o mais precisa possível, sendo que este objetivo levou ao desenvolvimento de sistemas de medição que associados à tecnologia permitem obter valores quantificáveis de pressão (61).

Os primeiros registos sobre a toma de medidas para a pressão plantar começa com dois investigadores pioneiros *G.Carlet e M.Marey* que recorriam a uma almofada de ar para obter informações quantitativas acerca da pressão plantar, sendo que na Alemanha em 1882, *F. Beeley*, médico de clinica geral realiza uma experiência com um saco de linho e gesso de secagem rápida para obter a pressão plantar e é considerado um marco de evolução nesta área, uma vez que as zonas de maior pressão corresponderiam a uma maior marca no gesso e desta forma obter assim uma técnica de medição (62).

Contudo, outras evoluções foram surgindo, em 1901 *L. Seitz* surge com uma inovação colocando o pé do paciente na superfície de uma plataforma de vidro transparente que estaria acima de um espelho angulado, o que permitia observar as zonas de maior pressão que seriam correspondentes às zonas onde a circulação sanguínea seria menor e o rubor mais frequente que constituiria assim o aparelho de medição podoscópio (62).

Atualmente existem várias técnicas de medição que visam analisar a distribuição plantar nas regiões do pé no contacto com uma superfície plana, estas podem ser classificadas em três tipos: acumulativas, eletromecânicas e óticas (63).

As técnicas acumulativas fornecem informação qualitativa sobre a pressão plantar, sendo o seu resultado um conjunto de impressões das áreas que exercem uma maior pressão durante a fase

ostostática, neste tipo de técnica é identificado a técnica de *footprint* e a técnica que recorre ao uso de microcápsulas (63).

A técnica de *footprint* recorre a um pedigrafo (Figura 13), instrumento este que consiste num tapete de borracha associado a pequenas projeções de várias alturas com tinta na sua superfície e ainda uma folha de papel. Quando a carga é aplicada neste tapete, o seu resultado mostra maiores quantidades de tinta em locais de maior pressão e assim determina qualitativamente as áreas de maior risco associado (63).

Esta técnica foi inicialmente desenvolvida por Harris e Beath e tem os seus primeiros registos em 1947 e ainda hoje continua a ser bastante utilizada (62).



**Figura 12-** Pedigrafo. Fonte: ([http://www.ortoiberica.com/v\\_portal/inc/imagen.asp?f=pedigrafo\\_9395.jpg&w=500&c=0](http://www.ortoiberica.com/v_portal/inc/imagen.asp?f=pedigrafo_9395.jpg&w=500&c=0))

Outra forma de medir a pressão plantar surge em 1970, por Paul W. Brand e James D.Ebner, nos Estados Unidos da América que consistia no uso de pequenas cápsulas preenchidas com tinta que eram colocadas entre duas finas camadas de esponja com um formato de uma meia. Com a marcha do paciente, estas cápsulas iriam fraturar após certos valores de carga aplicada e a tinta era consequentemente absorvida pela esponja (62,63).

No final da marcha os padrões de tinta obtidos eram analisados, sendo que as áreas de maior pressão ficariam refletidas em zonas com maior tinta pela fratura da cápsula. O desenvolvimento desta técnica foi um passo importante na investigação, contudo, na sua componente prática apresentava algumas dificuldades pela sua morosidade e fragilidade uma vez que muitas vezes as cápsulas apresentavam fraturas ao calçar o que comprometia a avaliação (62).

As técnicas que correm à informação visual obtida para analisar a pressão plantar são classificadas como técnicas óticas, sendo elas a técnica de podoscopia, a técnica *Textured Mat Cinematography*, a técnica baseada na fotoelasticidade de um material e a de reflexão crítica da luz (63,64).

**A técnica de podoscopia** serve para determinar as regiões plantares que se encontram sujeitas a uma pressão maior. Este aparelho é formado por uma caixa em madeira ou aço e por uma tampa de vidro que é iluminada de cada lado da superfície por luzes fluorescentes, sendo que no seu interior encontra-se ainda um espelho que possibilita a visualização da pressão plantar, uma vez que se encontra com um ângulo de 45° de orientação. Além de possuir a vantagem de o padrão da distribuição plantar poder ser fotografado, filmado ou delineado num papel apenas fornece informação qualitativa e não quantitativa (63,64).

**Textured Mat Cinematography-** Este tipo de sistema ótico consiste numa placa de borracha que se encontra sobreposta a uma placa de vidro e que na sua superfície inferior contém pirâmides preenchidas por um líquido de cor branca, pela qual a aplicação de carga na borracha faz com que a área de contacto entre as pirâmides e o vidro aumente, onde as zonas de maior pressão são as zonas de maior contacto (63).

**Técnica de reflexão crítica da luz-** Esta técnica recorre à medição do ângulo crítico resultado da reflexão interna total da luz que é incidida num determinado material, sendo o material uma folha de plástico moldável, uma placa de vidro de forma retangular que é iluminada e ainda transdutores de força que são colocados nos cantos da placa, além destes materiais é ainda utilizado um computador responsável pelo processamento e armazenamento da informação e ainda por uma câmara de vídeo (63,65).

A medição ocorre quando é exercida a carga na folha de plástico que ao ser comprimida contra a placa de vidro provoca uma alteração na intensidade da luz iluminada através do vidro e por consequência um aumento do ângulo crítico, sendo por isso possível num espelho identificar através das diversas alterações da intensidade de luz as diferenças de pressão plantar, sendo que os transdutores de força realizam posteriormente a quantificação dos valores de pressão (63,65).

**Técnicas Eletromecânicas-** Este tipo de técnica recorre à utilização de sensores quer de forma isolada ou sob a forma de uma matriz de forma a possibilitar a medição da pressão de toda a superfície plantar, contrariamente aos sensores de forma isolada que apenas determinam medições locais (63).

Existe uma grande variedade de sensores no mercado que permitem o estudo da pressão plantar e a forma como esta se distribui apresentando resultados de forma estática ou dinâmica e quantitativa.

Desta forma, os principais tipos de sensores utilizados são os *FSRs- Force Sensitive Resistors*, sensores capacitivos, hidrocélulas e pedobarógrafos,

O princípio de funcionamento dos FSRs (Figura 14) consiste numa variação de resistência em função da força que lhe é aplicada, sendo que quanto maior a força aplicada mais pequena será a sua resistência, sendo por isso dispositivos piezoresistivos uma vez que correspondem a um estímulo mecânico e variam a sua resistência elétrica segundo a força aplicada (62,66).

Este dispositivo é constituído por partículas condutoras e não condutoras que se encontram suspensas numa matriz cujo tamanho se situa na ordem do micrómetro, não sendo influenciado pela temperatura e melhorando assim a sua durabilidade (62).

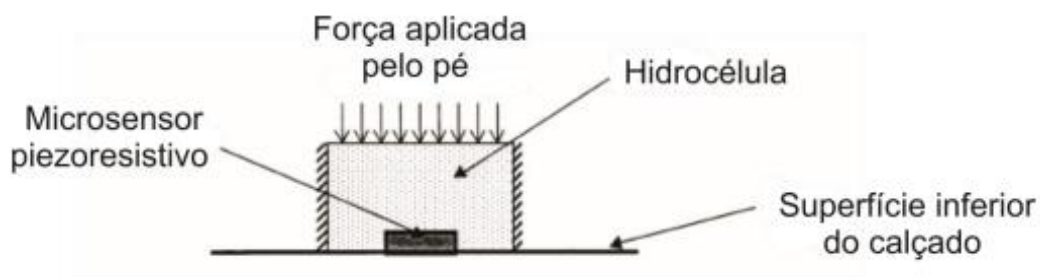
Este tipo de sensores tem imensos tipos de aplicações devido ao facto de terem uma textura fina e serem flexíveis, sendo por isso possível de adaptar a aplicações que necessitem de algum tipo de grau de liberdade de movimento, como ainda possuem a vantagem de serem acessíveis economicamente (66).



**Figura 13** – Sensor do tipo FSR.

Fonte: (<https://gloimg.gbtcdn.com/gb/pdm-product-pic/Electronic/2016/12/20/goods-img/1501573221435006996.jpg>)

As hidrocélulas (Figura 15) recorrem ao método de funcionamento de piezoresistividade, ou seja, consistem em piezoresistências fixas que se encontram encapsuladas numa célula que possui um fluido incompressível. Quando aplicada uma carga a cada tipo de célula, a força provoca um aumento de resistência no fluido no transdutor, sendo que quanto maior a força também maior o aumento dessa mesma resistência e através dessa variação que se reflete posteriormente na tensão de saída lida é possível obter a pressão plantar (62).



**Figura 14** - Hidrocélulas e o seu modo de funcionamento. Fonte: (Serra P. Projecto Sensifeet- Aquisição de valores de pressão plantar com um sensor. Universidade da Beira Interior; 2011.)

Os transdutores capacitivos consistem usualmente em duas placas condutoras que possuem uma determinada carga elétrica e que se encontram separados por um material isolante, sendo que quando é aplicada uma pressão existe uma variação da capacitância cujo valor é calculado e de onde se obtém e quantifica o valor da pressão aplicada de acordo com a tensão gerada (63).

Apresentam como maior desvantagem a sua espessura (~2mm), contudo fatores como histerese associada e intervalos de medição reduzidos e uma não linearidade são apontados como fatores desfavoráveis na sua utilização nomeadamente para movimentos rápidos (65).

As várias técnicas abordadas permitiram desenvolver sistemas de plataformas de pressões e palmilhas com aplicabilidade no mundo moderno, sendo que na sua generalidade estes sistemas possuem normalmente sensores discretos ou uma matriz de sensores que medem a força aplicada na aplicação de carga do pé do utilizador na superfície destes sistemas que é denominado por sistema de aquisição. Posteriormente, esta informação é enviada para um computador que atua como armazenador de informação, bem como realiza o processamento e análise dos dados que são obtidos. Este processamento geralmente recorre a algoritmos que permitem a definição de um esquema gráfico que refletem a pressão exercida (63).

## 5.1 Requisitos de sensores na medição da pressão plantar

Para adquirir informação de medições biomecânicas é necessário que os dispositivos correspondam a alguns requisitos de forma a obter leituras precisas. Os sensores devem por isso (61):

- Ter mobilidade, sendo normalmente colocados na sola do sapato, bem como ser leves, pequenos, baixa espessura e flexíveis, sendo que no total o valor do dispositivo deve ter 300g ou menos caso contrário poderá influenciar a marcha do indivíduo;
- A utilização de cabos deve ser limitada, sendo que a comunicação wireless é por isso a ideal para não comprometer a alteração da marcha;

- O ideal são 15 sensores de modo a abranger a divisão das 15 áreas do pé: calcânhar (1-3), mediopé (4-5), metatarsos (6-10) e dedos do pé (10-15), contudo existem resultados satisfatórios por outros autores com apenas 6 sensores (50);
- Os sensores devem ser de baixo custo de modo a permitir uma produção em massa e de baixo custo para o utilizador;
- O consumo de energia deve ser baixo, sendo que uma bateria deverá ser suficiente para o efeito desejado.

Além deste conjunto de características deve ainda ter-se em conta certos fatores como (63):

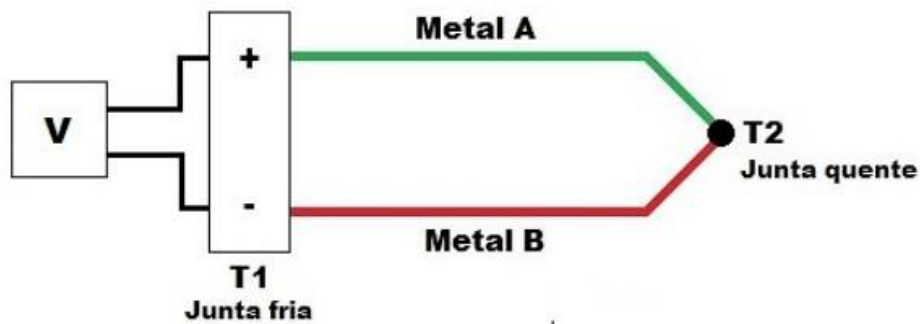
- Frequência de amostragem- determina o número de medições que o sensor realiza por segundo e por isso indica a resolução temporal do sistema, sendo o usual entre 10 a 15 Hz durante a marcha, contudo, por vezes o impacto no calcânhar pode atingir os 75Hz;
- Fiabilidade – capacidade do sistema responder aos pedidos impostos por uma operação;
- Limiar de pressão- este fator deve ter-se em conta para o tipo de medição uma vez que se o limiar de pressão for elevado as baixas pressões podem não ser registadas;
- Calibração- está relacionado com uma distribuição uniforme de carga por todos os sensores do sistema;
- Resolução- A resolução determina a distância mínima que existe entre dois sensores adjacentes, sendo que quanto mais elevado o número de sensores maior a resolução espacial. A superfície ativa para sensores discretos não deve possuir uma dimensão inferior a 5x5mm<sup>2</sup>.

