

---

**CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA NA GRÁVIDA DESPORTISTA (2 A 8 MESES). OPTIMIZAÇÃO DE UMA PALMILHA PARA ADAPTAR O CALÇADO “NORMAL” À SITUAÇÃO ESPECÍFICA.**

Dissertação apresentada às provas de Doutoramento no ramo das Ciências do Desporto, nos termos de decreto-lei nº 216/92 de 13 de Outubro, orientada pelo Prof. Doutor José Ferreira da Silva e co-orientada pelo Prof. Doutor João Paulo Vilas-Boas

**Manuel Rubim Silva Santos**

Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física  
Universidade do Porto

Novembro 2005

---

---

---

*À minha esposa Belandina e às nossas filhas Sara e Inês, que sofreram com a minha ausência e falta de apoio, especialmente nos dois últimos anos.*

---

---

---

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho é o resultado de 4 anos em que vários foram os colaboradores e participantes e é chegado o momento de apresentar os meus reconhecidos agradecimentos.

Ao Professor Doutor João Paulo Vilas Boas, Director do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto, que me apoiou muito para além do que a co-orientação poderia implicar. Os seus conselhos e ensinamentos foram fundamentais para a concretização do projecto.

Ao Eng. Pedro Gonçalves, ao Professor Filipe Conceição, ao Professor Leandro Machado e à Mestre Filipa, pela colaboração e amabilidade com que me receberam no Laboratório de Biomecânica da FCDEF da UP.

Às Mestres Alda Marques e Anabela Silva que colaboraram no primeiro trabalho experimental.

À Dr<sup>a</sup>. Maria José Ferreira, Directora da Unidade de Tecnologia dos Materiais do Centro Tecnológico do Calçado (CTC), sem a qual não seria possível uma colaboração tão estreita e frutuosa com os industriais do calçado.

Ao Sr. Antero, proprietário da POLEVA, que possibilitou a construção das palmilhas utilizadas no estudo final.

Ao Sr. José Mário industrial do calçado que, além da total disponibilidade manifestada para colaborar, foi fundamental na ligação com o CTC.

A todas as Obstetras que colaboraram na sensibilização das gestantes para participarem no estudo.

A todas as participantes, grávidas e não grávidas, que voluntariamente participaram neste projecto.

Aos colegas da ESTSP, com particular relevância à Mestre Luísa Nogueira, à Mestre Cristina Melo e à Dr.<sup>a</sup> Sandra Rua pelo apoio e colaboração constantes.

---

Às Direcções da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto que apoiaram a minha participação neste trabalho e facilitaram, tanto quanto lhes foi possível, as condições para a minha ausência.

Ao PRODEP, pela dispensa do Serviço Docente e apoio financeiro.

Em particular ao Professor Doutor Ferreira da Silva, que me incentivou e apoiou desde o início da planificação deste trabalho e me honrou com a aceitação da orientação.

À minha esposa e amiga Belandina, cuja colaboração foi determinante para a concretização deste projecto, nos contactos com os colegas Obstetras e acompanhamento das gestantes durante a aquisição dos dados no estudo final.