## 5.2 Sensores de Temperatura e Humidade

Existem dois grandes tipos de sensores de temperatura- Os sensores mecânicos e os sensores elétricos, sendo o foco de interesse deste projeto os sensores elétricos pela sua facilidade de associação aos microcontroladores e são também economicamente mais acessíveis (67).

Os sensores elétricos apresentam uma divisão em três principais grupos: Os termopares, os termístores e os RTDs que será assim aprofundado neste capítulo (67).

Os termopares (Figura 16) consistem em duas junções de dois tipos de condutores que ao se encontrarem a diferentes temperaturas geram uma diferença de potencial que é por sua vez diretamente proporcional à diferença de temperatura entre as duas extremidades (67).



**Figura 15-** Exemplo da constituição de um termopar. Fonte: (Bastos D. Monitorização e diagnóstico automático de cadeias de frio. Universidade de Coimbra; 2016.)

Além de apresentarem como desvantagem uma baixa precisão de medição de temperatura, apresentam como vantagem o facto de não ser necessário uma fonte de alimentação externa. Além de existirem vários modelos de termopar o tipo K é o mais frequentemente utilizado que contém uma sensibilidade de aproximadamente  $41 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$  (67).

Os termístores, consistem em resistências com sensibilidade a mudanças de temperatura alterando a sua resistência elétrica consoante as variações da mesma. Dentro destes existem 2 grandes grupos: Os NTC (Coeficiente Negativo de Temperatura/ *Negative Temperature Coefficient*) que são assim classificados quando a sua resistência elétrica é inversamente proporcional à temperatura, isto é, quando a temperatura aumenta a sua resistência diminui e os PTC (Coeficiente Positivo de Temperatura/ *Positive Temperature Coefficient*) cuja resistência elétrica aumenta com o aumento de temperatura e por isso são diretamente proporcionais à variação de temperatura (67).

Os RTDs – Sensores de Temperatura Resistivos são termoresistências metálicas, variando como os termístores a sua resistência elétrica com a variação da temperatura. Na sua constituição encontra-se um fio de largura fina enrolado num pequeno pedaço de vidro ou cerâmica, podendo ser o fio de cobre, níquel ou platina (67).

### 5.2.1 Sensores de humidade relativa e temperatura

Existem sensores que apresentam duas capacidades- a medição da temperatura, mas também a medição da humidade relativa. Entre os vários existentes, os mais frequentes são: DHT11, SHT71, AM2302, sendo o DHT11 o mais economicamente acessível (67).

Analisando fatores como o tempo de resposta, a precisão e resolução do sensor entre os 3 anteriormente abordados o SHT71 apresenta-se como uma melhor solução uma vez que apresenta uma maior precisão e uma melhor capacidade de resposta, embora o seu preço seja muito maior em relação aos outros dois sensores (67) .

### 5.3 Desenvolvimento de protótipos – Estado de arte

Na Tabela 3, é observado o estado de arte relativo ao desenvolvimento de palmilhas de monitorização em tempo real, sendo que no primeiro artigo “*Instrumented shoe*”, o protótipo criado tinha o objetivo de construção de uma palmilha para monitorizar úlceras podológicas, recorrendo para isso a 6 sensores do tipo FSR, 3 sensores de temperatura e 1 sensor de temperatura e humidade com transmissão Bluetooth (21), onde no mesmo é apontado como desvantagem a difícil calibração dos sensores do tipo FSR e os valores não lineares apresentados face à variação de força aplicada.

O segundo artigo “*Pressure redistributing insole*” refere o desenvolvimento de um sistema que recorre a 3 sensores de pressão piezoresistivos com 1 cm<sup>2</sup> de área associados a 2 atuadores pneumáticos que após a deteção de uma pressão plantar excessiva redistribuem a pressão plantar através de um sistema de válvulas e bombas de ar que são accionadas pelos atuadores, analisando posteriormente a diferença de pressão plantar medida com três palmilhas de diferentes características: uma palmilha de forro, uma palmilha em gel polimérico e por fim a palmilha do sistema desenvolvido. Nos seus resultados observa-se uma pressão plantar máxima no calcanhar na palmilha de forro com valores de 1200 kPa, para a palmilha em gel polimérico de 600 k Pa e na palmilha do sistema desenvolvido de 400 Kpa, concluindo assim que a redistribuição plantar pode levar a atingir picos mais baixos de pressão e por isso ter alguma eficácia a evitar pontos de pressão podológica excessivos (79).

O terceiro artigo analisado “*Sensor Architectural Tradeoff*” aborda a importância da escolha dos sensores do tipo FSR quanto à sua posição e dimensão, sendo que foram utilizados sensores de grande dimensão 0,025 m<sup>2</sup> de área ativa e sensores de pequena dimensão de 0,001 m<sup>2</sup> de área ativa dispostos em três diferentes modelos de palmilhas: Palmilha 1 - 5 sensores de grande dimensão ; palmilha 2 – 6 sensores de pequena dimensão e 3 de grande dimensão e palmilha 3 com 16 sensores de grande dimensão, todos estes sensores estavam associados um microprocessador. Após a investigação neste artigo é denotado que a posição principal nos sensores deve ser na zona metatársica e no calcâneo por serem estas as de maior frequência de ocorrência de úlceras podológicas. Quanto aos resultados na dimensão dos sensores, observa-se uma sobrestimação dos valores nos sensores de maior dimensão, enquanto que sensores de pequena dimensão apresentam uma precisão muito melhor dos resultados obtidos. Em relação aos valores obtidos para o calcanhar com sensores de pequenas dimensões encontra-se na ordem dos 185 k Pa, e para o primeiro metatarso 94,7 k Pa (60).

O artigo “*smart insole*” tem como principal intuito o desenvolvimento de um sistema que através de 48 sensores de pressão, 3 acelerómetros, 3 giroscópios e 3 bússolas consegue realizar a análise de marcha, comunicando com o smartphone através de comunicação Bluetooth, identificando se o utilizador esteve em movimento ou não, contudo a nível de informação de temperatura ou humidade não fornece informação (68).

**Tabela 3-** Estado de arte relativo ao desenvolvimento de protótipos de palmilhas de monitorização.

<b>Instrumento de Medição</b>	<b>Aplicação</b>	<b>Sensores</b>	<b>Microcontrolador</b>	<b>Bateria</b>	<b>Transmissão</b>
<i>Instrumented Shoe</i> (21)	Monitorização de úlceras no pé diabético	6 sensores: 402 FSR (Interlink Electronics). Diâmetro de 18.3 mm e uma área ativa de 12.7mm  3 sensores de Temperatura: TMP35  1 sensor de Temperatura e Humidade: SHT1X	Arduino Mini Pro-Board (ATmega328p 16Mhz)	Bateria Li-on (3.7V 680mAh)	Bluetooth
<i>“Pressure Redistributing Insole”</i> (69)	Distribuição da pressão plantar para prevenção de úlceras através de sensores de pressão e atuadores pneumáticos de redistribuição plantar	3 Sensores de pressão – 1 cm <sup>2</sup> de área; 2 Atuadores pneumáticos e uma bomba de ar	Arduino	---	---
<i>“Sensor Architectural Tradeoff”</i> (49)	3 Palmilhas de monitorização de úlceras no pé diabético com com diferenças no número de sensores de pressão plantar	Sensores de pressão FlexiForce- sensores de 0,025 m <sup>2</sup> de área ativa (grandes) e sensores de 0,001 m <sup>2</sup> de área ativa (pequenos) Palmilha 1 com 5 sensores de maior largura, Palmilha 2 com 6 sensores de pequena dimensão e 3 de grande dimensão e Palmilha 3 com 16 sensores de grande dimensão.	MSP430 microprocessor	--	--
<i>“Smart Insole”</i> (68)	Palmilha que realiza uma análise de marcha	48 sensores de pressão, 3 acelerómetros, 3 giroscópios, 3 bússolas	ADC de 12 bits com uma frequência de dados de 100 Hz	Bateria de 1200 mAh com autonomia de 24h	Bluetooth

## 6. Desenvolvimento do Projeto- Objetivos, Materiais e Métodos

### 6.1 Objetivos

O sistema desenvolvido (Figura 17) neste projeto teve como principal objetivo a construção de uma palmilha de monitorização da distribuição da pressão plantar, temperatura e humidade de modo a prevenir situações de úlceras diabéticas e ainda promover uma componente de diagnóstico de situação de pé plano, tendo como principais requisitos ser um sistema portátil, flexível e o mais compacto possível de modo a provocar as menores alterações possíveis à marcha do utilizador, para além disso, possuir a vantagem de ser acessível do ponto de vista de visualização dos resultados obtidos através de um *smartphone*, permitindo a interação do mesmo com a palmilha através da captura dos valores de pressão instantâneos ou dos valores médios de pressão.



Figura 16 - Esquema do objetivo do projeto desenvolvido.

### 6.2 Materiais

Este sistema engloba 6 sensores de pressão para a medição da pressão plantar do tipo FSR, 1 sensor de temperatura e humidade relativa (SHT21), um integrado multiplexer (MC14053BCP), um microcontrolador simblee associado ao integrado Lilypad e ainda uma pilha botão CR2030, sendo que o sistema se encontra conectado por fios condutores.

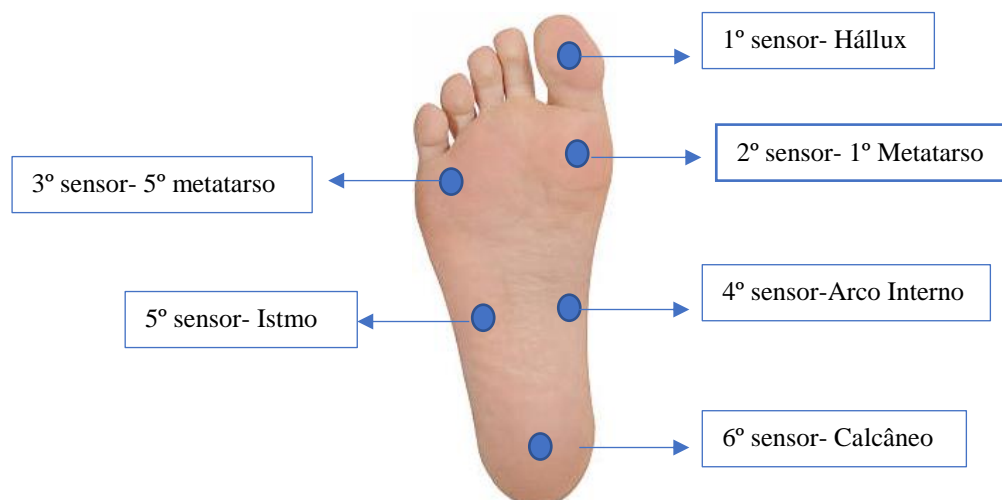
## 6.2.1 Escolha dos sensores e outros componentes para o desenvolvimento do sistema

Os sensores de pressão plantar escolhidos foram do tipo FSR- *Force Sensitive Resistors* (Figura 18) com uma área ativa de 1 cm<sup>2</sup> que como abordado anteriormente, apresentam uma variação de resistência em função da força que lhe é aplicada, sendo que as razões para a sua escolha consistiram no facto de serem finos e flexíveis e facilmente adaptáveis a situações de exigência de liberdade de movimento como é o caso aplicado, uma vez que a sua colocação dentro do sapato pela diferente aplicação e movimento do pé ao longo da marcha requer um sensor flexível, para além disto são também economicamente acessíveis o que se apresenta como uma vantagem preponderante para o sistema.



**Figura 17-** Sensor de pressão plantar utilizado no desenvolvimento do sistema- Sensor FSR. Fonte: (<https://images-na.ssl-images-amazon.com/images/I/31kUOn1-onL.jpg>)

Em relação ao número de sensores de pressão e a sua localização (Figura 19), a sua escolha teve por base o estado de arte anteriormente referido, sendo por isso colocado um sensor no 1º dedo (Hallúx), dois sensores a nível metatársico (1º e 5º metatarso) que corresponde a uma zona de maior pressão e de maior aparecimento de úlceras diabéticas, um sensor colocado a nível do istmo do pé e outro a nível interno cuja deteção de pressão indica a presença de uma pressão plantar errada e indica um possível diagnóstico de pé plano e por fim outro sensor colocado a nível do calcão que corresponde a uma zona de maior pressão plantar como abordado no enquadramento teórico.



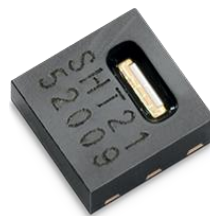
**Figura 18-** Localização dos sensores de pressão plantar.

Pelas limitadas entradas analógicas no Lilypad Simblee BLE para os 6 sensores de pressão plantar (6 sensores para 3 entradas analógicas) recorreu-se a um multiplexer MC14053BCP (Figura 20), cujas características técnicas se encontram no Anexo 10.1, que consiste num interruptor analógico que é controlado digitalmente, desta forma para cada interruptor disponível era possível a leitura de 2 sensores independentes, sendo que pelo controlo do pino digital na sua forma LOW permite a leitura de 3 sensores e na sua forma HIGH dos outros 3 sensores o que facilita o problema inicial de limitação de entradas analógicas da placa Lilypad Simblee BLE.



**Figura 19-** Multiplexer MC14053BCP. Fonte: [https://http2.mlstatic.com/4053-motorola-pct-10-pecas-mc14053bcp-D\\_NQ\\_NP\\_185001-MLB20252870845\\_022015-O.jpg](https://http2.mlstatic.com/4053-motorola-pct-10-pecas-mc14053bcp-D_NQ_NP_185001-MLB20252870845_022015-O.jpg)

O sensor de temperatura e humidade relativa escolhido para o sistema foi o SHT21 (Figura 21), cuja dimensão é de 3x3x1,1 mm e consiste num integrado protegido com uma cavidade aberta que encapsula (menos a área que deteta a humidade relativa) e que protege assim o sensor contra impactos externos agressivos e permitindo uma maior estabilidade ao longo do tempo. Quanto à sua constituição possui um sensor de humidade do tipo capacitivo, um sensor de temperatura do tipo band-gap e ainda circuitos integrados analógicos e digitais. Uma vez que todos estes elementos se encontram associados num único integrado/chip, este componente apresenta um melhor desempenho em termos de estabilidade, precisão e ainda em consumo de energia na ordem dos 3,2  $\mu$ W e um tempo de resposta de 8 segundos (70).



**Figura 20** - Sensor de temperatura e humidade relativa SHT21. Fonte: ([https://pt.farnell.com/productimages/standard/en\\_GB/1855468-40.jpg](https://pt.farnell.com/productimages/standard/en_GB/1855468-40.jpg))

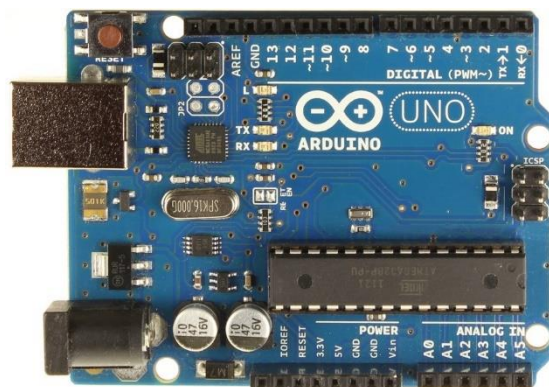
## 6.2.2 Escolha do Simblee e programação em Arduino para o desenvolvimento do sistema

Para o desenvolvimento do sistema por razões de aplicabilidade e versatilidade e principalmente do tipo de comunicação exigidas como requisitos optou-se pelo uso do módulo Simblee que inclui um radio Bluetooth e um microcontrolador e ainda o Interface de Desenvolvimento (IDE) disponibilizado pelo Arduino.

O IDE permite a realização de toda a programação do sistema de forma bastante simples através de uma aplicação multiplataforma escrita em programação Java, contudo é possível também inserir outros tipos de linguagem de programação como em C e C++ adicionando a biblioteca “*Wiring*”. Neste tipo de programação são fundamentais as funções *setup()* e *loop()* que permitem implementar ações de entrada e de repetição, sendo que após a realização da programação desejada é possível fazer a transferência da mesma para o integrado através do cabo USB (71).

O Arduino é uma plataforma que surge em 2005 por autoria de um professor de artes italiano – Professor Massimo Banzi- juntamente com um dos seus alunos, David Mellis pelo desejo de criar projetos de arte que permitissem o desenvolvimento da criatividade. A originalidade desta plataforma e o facto de ser uma plataforma de programação simples e aberta na web possibilitou a venda de milhares de placas de controlo desde 2008 associado a inúmeras aplicações (71).

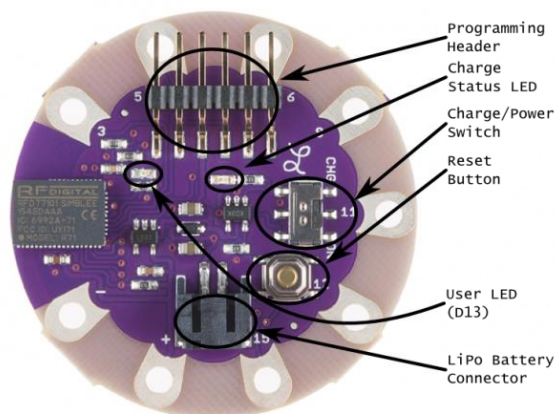
Após esse período existiu também um desenvolvimento de novas plataformas em relação ao hardware que visavam satisfazer as variadas necessidades das aplicações sendo que os critérios de discriminação das diferentes soluções baseavam-se no número de entradas e saídas, portas analógicas, portas de comunicação série, capacidade de memória, consumo energético e tamanho físico, entre outras. Numa fase experimental inicial deste projeto recorreu-se ao Arduino Uno (Figura 22), cuja placa consiste num microcontrolador ATmega328 e que possui 14 pinos digitais (entradas e saídas), 6 entradas analógicas, um cristal oscilador de 16 MHz, um botão *reset*, uma ligação USB para a alimentação e comunicação (71).



**Figura 21-** Plataforma Arduino Uno. Fonte: ([https://http2.mlstatic.com/arduino-uno-r3-chip-usb-16u2-cabo-usb-D\\_NQ\\_NP\\_331011-MLB20467189832\\_102015-F.jpg](https://http2.mlstatic.com/arduino-uno-r3-chip-usb-16u2-cabo-usb-D_NQ_NP_331011-MLB20467189832_102015-F.jpg))

Contudo, apesar desta plataforma ter satisfeito a necessidade do sistema numa fase experimental pretendia-se um microcontrolador de pequenas dimensões e com uma comunicação Bluetooth de modo a atingir os objetivos finais. Desta forma, recorreu-se a um microcontrolador denominado por Simblee que consiste num integrado de 10mm x 7 mm x 2.2 mm de dimensão com um processador de 32-bit ARM Cortex-M0 e com sistema de *Bluetooth Low Energy* (BLE), encontrando-se as suas características de forma mais detalhada no Anexo 10.2 o que permitia a comunicação sem fios com um smartphone do utilizador, sendo estas as principais opções para a sua escolha. Integrando as vantagens das famosas placas Lilypad Arduino para projetos de vestuário e o integrado simblee RFD77101, surgiu no mercado a placa Lilypad Simblee BLE a qual foi escolhida para este projeto. A placa tem assim a facilidade de poder ser costurada ao tecido e integrar sensores, atuadores e fontes de alimentação, como também permite o desenvolvimento de programação para a comunicação com um smartphone através do BLE que possui. Analisando a plataforma Lilypad Simblee BLE (Figura 23) esta é composta por (72):

- “*Programming Header*”- Zona onde está conectada a placa de programação, sendo que este local pode também ser utilizado para alimentar a placa;
- “*Charge status Led*”- LED que indica se a bateria está conectada à plataforma ou não, uma vez ligada o LED encontra-se aceso caso contrário está desligado.
- “*Charge/ Power Switch*”- Interruptor que determina a energia da placa, sendo que tem duas opções: A opção “CHG” fará com que a placa tenha a função de carregar uma bateria a 100mAh, contudo a energia para a restante placa fica desligada, a opção “ON” determina a alimentação da placa e do circuito que lhe estiver associado.
- “*Reset Button*”- Este botão de Reset pode ser utilizado em casos de colocar o código a 0 sem reprogramar ou desligar a energia da placa.
- “*User Led*”- Este LED é utilizado como indicativo e encontra-se conectado ao pin 13;
- “*LiPo Battery Connector*”- Este conector do tipo JST de 2mm permite a conexão a baterias de íon de lítio.



**Figura 22-** Constituição do LilyPad Simblee BLE. Fonte: ([https://cdn.sparkfun.com/r/600-600/assets/learn\\_tutorials/4/4/7/hardware\\_diagram.png](https://cdn.sparkfun.com/r/600-600/assets/learn_tutorials/4/4/7/hardware_diagram.png))

O modelo de microcontrolador Simblee engloba vários módulos que podem aplicados em diferentes projetos (73):

- SimbleeForMobile- Neste tipo de módulo destaca-se a comunicação que é possível com vários tipos de sistemas portáteis como o *smarthphone*, *tablet* ou outro dispositivo móvel capaz de estabelecer uma comunicação via Bluetooth e que tenha a capacidade de obter a aplicação Simblee;
- SimbleeCOM- Este tipo de módulo estabelece comunicações simblee -simblee;
- SimbleeCloud- Módulo que engloba a tecnologia da Internet of things com comunicação para uma cloud virtual onde é possível o registo de uma base de resultados que possa estar a ser obtida num circuito com o simblee.

Neste projeto recorreu-se ao SimbleeForMobile, que por sua vez exigiu o download da aplicação “SimbleeForMobile” de forma gratuita na App Store e que permitiu assim a observação dos resultados da distribuição da pressão plantar, da temperatura externa e temperatura interna, bem como da humidade relativa em tempo real (73).

Para a integração deste sistema o código de programação para além das funções base de setup () e loop () necessitam das funções ui() e ui\_event() que têm como principal objetivo a programação da parte gráfica dos resultados no *smartphone* e a interação com o sistema (73).

### **6.2.3 Comunicação via Bluetooth e Bluetooth Low Energy (BLE)**

O Bluetooth é uma tecnologia inventada em 1994 que através de ondas de rádio de curto alcance produzem uma rede sem fios que permitem uma troca de dados a curtas distâncias e que se apresentou desta forma uma alternativa à transmissão de dados por cabos (74).

Existem diferentes versões do Bluetooth, sendo a mais recente a Bluetooth Low Energy ou também denominada por Bluetooth 4.0 que foi a versão utilizada no desenvolvimento do sistema e que foi construída com o objetivo de transmitir informação de baixo débito, ou seja, baixo volume de dados por segundo sendo também de baixo custo e de baixo consumo energético quando comparada outras versões (75).

## **6.3 Métodos**

Os objetivos para o desenvolvimento deste sistema, tal como abordados anteriormente, consistiam na monitorização da distribuição da pressão plantar e a comparação entre a temperatura interna ( dentro do calçado) e a temperatura externa do meio ambiente (externa), cuja diferença quando superior a 2,2° pode ser um dos fatores propícios ao aparecimento de úlceras diabéticas.

Numa fase inicial antes da construção do protótipo final recorreu-se à utilização de uma breadboard para o desenvolvimento do circuito onde foram colocados os 6 sensores de pressão plantar, fios condutores e resistências de 10 k $\Omega$  associadas a cada sensor juntamente ao integrado multiplexer MC14053BCP cuja principal função é de interruptor( de modo a ser possível realizar uma leitura praticamente simultânea dos 6 sensores dadas as limitadas entradas analógicas da placa Lilypad Simblee BLE) e posteriormente foi colocado também um sensor de temperatura e humidade relativa (SHT21) associado a duas resistências de 4,7 k Ohm. Os integrados foram posteriormente conectados à placa Lilypad Simblee BLE onde foi adicionado um código de programação ao microcontrolador para a concretização do sistema.

A ligação no multiplexer é feita através de 3 entradas analógicas correspondes ao X,Y e Z, para cada um destes interruptores encontram-se associados 2 sensores, sendo que a ligação ao pin digital 9 do Lilypad Simblee é o que irá determinar a leitura de um outro sensor de cada interruptor, no estado HIGH irá ler os sensores ímpares (sensor 1, 3 e 5) e que estão assim associados aos componentes X1, Y1 e Z1 e no seu estado LOW irá realizar a leitura analógica dos sensores pares (sensor 2, 4 e 6) que irão estar conectados ao X0,Y0 e Z0 respetivamente. O diagrama do circuito encontra-se descrito na Figura 24.

De modo a tornar o protótipo o mais prático e confortável possível foi contruída uma placa que possui já as conexões correspondentes ao interruptor multiplexer e as resistências necessárias, sendo que a ligação foi realizada por fios condutores em linha de modo a tornar a pressão do pé no sistema desenvolvido o mais natural possível e evitar assim influenciar a marcha natural do paciente para fazer uma correta monitorização.

Foi assim possível a obtenção de valores da distribuição da pressão plantar em percentagem relativa à força máxima normalizada, temperatura interna ( °C) e humidade do pé (%) direito do utilizador que possuía como características um peso de 65 kg, 1,70 m de altura e apresenta um pé sem desvios da articulação tibiotársica e não possui um pé diabético.

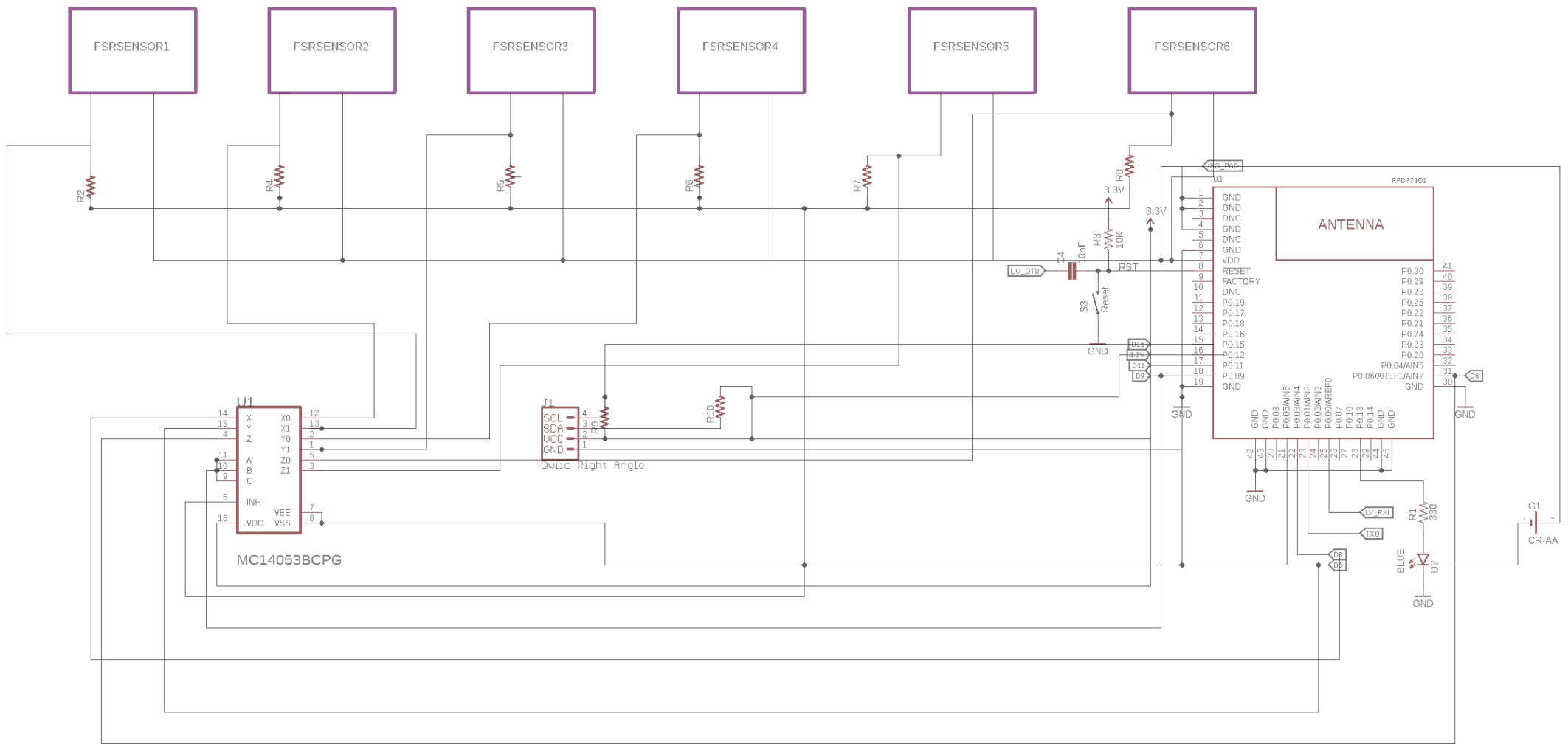


Figura 23- Diagrama do sistema desenvolvido

O protótipo (Figura 25) foi colocado dentro de uma sapatilha confortável sem a utilização de uma meia e foi pedida a realização de marcha durante 7 minutos (420 segundos) e após o envio do código de programação em versão Arduino 1.6.9 para o lilypad Simblee BLE e através da aplicação gratuita *Simblee*, facilmente obtida através da App Store, foi possível a visualização em tempo real distribuição da pressão plantar obtida. Na opção “Médias”, é observado a média das percentagens obtidas da distribuição da pressão plantar verificadas até ao momento e através da opção “Flash” o retorno ao valor instantâneo das pressões plantares, sendo que os valores apresentados correspondem a uma percentagem relativa ao valor máximo da força definido nos testes experimentais dos sensores FSR de modo a obter uma calibração do sistema.



**Figura 24-** Protótipo da palmilha desenvolvida.

Além desta informação é possível também observar o tempo de caminhada em segundos, bem como o valor de temperatura interna, externa, diferença destas mesmas temperaturas e ainda o valor do sensor relativo à identificação de um pé considerado plano em destaque quando existe deteção de força aplicada no sensor 4 correspondente ao arco interno.

### 6.3.1 Código Implementado

```
#include <SimbleeForMobile.h>
#include "ISEL_png.h"
#include "Foot_png.h"
#include "logo_pt_cor_png.h"
#include <Wire.h> // Biblioteca para o sensor de T e Humidade comunicação I2C
#include <Sodaq_SHT2x.h> // Biblioteca para o sensor de T e Humidade comunicação I2C
uint8_t pinSDA = 12;
```

```
uint8_t pinSCL = 15;
int ValorS1;
int ValorS2;
int ValorS3;
int ValorS4;
int ValorS5;
int ValorS6;
int button;
float tensao;
float deltaT;
float R = 10000;
float Rs;
float normaliza = 30000000;
float b = -2.5129;
float a = 15000000 ;
double Forca;
float temp;
float forcanormalizada1;
float forcanormalizada2;
float forcanormalizada3;
float forcanormalizada4;
float forcanormalizada5;
float forcanormalizada6;
float humidade;
float tempsensor;
float diferenca;
int pin = 9;
uint8_t ui_texto;
uint8_t ui_sensor1;
uint8_t ui_sensor2;
uint8_t ui_sensor3;
uint8_t ui_sensor4;
uint8_t ui_sensor5;
uint8_t ui_sensor6;
```

```
uint8_t ui_textotemp;
uint8_t ui_humidade;
uint8_t ui_tempsensor;
uint8_t ui_tempo;
uint8_t ui_dif;
uint8_t ui_plano;
char menS1[8] = "0";
char menS2[8] = "0";
char menS3[8] = "0";
char menS4[8] = "0";
char menS5[8] = "0";
char menS6[8] = "0";
char menT[8] = "0";
char menTP[16] = "0";
char menHUM[8] = "0";
char menTPS [8] = "0";
char menDIF[8] = "0";
char menM1[8] = "0";
char menM2[8] = "0";
char menM3[8] = "0";
char menM4[8] = "0";
char menM5[8] = "0";
char menM6[8] = "0";
unsigned long tempoInicial;
uint8_t botaoinst;
uint8_t botaomedias;
byte mostrar = 0;
unsigned long numLeituras = 0;
unsigned long total1 = 0;
unsigned long total2 = 0;
unsigned long total3 = 0;
unsigned long total4 = 0;
unsigned long total5 = 0;
unsigned long total6 = 0;
```

```

float average1 = 0;
float average2 = 0;
float average3 = 0;
float average4 = 0;
float average5 = 0;
float average6 = 0;
asm(".global _printf_float");
// Comunicação com o computador e definição do nome da aplicação
void setup() {
  Wire.beginOnPins(pinSCL, pinSDA);
  Serial.begin(9600);
  SimbleeForMobile.deviceName = "Pé-Avaliação";
  SimbleeForMobile.begin();
  tempoInicial = millis();
  pinMode(pin, OUTPUT);
  deltaT= SHT2x.GetTemperature()- Simblee_temperature(CELSIUS);
}
// Leitura dos valores dos sensores FSR
void loop() {
  numLeituras++;
  digitalWrite(pin, HIGH);
  ValorS1 = analogRead(3);
  tensao = (3.3 / 1023.0) * ValorS1;
  Rs = (3.3 - tensao) * R / tensao;
  Rs = Rs / 1000.0;
  Serial.println(Rs);
  Forca = a * pow(Rs, b);
  forcanormalizada1 = (Forca / normaliza)*100;
  Serial.println("Hallux");
  ValorS3 = analogRead(5);
  tensao = (3.3 / 1023.0) * ValorS3;
  Rs = (3.3 - tensao) * R / tensao;
  Rs = Rs / 1000.0;
  Forca = a * pow(Rs, b);

```

```

forcanormalizada3 = (Forca / normaliza)*100;
ValorS5 = analogRead(6);
tensao = (3.3 / 1023.0) * ValorS5;
Rs = (3.3 - tensao) * R / tensao;
Rs = Rs / 1000.0;
Forca = a * pow(Rs, b);
forcanormalizada5 = (Forca / normaliza)*100;
digitalWrite(pin, LOW);
ValorS2 = analogRead(3);
tensao = (3.3 / 1023.0) * ValorS2;
Rs = (3.3 - tensao) * R / tensao;
Rs = Rs / 1000.0;
Forca = a * pow(Rs, b);
forcanormalizada2 = (Forca / normaliza)*100;
ValorS4 = analogRead(5);
tensao = (3.3 / 1023.0) * ValorS4;
Rs = (3.3 - tensao) * R / tensao;
Rs = Rs / 1000.0;
Forca = a * pow(Rs, b);
forcanormalizada4 = (Forca / normaliza)*100;
ValorS6 = analogRead(6);
tensao = (3.3 / 1023.0) * ValorS6;
Rs = (3.3 - tensao) * R / tensao;
Rs = Rs / 1000.0;
//Serial.println(Rs);
Forca = a * pow(Rs, b);
forcanormalizada6 = (Forca / normaliza)*100;
// Condições aplicadas aos botões Média e Flash
if (mostrar == 1) {
    sprintf(menS1, "%0.2f", forcanormalizada1);
    sprintf(menS2, "%0.2f", forcanormalizada2);
    sprintf(menS3, "%0.2f", forcanormalizada3);
    sprintf(menS4, "%0.2f", forcanormalizada4);
    sprintf(menS5, "%0.2f", forcanormalizada5);

```

```
printf(menS6, "%0.2f", forcanormalizada6);
```

```
} else if (mostrar == 2) {  
    total1 = total1 + forcanormalizada1;  
    total2 = total2 + forcanormalizada2;  
    total3 = total3 + forcanormalizada3;  
    total4 = total4 + forcanormalizada4;  
    total5 = total5 + forcanormalizada5;  
    total6 = total6 + forcanormalizada6;  
    average1 = (float)total1 / (float)numLeituras;  
    average2 = (float)total2 / (float)numLeituras;  
    average3 = (float)total3 / (float)numLeituras;  
    average4 = (float)total4 / (float)numLeituras;  
    average5 = (float)total5 / (float)numLeituras;  
    average6 = (float)total6 / (float)numLeituras;  
    printf(menM1, "%0.2f", average1);  
    printf(menM2, "%0.2f", average2);  
    printf(menM3, "%0.2f", average3);  
    printf(menM4, "%0.2f", average4);  
    printf(menM5, "%0.2f", average5);  
    printf(menM6, "%0.2f", average6);  
}
```

```
// Atualização dos valores recebidos no ecrã
```

```
if (SimbleeForMobile.updatable) {  
    printf(menTP, "%i", (millis() - tempoInicial) / 1000);  
    SimbleeForMobile.updateText(ui_tempo, menTP);  
    if (mostrar == 1) {  
        SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor1, menS1);  
        SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor2, menS2);  
        SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor3, menS3);  
        SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor4, menS4);  
        SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor5, menS5);  
    }  
}
```

```

    SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor6, menS6);
}
else if (mostrar == 2) {
    SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor1, menM1);
    SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor2, menM2);
    SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor3, menM3);
    SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor4, menM4);
    SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor5, menM5);
    SimbleeForMobile.updateText(ui_sensor6, menM6);
}
SimbleeForMobile.updateText(ui_plano, menS4);
humidade = SHT2x.GetHumidity();
tempsensor = SHT2x.GetTemperature();
sprintf(menHUM, "%0.2f", humidade);
sprintf(menTPS, "%0.2f", tempsensor);
SimbleeForMobile.updateText(ui_humidade, menHUM);
SimbleeForMobile.updateText(ui_tempsensor, menTPS);
temp = deltaT + Simblee_temperature(CELSIUS);
sprintf(menT, "%0.2f", temp);
SimbleeForMobile.updateText(ui_textotemp, menT);
diferenca = tempsensor - temp;
sprintf(menDIF, "%0.2f", diferenca);
SimbleeForMobile.updateText(ui_dif, menDIF);
}
SimbleeForMobile.process();
}
//Visualização de resultados no smartphone
void ui() {
#define IMAGE1 1
    SimbleeForMobile.beginScreen(WHITE);
    SimbleeForMobile.drawText(40, 18, "Plataforma de avaliação plantar", BLUE);
    SimbleeForMobile.imageSource(IMAGE1, PNG, Foot_png, Foot_png_len);
    SimbleeForMobile.drawImage(IMAGE1, 75, 90);
#define IMAGE2 2

```

```

SimbleeForMobile.imageSource(IMAGE2, PNG, ISEL_png, ISEL_png_len);
SimbleeForMobile.drawImage (IMAGE2, 25, 10);
#define IMAGE3 3
SimbleeForMobile.imageSource(IMAGE3, PNG, logo_pt_cor_png, logo_pt_cor_png_len);
SimbleeForMobile.drawImage (IMAGE3, 255, 10);
SimbleeForMobile.drawRect (170, 110, 10, 10, GREEN); // 1ºSensor do Dedo
SimbleeForMobile.drawRect(115, 170, 10, 10, GREEN); // Sensor 2- 1º metatarso
SimbleeForMobile.drawRect (160, 170, 10, 10, GREEN); // Sensor 3- 5º Metatarso
SimbleeForMobile.drawRect (160, 240, 10, 10, GREEN); // sensor 4-Arco Interno;
SimbleeForMobile.drawRect (115, 240, 10, 10, GREEN); // sensor 5-Istmo;
SimbleeForMobile.drawRect (140, 290, 10, 10, GREEN); // sensor 6-Calcanhar;
ui_sensor1 = SimbleeForMobile.drawText(190, 115, menS1, BLACK);
ui_sensor2 = SimbleeForMobile.drawText(85, 175, menS2, BLACK);
ui_sensor3 = SimbleeForMobile.drawText(175, 175, menS3, BLACK);
ui_sensor4 = SimbleeForMobile.drawText(175, 250, menS4, BLACK);
ui_sensor5 = SimbleeForMobile.drawText(80, 250, menS5, BLACK);
ui_sensor6 = SimbleeForMobile.drawText(120, 310, menS6, BLACK);
ui_plano = SimbleeForMobile.drawText(60, 65, "PÉ PLANO", RED);
SimbleeForMobile.drawText(16, 370, "Tempo de Caminhada(s):", BLACK);
ui_tempo = SimbleeForMobile.drawText(240, 370, "Tempo", BLACK);
SimbleeForMobile.drawText(16, 390, "Temperatura externa (°C):", BLACK);
ui_textotemp = SimbleeForMobile.drawText(220, 390, "Temperature", BLACK);
SimbleeForMobile.drawText(16, 410, "Humidade (%):", BLACK);
ui_humidade = SimbleeForMobile.drawText(180, 410, "humidade", BLACK);
SimbleeForMobile.drawText(16, 430, "Temperatura Interna(°C):", BLACK);
ui_tempsensor = SimbleeForMobile.drawText(230, 430, "tempsensor", BLACK);
SimbleeForMobile.drawText(16, 450, "Dif.Temp (°C):", BLACK);
ui_dif = SimbleeForMobile.drawText(195, 450, "diferenca", BLACK);
botaoinst = SimbleeForMobile.drawButton(135, 500, 100, "Flash");
botaomedias = SimbleeForMobile.drawButton(50, 500, 100, "Medias");
SimbleeForMobile.setEvents(botaoinst, EVENT_PRESS | EVENT_RELEASE);
SimbleeForMobile.setEvents(botaomedias, EVENT_PRESS | EVENT_RELEASE);
SimbleeForMobile.endScreen();
}

```

```

void SimbleeForMobile_onConnect() {}
void ui_event(event_t &event) {
    if (event.id == botaoinst)
    { //Serial.println("Entrei");

        if (event.type == EVENT_PRESS)
        {
            mostrar = 1;
        }
    }
    if (event.id == botao medias)
    {
        if (event.type == EVENT_PRESS)
        {
            mostrar = 2;
            total1=0;
            total2=0;
            total3=0;
            total4=0;
            total5=0;
            total6=0;
            numLeituras=0;
        }
    }
}

```

## 7. Resultados Experimentais

### 7.1 Teste dos Sensores de pressão FSR

Inicialmente de modo a testar a sensibilidade dos sensores de pressão plantar FSR foram realizados testes experimentais de modo a verificar a relação entre a variação da resistência dos sensores com diversos pesos aplicados associados a uma resistência em série de 10 k $\Omega$ , tendo sido realizadas 10 medições como se observa na Tabela 4.



**Tabela 4-** Teste experimental à sensibilidade do sensor FSR

Ensaio de Resistência Rs (kOhm) do sensor FSR																
Peso (kg)	Força (N)	Resistência obtida nas 10 medições efetuadas										média	variância	desvio padrão	valor médio do desvio	valor relativo do desvio
1	9,81	401	337	319	317	314	262	267	264	290	287	305,80	1797,51	42,40	31,80	0,10
2	19,62	319	239	209	223	210	204	203	205	208	210	223,00	1257,33	35,46	22,40	0,10
3	29,43	224	198	150	205	185	162	174	162	169	172	180,10	519,88	22,80	18,32	0,10
4	39,24	143	162	158	189	166	151	155	151	151	160	158,60	158,04	12,57	8,52	0,05
5	49,05	139	144	145	172	147	144	146	137	143	150	146,70	92,90	9,64	5,78	0,04
10	90,81	102	115	123	134	140	110	125	120	132	136	123,70	149,12	12,21	9,70	0,08
15	147,15	98	103	107	104	112	91	110	102	104	114	104,50	46,28	6,80	5,00	0,05
20	196,2	82	84	95	100	99	82	89	88	85	86	89,00	45,11	6,72	5,40	0,06

## 7.2 Resultados obtidos com o protótipo

Ao iniciar a comunicação com o Lilypad Simblee BLE e ao abrir a aplicação *Simblee* é apresentado o nome da aplicação que escolhemos inicialmente no código implementado, neste caso, “Pé-Avaliação”, como se observa na Figura 26.

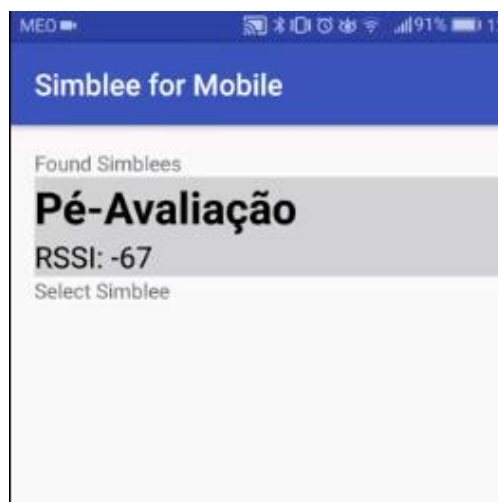


Figura 25 Abertura da aplicação "Pé-Avaliação".

Na abertura da aplicação, observa-se pela ausência de força aplicada, desta forma os sensores de pressão plantar apresentam resultados de 0.00 % na Figura 27, onde se destaca também os valores de temperatura interna (27,87 °C), temperatura externa (26,88°C) e humidade de (58,02 %).



Tempo de Caminhada(s): 125  
Temperatura externa (°C): 26.88  
Humidade (%): 58.02  
Temperatura Interna(°C): 27.87  
Dif.Temp (°C): 0.99

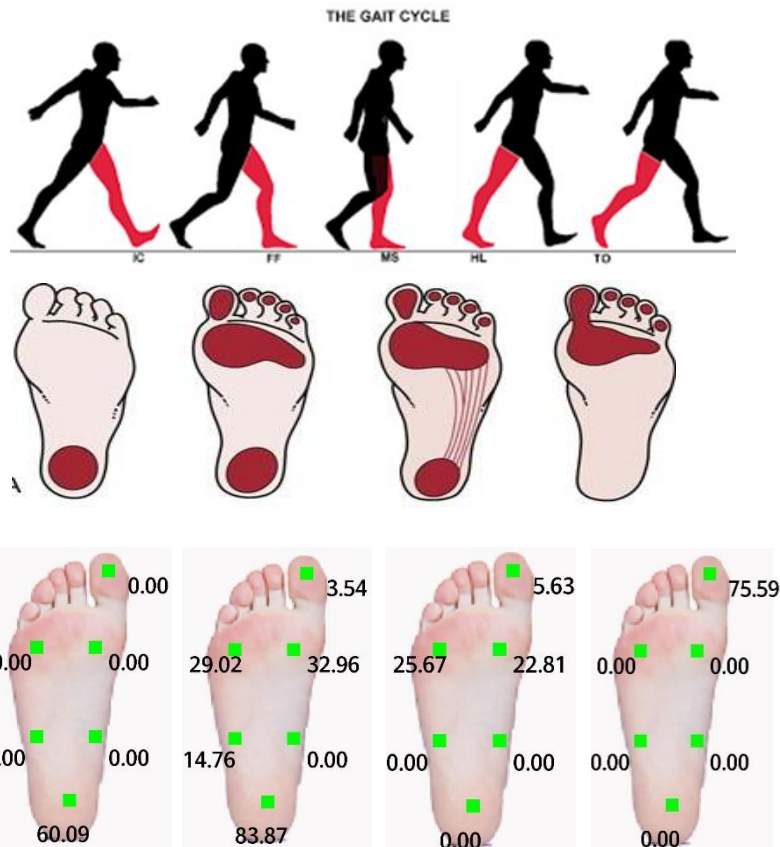
MEDIAS | FLASH



**Figura 26** - Ausência de pressão plantar- Visualização de resultados iniciais.

Na realização da marcha, a Figura 28 apresenta as diferentes pressões obtidas consoante as fases de marcha realizadas: Inicialmente na fase de contacto com o calcanhar a distribuição da pressão plantar é realizada apenas no calcanhar com uma percentagem de força normalizada de 60,09%, na segunda fase existe um apoio do pé unipodal correspondendo à fase média de apoio com distribuição do corpo apenas neste pé, sendo que nesta situação observa-se uma maior percentagem da força aplicada no calcâneo (83,87%), seguida da zona metatársica (32,96% no 1º metatarso e 29,02% no 5º metatarso) e com menor percentagem (além do arco interno que não foi detetado) o hállex com 3,54% da força máxima normalizada; Após esta fase surge a preparação para o impulso do hállex correspondendo assim a uma fase 3 com apoio apenas na zona metatársica e no hállex e por fim o impulso do hállex correspondendo à fase 4 com uma percentagem de 75,59% .

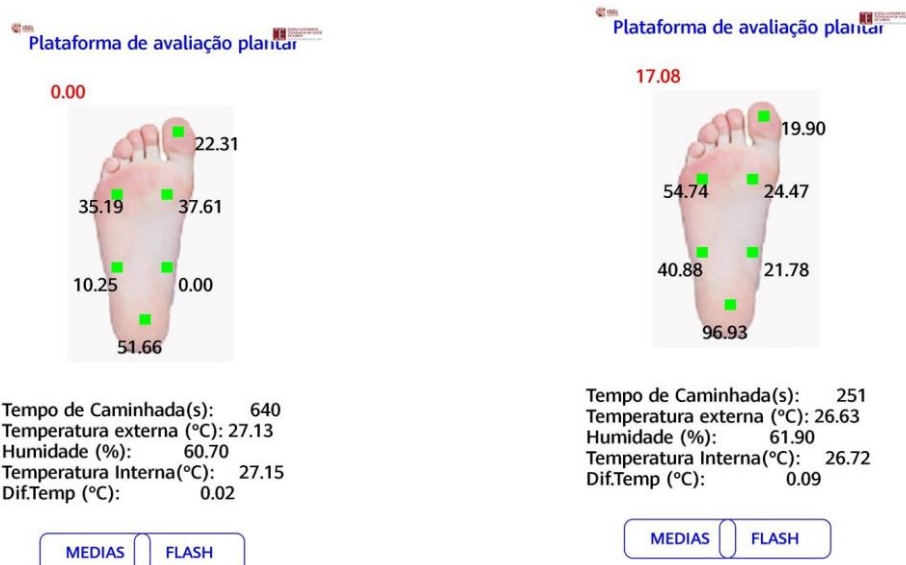
Desta forma, é possível verificar que existe por parte do sistema desenvolvido um acompanhamento das diferentes fases realizadas pelo pé na marcha pelas diferentes deteções dos sensores.



**Figura 27-** Distribuição da pressão plantar ao longo da marcha. Fases de marcha do pé adaptado da Fonte: <https://musculoskeletalkey.com/wp-content/uploads/2016/06/F000146f014-011-9781455709779.jpg>

## 7.2.1 Resultados de presença de pé plano e pé saudável

Outra das possibilidades do sistema desenvolvido era a detecção de pressão plantar no arco interno numa posição ortostática, o que poderia indicar o abatimento do mesmo e desta forma a classificação de um pé pronado, ou seja, pé plano. Nas Figura 29, observa-se a presença de um pé plano cujo sensor 4 é assim detetado e contrasta, portanto, com um pé considerado saudável (Figura 30) pelo não abatimento do arco interno e assim pela ausência de pressão no mesmo sensor.



**Figura 29-** Distribuição da pressão plantar num pé não plano.

**Figura 28-** Distribuição da pressão plantar num pé plano.

### 7.2.2 Médias obtidas da distribuição da pressão plantar- Força normalizada obtida

Na Tabela 5 apresentam-se os resultados da força normalizada para os 7 minutos de marcha do utilizador, onde se conclui uma maior percentagem associada ao calcâneo (51,16%) , seguida da zona metatársica (35,19 no 5º metatarso e 37,61% no 1º metatarso), uma vez que o utilizador não possuía pé plano observa-se também uma média praticamente nula do arco correspondente ao mesmo.

**Tabela 5-** Distribuição das médias de Força normalizada obtida durante uma marcha de 7 minutos.

<i>Sensor</i>	<i>Percentagem de força normalizada para 7 minutos (420 segundos) em %</i>
<i>Hállux</i>	22,31
<i>1º Metatarso</i>	37,61
<i>5º Metatarso</i>	35,19
<i>Istmo</i>	10,25
<i>Arco interno</i>	0,01
<i>Calcâneo</i>	51,16

### 7.2.3 Valores obtidos da temperatura e humidade e consumo energético

Nos valores obtidos com o protótipo em relação à diferença da temperatura interna e externa observa-se uma variação de 1º/ 1,5º durante os 7 minutos de teste experimental, sendo assim uma variação curta que não ultrapassa 2,2ºC, valor este indicador do risco de desenvolvimento de úlceras podológicas.

A humidade relativa medida variou entre os 50-70% nos testes experimentais, sendo um valor médio e não muito elevado o que poderia condicionar a pele do utilizador. O consumo energético do sistema durante os testes experimentais foi de 30 mA/h o que se reflete numa autonomia de 7,5 horas com uma utilização contínua.

### 7.3 Discussão de resultados

Analisando a Tabela 3 e verificando os valores médios de resistência obtidos observa-se pela construção do Gráfico 1 uma linha de tendência caracterizada pela equação  $y = 480,77e^{-0,014x}$ , sendo que o aumento da força aplicada leva a uma diminuição da resistência obtida nos sensores FSR. Em relação ao valor relativo do desvio das resistências observadas a mesma apresenta uma diminuição do seu valor quanto maior for a força aplicada, sendo que na menor força aplicada apresentou um valor relativo do desvio de 0,10 k $\Omega$  e na maior força aplicada um valor de 0,06 k $\Omega$ .

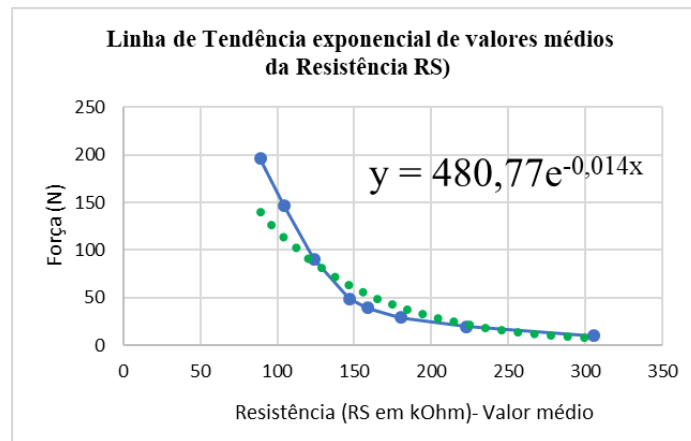


Gráfico 1- Linha de tendência exponencial de valores médios da Resistência RS.

Na análise da linha de tendência de potência dos valores médios da resistência (Gráfico 2) conclui-se uma maior concordância no comportamento descrito pelo sensor pela aplicação da força, sendo que durante os testes experimentais na aplicação da mesma força no mesmo tipo de sensores estes apresentavam sempre valores díspares o que pode comprometer a precisão do sistema na detecção destas pressões, contudo, a equação  $y = 2E+07x^{-2,513}$  apresenta-se como a equação que melhor descreve o sistema desenvolvido para o resultado da resistência do sensor em função da força aplicada.

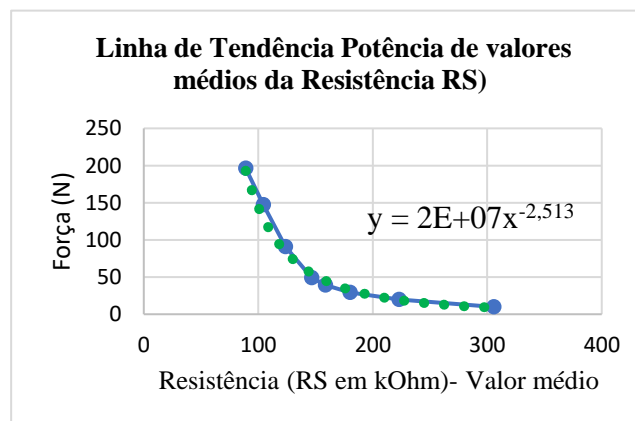


Gráfico 2- Linha de tendência de Potência de valores médios da resistência RS.

Observando os resultados obtidos com o protótipo em valores médios durante a marcha, conclui-se que os mesmos concordam com o enquadramento teórico abordado anteriormente, uma vez que a distribuição plantar ocorre em maior pressão na zona do calcâneo (51,16% da força máxima normalizada) e dos metatarsos (1º metatarso 37,61% e no 5º metatarso 35,19% da força máxima normalizada), como observado durante a marcha.

Quanto à análise da temperatura interna do pé e a sua humidade relativa, para o utilizador não se observou uma variação de temperatura preocupante face aos valores de temperatura externa e em relação à humidade relativa, os mesmos valores variaram apenas entre os 50%-70% , demonstrando assim uma humidade média. Contudo, pela colocação de uma meia e pelo aumento do tempo observou-se o aumento da temperatura interna em 2º/3º o que pode ser também consequência de um efeito da corrente nos componentes por tempo prolongado e que leva assim ao comprometimento dos resultados, como também o sensor de temperatura externa localizado no Lilypad Simblee BLE pode sofrer o mesmo efeito, ou por aquecimento térmico por parte do contacto com o tecido.

Outro ponto de abordagem é o consumo energético e a autonomia do sistema que corresponde a 30 mA/hora e 7,5 horas respetivamente ainda insuficientes para a obtenção de resultados de um dia como o desejado, sendo que desta forma a experiência com uma bateria poderia atingir melhores resultados, além da vantagem de ser recarregável e não descartável como a pilha em botão.

Em relação ao valor económico do sistema demonstrou ser bastante acessível num total de 68 euros o que pode constituir uma vantagem face a outros sistemas mais dispendiosos.

## 8. Conclusões e Perspetivas futuras

### 8.1 Conclusão

O principal objetivo deste projeto consistia em desenvolver um sistema de monitorização da distribuição da pressão plantar, bem como da temperatura e humidade relativa do pé que fosse relevante para os doentes com Diabetes Mellitus em destaque aqueles que possuem um pé diabético com risco de desenvolvimento de úlceras podológicas que fosse facilmente acessível de implementar como meio de monitorização em ambiente clínico e hospital.

Inerente a este objetivo principal, também o desenvolvimento de um sistema que permitisse uma comunicação direta com comunicação BLE com o smartphone ou computador do utilizador e que fosse economicamente acessível face a outras soluções já existentes no mercado o que foi conseguido com destaque à vantagem económica num total de 68 euros.

### 8.2 Perspetivas Futuras

Como trabalho futuro seria interessante desenvolver uma *cloud* para o sistema, que armazenasse a informação dos resultados numa base de dados com a distribuição da pressão plantar em tempo real, bem como das médias dos mesmos de modo a ser possível verificar assim alguma alteração que possa ser indicativa de uma possível úlcera podológica.

Associado a esta iniciativa poderia também ser adicionado uma acelerómetro que fosse indicativo da mobilidade que é realizada pelo paciente ou ainda um atuador que tivesse um carácter informativo sobre a forma de vibração de um pé em risco de desenvolvimento de úlceras e desta forma, os profissionais de saúde monitorizarem se a sua indicação de atividade física estaria a ser realizada, como também do risco do pé do paciente associado.

Outra iniciativa seria por fim o teste do protótipo em pacientes com pé diabético e tornar o protótipo mais prático do ponto de vista físico e confortável para comprometer a marcha do seu utilizador o menos possível.

## 9. Bibliografia

1. Guariguata L, Whiting DR, Hambleton I, Beagley J. Global estimates of diabetes prevalence for 2013 and projections for 2035. *Diabetes Res Clin Pract* [Internet]. 2013;103(2):137–49. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.diabres.2013.11.002>
2. Amin N, Doupis J. Diabetic foot disease: From the evaluation of the “foot at risk” to the novel diabetic ulcer treatment modalities. *World J Diabetes* [Internet]. 2016;7(7):153. Available from: <http://www.wjgnet.com/1948-9358/full/v7/i7/153.htm>
3. Lima DPV. NEUROARTROPATIA DE CHARCOT DO PÉ DIABÉTICO : Identificação , tratamento conservador e prevenção das suas complicações. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa; 2015.
4. Santana P, Loureiro A, Boavida M. of Dying Geografias da Diabetes Mellitus em Portugal : Como as Condições do Contexto Influenciam o Risco de Morrer. *Rev Cient da Ordem dos Médicos*. 2014;27(3):309–17.
5. Leite F. Pé Diabético. Universidade do Porto; 2010.
6. Sanches JT. Pé Diabético: Fisiopatologia, Manifestações e Principais Formas de Diagnóstico e Rastreio [Internet]. Universidade da Beira Interior; 2008. Available from: <https://ubithesis.ubi.pt/bitstream/10400.6/882/1/Tese de mestrado.pdf>
7. Ozougwu JC, Obimba KC, Belonwu, Unakalamba. *Journal of Physiology and Pathophysiology* The pathogenesis and pathophysiology of type 1 and type 2 diabetes mellitus. 2013 [cited 2017 Nov 13];4(4):46–57. Available from: <http://www.academicjournals.org/JPAP>
8. Ângelo T. Diabetes Mellitus e Doença Periodontal [Internet]. Universidade Católica Portuguesa; 2013 [cited 2017 Nov 13]. Available from: <http://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/13566/1/Tese FINAL.pdf>
9. Alexandra D, Alpoim S De. Pancreatite Aguda-Estratificação de risco [Internet]. Universidade da Beira Interior; 2012 [cited 2017 Nov 13]. Available from: <https://ubibliorum.ubi.pt/bitstream/10400.6/1164/1/Dissertação Daniana Condado.pdf>
10. Seeley, R.; Stephens, T. & Tate P. Integration and control system. In: *Anatomy & Physiology*. 8th ed. McGraw-Hill; 2008. p. 609–50.
11. Kleinridders A, Ferris HA, Cai W, Kahn CR. Insulin Action in Brain Regulates Systemic Metabolism and Brain Function. *Diabetes* [Internet]. 2014 Jul 1;63(7):2232–43. Available from: <http://diabetes.diabetesjournals.org/cgi/doi/10.2337/db14-0568>

12. George F. Norma da Direcção- Geral da Saúde. Vol. 2011, Programa Nacional de Prevenção e Controlo da Diabetes. 2011. p. 1–13.
13. Millman JR, Xie C, Van Dervort A, Gürtler M, Pagliuca FW, Melton DA. Generation of stem cell-derived  $\beta$ -cells from patients with type 1 diabetes. *Nat Commun* [Internet]. 2016 May 10 [cited 2017 Nov 13];7(11463):1–9. Available from: <https://www.nature.com/articles/ncomms11463.pdf?platform=hootsuite>
14. Moura A. Diabetes mellitus tipo 2 e medicação antidiabética. Universidade de Lisboa; 2015.
15. Góis C. Estados depressivos em Diabetes tipo 2. Faculdade de Medicina de Lisboa; 2013.
16. Silva C. Diabetes Gestacional VS Hábitos Alimentares. Universidade Fernando Pessoa; 2009.
17. Diabetologia SP de. Diabetes - Factos e Números. 2015. 1-64 p.
18. Diabetologia SP de. Diabetes: Factos e números - O ano de 2015. Lisboa: Letra Solúvel- Publicidade e Marketing Lda; 2016. 1-68 p.
19. Oliveira AF De, De Marchi ACB, Leguisamo CP, Baldo GV WT. Estimativa do custo de tratar o pé diabético, como prevenir e economizar recursos. *Cien Saude Colet*. 2013;
20. Armstrong DG, Lavery LA, Vela SA, Quebedeaux TL, Fleischli JG. Choosing a Practical Screening Instrument to Identify Patients at Risk for Diabetic Foot Ulceration. *Arch Intern Med* [Internet]. 1998;158(3):289. Available from: <http://archinte.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/archinte.158.3.289>
21. Benbakhti AS, Boukhenous S, Zizoua C, Attari M. An instrumented shoe for ambulatory prevention of diabetic foot ulceration. *Proc 2014 4th Int Conf Wirel Mob Commun Healthc*. 2015;43–6.
22. Spijkerman AMW, Dekker JM, Nijpels G, Adriaanse MC, Kostense PJ, Ruwaard D, et al. Microvascular complications at time of diagnosis of type 2 diabetes are similar among diabetic patients detected by targeted screening and patients newly diagnosed in general practice: the hoorn screening study. *Diabetes Care* [Internet]. 2003 Sep 1 [cited 2018 Jan 9];26(9):2604–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12941726>
23. Patrão M. Auto-eficácia em pessoas com diabetes mellitus tipo 2 insulino-tratadas. Universidade de Coimbra; 2011.
24. Cláudia Marina Cruz A. Qualidade de vida e satisfação com o tratamento em diabéticos tipo II [Internet]. Universidade de Coimbra; 2014. Available from: <https://estudogeral.sib.uc.pt/bitstream/10316/27504/1/Tese de Mestrado.pdf>

25. Regufe V. Autogestão no doente diabético : Papel do enfermeiro na promoção da autonomia. Escola Superior de Enfermagem do Porto; 2017.
26. Chawla A, Chawla R, Jaggi S. Microvascular and macrovascular complications in diabetes mellitus: Distinct or continuum? *Indian J Endocrinol Metab* [Internet]. 2016;20(4):546. Available from: <http://www.ijem.in/text.asp?2016/20/4/546/183480>
27. Allen MD, Kimpinski K, Doherty TJ, Rice CL. Decreased muscle endurance associated with diabetic neuropathy may be attributed partially to neuromuscular transmission failure. *J Appl Physiol* [Internet]. 2015 Apr 15;118(8):1014–22. Available from: <http://jap.physiology.org/lookup/doi/10.1152/jappphysiol.00441.2014>
28. Allen MD, Doherty TJ, Rice CL, Kimpinski K. Physiology in Medicine: neuromuscular consequences of diabetic neuropathy. *J Appl Physiol* [Internet]. 2016 Jul 1;121(1):1–6. Available from: <http://jap.physiology.org/lookup/doi/10.1152/jappphysiol.00733.2015>
29. Pina J. Artrologia do Membro Inferior. In: Lidel, editor. *Anatomia Humana da Locomoção*. 5<sup>a</sup>. Lisboa; 2010. p. 128–40.
30. Jorge S. O Uso de Palmilhas de Contato Total e o Impacte nas Alterações Posturais no Trabalho em Ortostatismo. 2013 [cited 2017 Nov 20];1–100. Available from: [http://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/2936/1/O uso de palmilhas de contato total.pdf](http://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/2936/1/O%20uso%20de%20palmilhas%20de%20contato%20total.pdf)
31. Moura B. Projecto e desenvolvimento de estribo para calçado ortopédico. 2011.
32. Jorge SM. O Uso de Palmilhas de Contato Total e o Impacte nas Alterações Posturais no Trabalho em Ortostatismo. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa; 2013.
33. Oliveira C. Efeito dos movimentos de supinação e pronação do pé na actividade electromiográfica do Vasto Medial Oblíquo e do Vasto Lateral durante a realização de três exercícios de extensão do joelho em Cadeia Cinética Aberta em sujeitos com Síndrome Patelofemoral E. Escola Superior de Saúde de Alcoitão; 2015.
34. Moura B. Projeto e desenvolvimento de estribo para calçado ortopédico. Universidade do Minho; 2011.
35. Sousa A, Tavares JMRS. A marcha humana : uma abordagem biomecânica. *ICH*. 2010;1(1):1–9.
36. Aminian K, De Andres E, Rezakhanlou K, Fritsch C, Schutz Y, Depairon M, et al. Motion Analysis in Clinical Practice Using Ambulatory Accelerometry. In: *IJCEM Int J Comput Eng Manag* [Internet]. 2011. p. 1–11. Available from: [http://link.springer.com/10.1007/3-540-49384-0\\_1](http://link.springer.com/10.1007/3-540-49384-0_1)

37. Silva M. Da ideia ao mercado : conceção e produção de ortóteses para o membro inferior. Universidade do Porto; 2014.
38. Soutas-Little RW. Motion Analysis and Biomechanics. *Gait Anal Sci Rehabil* [Internet]. 1998;49–68. Available from: <http://www.rehab.research.va.gov/mono/gait/soutas-little.pdf>
39. Afsaneh Alavi, MD, FRCPC, a, e R. Gary Sibbald, MD, a, b, e Dieter Mayer, MD, c Laurie Goodman, RN, MScN D, Mariam Botros, Dch, e David G. Armstrong, DPM, MD, PhD, f Kevin Woo, RN, PhD, g Thomas Boeni, MD H, Elizabeth A. Ayello, RN, PhD, i and Robert S. Kirsner, MD P. Diabetic foot ulcers Part I. Pathophysiology and prevention.
40. Alavi A, Sibbald RG, Mayer D, Goodman L, Botros M, Armstrong DG, et al. Diabetic foot ulcers. *J Am Acad Dermatol* [Internet]. 2014 Jan;70(1):1.e1-1.e18. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jaad.2013.06.055>
41. Emanuel F, Palorca O, Leite C, Leite FEOPC. Pé Diabético. *Fac Med* [Internet]. 2010;7:48. Available from: <http://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/55570/2/Tese Mestrado P Diabtico.pdf>
42. Sousa AC da S. Pé diabético: Diagnóstico e Tratamento. Universidade do Porto; 2013.
43. Alavi A, Sibbald RG, Mayer D, Goodman L, Botros M, Armstrong DG, et al. Diabetic foot ulcers: Part I. Pathophysiology and prevention. *J Am Acad Dermatol* [Internet]. 2014;70(1):1.e1-1.e18. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jaad.2013.06.055>
44. Gonçalves NP, Vægter CB, Andersen H, Østergaard L, Calcutt NA, Jensen TS. Schwann cell interactions with axons and microvessels in diabetic neuropathy. *Nat Rev Neurol* [Internet]. 2017 Mar 30;13(3):135–47. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/nrneurol.2016.201>
45. Lima DPV. NEUROARTROPATIA DE CHARCOT DO PÉ DIABÉTICO : Identificação , tratamento conservador e prevenção das suas complicações. *Rev Port Diabetes*. 2016;11(2):51–61.
46. Nather A, Keng Lin W, Aziz Z, Hj Ong C, Mc Feng B, B Lin C. Assessment of sensory neuropathy in patients with diabetic foot problems. *Diabet Foot Ankle* [Internet]. 2011 Jan 16;2(1):6367. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3402/dfa.v2i0.6367>
47. Dros J, Wewerinke A, Bindels PJ, Weert HC Van. Accuracy of Monofilament Testing to Diagnose Peripheral Neuropathy : *Ann Fam Med*. 2009;7(6):555–8.
48. Busch K, Chantelau E. Effectiveness of a new brand of stock ‘ diabetic ’ shoes to protect against diabetic foot ulcer relapse . A prospective cohort study. *Diabet Med*. 2003;20:665–9.
49. Ostadabbas S, Saeed A, Nourani M, Pompeo M. Sensor architectural tradeoff for diabetic foot

- ulcer monitoring. In: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [Internet]. IEEE; 2012. p. 6687–90. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6347528/>
50. Cristiani AM, Bertolotti GM, Marenzi E, Ramat S. An Instrumented Insole for Long Term Monitoring Movement, Comfort, and Ergonomics. *IEEE Sens J* [Internet]. 2014 May;14(5):1564–72. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6705598/>
  51. Noor S, Zubair M, Ahmad J. Diabetic foot ulcer—A review on pathophysiology, classification and microbial etiology. *Diabetes Metab Syndr Clin Res Rev* [Internet]. 2015 Jul;9(3):192–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dsx.2015.04.007>
  52. Yazdanpanah L. Literature review on the management of diabetic foot ulcer. *World J Diabetes* [Internet]. 2015;6(1):37. Available from: <http://www.wjgnet.com/1948-9358/full/v6/i1/37.htm>
  53. Everett E, Mathioudakis N. Update on management of diabetic foot ulcers. *Ann N Y Acad Sci* [Internet]. 2018 Jan;1411(1):153–65. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/nyas.13569>
  54. Raposo J. Lesões cutâneas na diabetes mellitus. Universidade de Coimbra; 2016.
  55. Furtado K. Úlceras de Perna – Tratamento baseado na evidência. *Nursing (Lond)* [Internet]. 2003;15:35–42. Available from: <http://sociedadeferidas.pt/documentos/portalegre/Ulcera de Perna-tratamento baseado na evidencia-Katia Furtado.pdf>
  56. Henriques CAA. Viver com Úlcera Crónica nos Membros Inferiores: Análise Qualitativa de Narrações Significativas de Pessoas Idosas [Internet]. 2015. Available from: [http://ria.ua.pt/bitstream/10773/15705/1/Viver com úlcera crónica nos membros inferiores\\_análise qualitativa de narrações significativas de pessoas idosas.pdf](http://ria.ua.pt/bitstream/10773/15705/1/Viver%20com%20%C3%BAlcera%20cr%C3%B3nica%20nos%20membros%20inferiores_%20an%C3%A1lise%20qualitativa%20de%20narra%C3%A7%C3%B5es%20significativas%20de%20pessoas%20idosas.pdf)
  57. Pickwell K, Siersma V, Kars M, Apelqvist J, Bakker K, Edmonds M, et al. Predictors of lower-extremity amputation in patients with an infected diabetic foot ulcer. *Diabetes Care*. 2015;38(5):852–7.
  58. Oliveira AP. André Pereira Oliveira Avaliação e seleção de materiais para ortóteses plantares. Universidade do Minho; 2013.
  59. Foto JG, Birke JA. Evaluation of multidensity orthotic materials used in footwear for patients with diabetes. *Foot Ankle Int*. 1998;19(12):836–41.
  60. Lemmon D, Shiang TY, Hashmi a, Ulbrecht JS, Cavanagh PR. The effect of insoles in therapeutic footwear--a finite element approach. *J Biomech*. 1997;30(97):615–20.
  61. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors* [Internet]. 2012 Jul 23;12(7):9884–912. Available from:

<http://www.mdpi.com/1424-8220/12/7/9884>

62. Serra P. Projecto Sensifeet- Aquisição de valores de pressão plantar com um sensor. Universidade da Beira Interior; 2011.
63. Tábuas CSD. Análise da pressão plantar para fins de diagnóstico [Internet]. Universidade do Porto; 2011. Available from:  
[http://paginas.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MEB\\_TP\\_CTabuas.pdf](http://paginas.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MEB_TP_CTabuas.pdf)
64. Orlin M, McPoil T. Plantar Pressure Assessment. *Phys Ther.* 2000;80(4):399–409.
65. Sousa D, Tavares J. Estudo de Soluções Comerciais para Análise Clínica da Pressão Plantar. Porto; 2006.
66. Stalin M. Development of a Smart Insole System for Real- Time Detection of Temporal Gait Parameters and Related Deviations in Unilateral Lower-Limb Amputees. University of Miami; 2012.
67. Bastos D. Monitorização e diagnóstico automático de cadeias de frio. Universidade de Coimbra; 2016.
68. Xu W, Huang M-C, Amini N, Liu JJ, He L, Sarrafzadeh M. Smart insole. In: Proceedings of the 5th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments - PETRA '12 [Internet]. New York, New York, USA: ACM Press; 2012. p. 1. Available from:  
<http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2413097.2413120>
69. Low JH, Khin PM, Yeow CH. A pressure-redistributing insole using soft sensors and actuators. *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom.* 2015;2015–June(June):2926–30.
70. Sensirion. Datasheet SHT21- Humidity and Temperature sensor IC [Internet]. Vol. 3, Current. 2010. p. 1–12. Available from:  
[http://www.sensirion.com/en/01\\_humidity\\_sensors/05\\_humidity\\_sensor\\_sht21/00\\_humidity\\_sensor\\_sht21.htm](http://www.sensirion.com/en/01_humidity_sensors/05_humidity_sensor_sht21/00_humidity_sensor_sht21.htm)
71. Araújo JCDA. Sistema de aquisição e monitorização de dados para indústria alimentar e laboratorial [Internet]. Instituto Politécnico de Viseu; 2012. Available from:  
<http://repositorio.ipv.pt/handle/10400.19/1633>
72. Digital R. Simblee™ RFD77101 IoT for connecting Everyone and Everything. RF digital. 2015. p. 1–16.
73. Simblee. Getting Started with SimbleeForMobile. Simblee. 2015. p. 1–14.
74. Alfaiate JC. Segurança em Bluetooth para Dispositivos Móveis [Internet]. 2014. Available

from: <http://bdigital.ipg.pt/dspace/bitstream/10314/2078/1/CM - João C Alfaiate.pdf>

75. José D, Afonso A. Bluetooth Low Energy para Monitorização da Postura no Ciclismo. Universidade do Minho; 2014.
76. Albuquerque M. Dislipidemia e sua associação com estresse oxidativo em uma coorte de escolares do Recife – PE. [Internet]. Universidade Federal de Pernambuco,; 2014 [cited 2017 Nov 14]. Available from: <http://repositorio.ufpe.br/bitstream/handle/123456789/13002/TESE Mellina Neyla de Lima.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

10.1 Multiplexer MC14953B datasheet

**MC14051B, MC14052B,  
MC14053B**

**Analog  
Multiplexers/Demultiplexers**

The MC14051B, MC14052B, and MC14053B analog multiplexers are digitally-controlled analog switches. The MC14051B effectively implements an SP8T solid state switch, the MC14052B a DP4T, and the MC14053B a Triple SPDT. All three devices feature low ON impedance and very low OFF leakage current. Control of analog signals up to the complete supply voltage range can be achieved.

**Features**

- Triple Diode Protection on Control Inputs
- Switch Function is Break Before Make
- Supply Voltage Range = 3.0 Vdc to 18 Vdc
- Analog Voltage Range ( $V_{I/O} - V_{CE}$ ) = 3.0 to 18 V  
Note:  $V_{CE}$  must be  $\leq V_{SS}$
- Linearized Transfer Characteristics
- Low-noise – 12 nV/√Hz,  $f \geq 1.0$  kHz Typical
- Pin-for-Pin Replacement for CD4051, CD4052, and CD4053
- For 4PDT Switch, See MC14551B
- For Lower  $R_{ON}$ , Use the HC4051, HC4052, or HC4053 High-Speed CMOS Devices
- NLV Prefix for Automotive and Other Applications Requiring Unique Site and Control Change Requirements; AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- These Devices are Pb-Free and are RoHS Compliant

**MAXIMUM RATINGS** (Voltages Referenced to  $V_{SS}$ )

Symbol	Parameter	Value	Unit
$V_{DD}$	DC Supply Voltage Range (Referenced to $V_{SS}$ , $V_{DD} > V_{SS}$ )	-0.5 to +18.0	V
$V_{IN}$ , $V_{OUT}$	Input or Output Voltage Range (DC or Transient) (Referenced to $V_{DD}$ for Control Inputs and $V_{SS}$ for Switch I/O)	-0.5 to $V_{DD} + 0.5$	V
$I_{IN}$	Input Current (DC or Transient) per Control Pin	+10	mA
$I_{OUT}$	Switch Through Current	$\pm 25$	mA
$P_D$	Power Dissipation per Package (Note 1)	500	mW
$T_A$	Ambient Temperature Range	-55 to +125	°C
$T_{STG}$	Storage Temperature Range	-65 to +150	°C
$T_L$	Lead Temperature (10-Second Soldering)	260	°C

Stresses exceeding those listed in the Maximum Ratings table may damage the device. If any of these limits are exceeded, device functionality should not be assumed, damage may occur and reliability may be affected.

1. Temperature Derating: 'DQW' Packages: -7.0 mW/°C From 65°C To 125°C  
This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation,  $V_{IN}$  and  $V_{OUT}$  should be constrained to the range  $V_{SS} \leq (V_{IN} \text{ or } V_{OUT}) \leq V_{DD}$ .  
Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (e.g., either  $V_{DD}$ ,  $V_{SS}$  or  $V_{DD}$ ). Unused outputs must be left open.

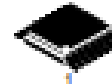


**ON Semiconductor**

<http://www.onsemi.com>



SOIC-16  
D SUFFIX  
CASE 751B



TSSOP-16  
DT SUFFIX  
CASE 948P

**MARKING DIAGRAMS**



SOIC-16



TSSOP-16

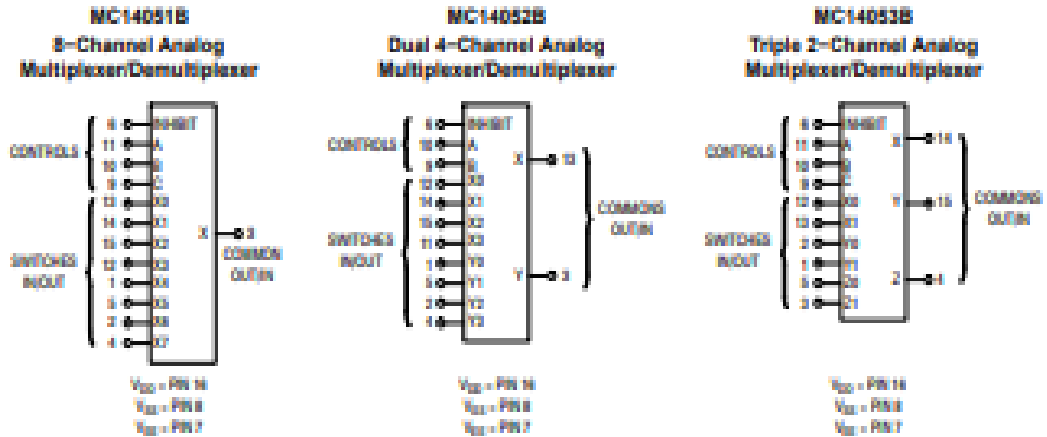
- x = 1, 2, or 3
- A = Assembly Location
- WL, L = Water Lot
- Y = Year
- WW, W = Work Week
- G or \* = Pb-Free Package

(Note: Microdot may be in either location)

**ORDERING INFORMATION**

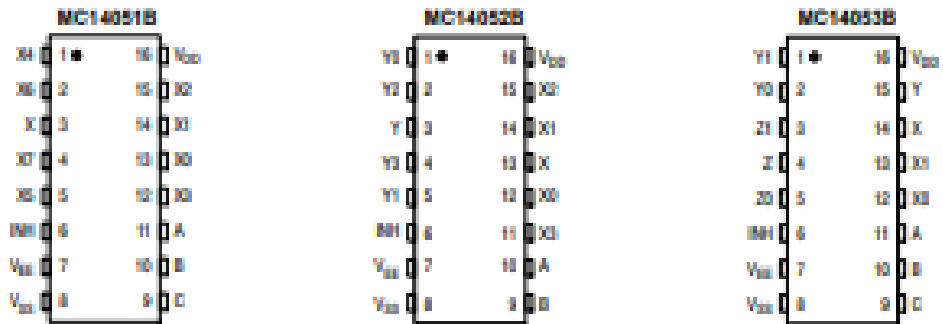
See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 9 of this data sheet.

## MC14051B, MC14052B, MC14053B



Note: Control Inputs referenced to  $V_{DD}$ . Analog Inputs and Outputs reference to  $V_{DD}$ .  $V_{OH}$  must be  $< V_{DD}$ .

### PIN ASSIGNMENT



## MC14051B, MC14052B, MC14053B

### ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	V <sub>DD</sub>	Test Conditions	-55°C		25°C			125°C		Unit
				Min	Max	Min	Typ (Note 2)	Max	Min	Max	

#### SUPPLY REQUIREMENTS (Voltages Referenced to V<sub>DD</sub>)

Power Supply Voltage Range	V <sub>DD</sub>	-	V <sub>DD</sub> - 3.0 ≤ V <sub>DD</sub> ≤ V <sub>DD</sub>	3.0	18	3.0	-	18	3.0	18	V
Quiescent Current Per Package	I <sub>DDQ</sub>	5.0 10 15	Control Inputs: V <sub>IN</sub> = V <sub>DD</sub> or V <sub>DD</sub> Switch I/O: V <sub>DD</sub> = V <sub>DD</sub> = V <sub>DD</sub> and ΔV <sub>switch</sub> = 500 mV (Note 3)	-	5.0 10 20	-	0.005 0.010 0.015	5.0 10 20	-	150 300 600	μA
Total Supply Current (Dynamic Plus Quiescent, Per Package)	I <sub>DD(TOT)</sub>	5.0 10 15	T <sub>A</sub> = 25°C only (The channel component, (V <sub>IN</sub> - V <sub>OUT</sub> )/R <sub>ON</sub> , is not included.)	Typical			(0.07 μA/MHz) f = I <sub>DDQ</sub> (0.20 μA/MHz) f = I <sub>DDQ</sub> (0.38 μA/MHz) f = I <sub>DDQ</sub>				μA

#### CONTROL INPUTS — INHIBIT, A, B, C (Voltages Referenced to V<sub>DD</sub>)

Low-Level Input Voltage	V <sub>IL</sub>	5.0 10 15	R <sub>ON</sub> = per spec, I <sub>IL</sub> = per spec	-	1.5 3.0 4.0	-	2.25 4.50 6.75	1.5 3.0 4.0	-	1.5 3.0 4.0	V
High-Level Input Voltage	V <sub>IH</sub>	5.0 10 15	R <sub>ON</sub> = per spec, I <sub>IH</sub> = per spec	3.5 7.0 11	-	3.5 7.0 11	2.75 5.50 8.25	-	3.5 7.0 11	-	V
Input Leakage Current	I <sub>IL</sub>	15	V <sub>IN</sub> = 0 or V <sub>DD</sub>	-	±0.1	-	±0.00001	±0.1	-	1.0	μA
Input Capacitance	C <sub>IN</sub>	-		-	-	-	5.0	7.5	-	-	pF

#### SWITCHES IN/OUT AND COMMONS OUT/IN — X, Y, Z (Voltages Referenced to V<sub>DD</sub>)

Recommended Peak-to-Peak Voltage In/ or Out of the Switch	V <sub>IO</sub>	-	Channel On or Off	0	V <sub>DD</sub>	0	-	V <sub>DD</sub>	0	V <sub>DD</sub>	V <sub>DD</sub>
Recommended Static or Dynamic Voltage Across the Switch (Note 3) (Figure 5)	ΔV <sub>switch</sub>	-	Channel On	0	600	0	-	600	0	300	mV
Output Offset Voltage	V <sub>OO</sub>	-	V <sub>IN</sub> = 0 V, No Load	-	-	-	10	-	-	-	μV
ON Resistance	R <sub>ON</sub>	5.0 10 15	ΔV <sub>switch</sub> = 500 mV (Note 3) V <sub>IN</sub> = V <sub>IL</sub> or V <sub>IH</sub> (Control), and V <sub>IN</sub> = 0 to V <sub>DD</sub> (Switch)	-	800 400 300	-	250 120 80	1050 500 380	-	1200 520 300	Ω
ΔON Resistance Between Any Two Channels in the Same Package	ΔR <sub>ON</sub>	5.0 10 15		-	70 50 45	-	25 10 10	70 50 45	-	135 95 85	Ω
Off-Channel Leakage Current (Figure 10)	I <sub>OL</sub>	15	V <sub>IN</sub> = V <sub>IL</sub> or V <sub>IH</sub> (Control) Channel to Channel or Any One Channel	-	±100	-	±0.05	±100	-	±1000	nA
Capacitance, Switch I/O	C <sub>IO</sub>	-	Inhibit = V <sub>DD</sub>	-	-	-	10	-	-	-	pF
Capacitance, Common O/I	C <sub>OI</sub>	-	Inhibit = V <sub>DD</sub> (MC14051B) (MC14052B) (MC14053B)	-	-	-	60 32 17	-	-	-	pF
Capacitance, Feedthrough (Channel Off)	C <sub>FO</sub>	-	Pins Not Adjacent Pins Adjacent	-	-	-	0.15 0.47	-	-	-	pF

Product parametric performance is indicated in the Electrical Characteristics for the listed test conditions, unless otherwise noted. Product performance may not be indicated by the Electrical Characteristics if operated under different conditions.

2. Data labeled "Typ" is not to be used for design purposes, but is intended as an indication of the IC's potential performance.

3. For voltage drops across the switch (ΔV<sub>switch</sub>) > 600 mV (> 300 mV at high temperature), excessive V<sub>DD</sub> current may be drawn, i.e. the current out of the switch may contain both V<sub>DD</sub> and switch input components. The reliability of the device will be unaffected unless the Maximum Ratings are exceeded. (See first page of this data sheet.)

<http://onsemi.com>

3

**Figura 30** -Datasheet Multiplexer MC14053BCP. Fonte: (Semiconductor O. MC14053B Analog Multiplexers / Demultiplexers. ON. 2005. p. 1-12.)

## 10.2 Lilypad Simblee BLE- Datasheet

Simblee™RF DIGITAL  
WIRELESS THAT SIMPLY WORKS

### Simblee™ RFD77101

IoT for connecting Everyone and Everything

---

#### Simblee™ Bluetooth® Smart Module RFD77101

---

#### DATASHEET



Only 7mm x 10mm

#### Features

- Bluetooth® Smart Stack built-in
- Fully encapsulated and hermetically sealed
- Long range
- Simblee™ interference immunity
- 3ms latency
- 10µs accuracy (jitter)
- Physical range adjustable from a few inches to hundreds of feet
- Build iPhone and Android apps without Xcode or the Android SDK
- Built in AES encryption engine
- 7mm x 10mm x 2.2mm
- 29 GPIOs (flexible pin configuration)
- <4µA ULP with clock running (run for years on a coin cell)
- 600nA ULP Sleep mode
- 8mA TX @ 0dBm, 12mA TX @ +4dBm
- 10mA RX
- -93dBm receiver sensitivity
- -55dBm to +4dBm TX power
- ARM Cortex M0 processor
- Flash code space available for user application (no need for external controller)
- 6x ADC inputs, 4x PWM outputs, 2x SPI master/slave, 2x I2C, 1 x UART
- Temperature sensor
- Battery/Supply voltage monitoring
- Onchip UART bootloader
- OTA programming (optional)
- Operating Voltage: 1.8 – 3.6V
- Integrated 16 MHz crystal and 32KHz precision crystal
- Integrated antenna
- Integrated shield
- CE, ETSI, IC, FCC Approved
- Easy to pick and place
- Patents Pending

1  
RFD77101 DATASHEET v1.0  
© 2015 RF Digital Corporation PATENTS PENDING 11.7.2015  
[www.simblee.com](http://www.simblee.com)

Figura 31 - Características técnicas Simblee. Fonte: (Digital R. Simblee TM RFD77101 IoT for connecting Everyone and Everything. RF digital. 2015. p. 1–16)