---

## ÍNDICE GERAL

<b>RESUMO</b>	<b>XVII</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>XIX</b>
<b>RÉSUMÉ</b>	<b>XXI</b>
<b>CAPITULO 1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>1.1. OBJECTIVOS</b>	<b>3</b>
<b>1.2. ESTRUTURA DO TRABALHO</b>	<b>3</b>
<b>CAPITULO 2. REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>5</b>
<b>2.1. CARACTERIZAÇÃO DAS ALTERAÇÕES FISIOLÓGICAS E ENDÓCRINAS NA GRAVIDEZ</b>	<b>5</b>
<b>2.2. GRAVIDEZ E EXERCÍCIO FÍSICO</b>	<b>7</b>
<b>2.3. ESTUDOS BIOMECÂNICOS APLICADOS</b>	<b>10</b>
2.3.1. <i>Marcha da Grávida</i>	10
2.3.2. <i>Outros Estudos Relevantes</i>	14
2.3.2.1. Pressões Plantares	14
2.3.2.2. Força de Reacção do Solo	17
2.3.3.3. Parâmetros Cinemáticos	19
2.3.3.4. Estudos em Obesos	21
2.3.3.5. Simetria-Assimetria durante a Marcha	22
2.3.3.6. Ortóteses	23
<b>2.4. CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA</b>	<b>25</b>
2.4.1. <i>Conceitos e definições</i>	26
2.4.2. <i>Parâmetros de análise da fase de apoio do CM ao nível do pé</i>	29
2.4.2.1. Força de Reacção do Solo	30
2.4.2.2. Pressão Plantar	33
2.4.2.3. Cinemática Angular	35
<b>CAPITULO 3. ESTUDO EXPERIMENTAL EXPLORATÓRIO</b>	<b>39</b>
<b>3.1. INTRODUÇÃO</b>	<b>39</b>
<b>3.2. OBJECTIVOS</b>	<b>40</b>
<b>3.3. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA</b>	<b>40</b>
<b>3.4. ESTUDO LABORATORIAL</b>	<b>41</b>
3.4.1. <i>Procedimentos</i>	43
3.4.2. <i>Variáveis seleccionadas para o estudo</i>	45
3.4.3. <i>Processamento dos dados</i>	46
3.4.4. <i>Tratamento estatístico</i>	48
<b>3.5. RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>49</b>
3.5.1. <i>Força de Reacção do Solo</i>	50
3.5.2. <i>Pressões Plantares</i>	54
3.5.2.1. Máximos de pressão nas fases de AP, AM e AT, em cada um dos grupos	54
3.5.2.2. Áreas activadas nas fases de AP, AM e AT em cada um dos grupos	55
3.5.2.3. Pressões Médias	56
3.5.2.4. Pressões médias normalizadas ao peso corporal	57
3.5.2.5. Células activadas em cada uma das fases estudadas	59
3.5.3. <i>Análise cinemática com recurso ao registo em vídeo</i>	60
<b>3.6. CONCLUSÕES</b>	<b>62</b>
<b>CAPITULO 4. ESTUDO EXPERIMENTAL FINAL</b>	<b>65</b>
<b>4.1. OBJECTIVOS</b>	<b>65</b>
<b>4.2. MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>65</b>

---

4.2.1. Parâmetros seleccionados	65
4.2.2. Caracterização da amostra	67
4.2.3. Estudo Laboratorial	68
4.2.4. Tratamento Estatístico	75
<b>4.3. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS</b>	<b>77</b>
4.3.1. Simetria - Assimetria	77
4.3.2. Análise comparativa entre o 1º e o 3º trimestres de gravidez	81
4.3.2.1. Componente Médio-Lateral da FRS	82
4.3.2.2. Componente Ântero-Posterior da FRS	83
4.3.2.3. Componente Vertical da FRS	89
4.3.2.4. Análise Cinemática	91
4.3.2.5. Pressões Plantares	92
4.3.2.5.1. Fase de AP, instante em que ocorre $F_{Z1}$ – pé direito	94
4.3.2.5.2. Fase de AM, instante em que ocorre $F_{Zmin}$ – pé direito	95
4.3.2.5.3. Fase de AT, instante em que ocorre $F_{Z2}$ – pé direito	98
4.3.2.5.4. Fase de AP, no instante em que ocorre $F_{Z1}$ – pé esquerdo	100
4.3.2.5.5. Fase de AM, instante em que ocorre $F_{Zmin}$ – pé esquerdo	101
4.3.2.5.6. Fase de AT, instante em que ocorre $F_{Z2}$ – pé esquerdo	104
4.3.3. Efeito da palmilha B nas Pressões Plantares	105
4.3.3.1. Dados relativos ao pé direito	108
4.3.3.1.1. Fase de AP, instante em que ocorre $F_{Z1}$	108
4.3.3.1.2. Fase de AM, instante em que ocorre $F_{Zmin}$	109
4.3.3.1.3. Fase de AT, instante em que ocorre $F_{Z2}$	111
4.3.3.2. Dados relativos ao pé esquerdo	112
4.3.3.2.1. Fase de AP, instante em que ocorre $F_{Z1}$	112
4.3.3.2.2. Fase de AM, instante em que ocorre o $F_{Zmin}$	113
4.3.3.2.3. Fase de AT, instante em que ocorre $F_{Z2}$	116
<b>CAPITULO 5. CONCLUSÕES</b>	<b>119</b>
<b>CAPITULO 6. BIBLIOGRAFIA</b>	<b>123</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>I</b>

---

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. ILUSTRAÇÃO DO CICLO DE MARCHA, COM AS DIFERENTES FASES E EVENTOS (ADAPTADO DE VAUGHAN, 1999).	27
FIGURA 2. DIAGRAMA REPRESENTANDO UM CICLO DE MARCHA, TOMANDO O PÉ ESQUERDO COMO REFERÊNCIA (ADAPTADO DE RICHARDS, 2001).	29
FIGURA 3. DIAGRAMA REPRESENTANDO AS FRS QUE ACTUAM SOBRE O PÉ DURANTE A MARCHA (ADAPTADO DE RICHARDS, 2001).	30
FIGURA 4. REPRESENTAÇÃO DAS FASES DE AP, AM E AT E DOS GRÁFICOS DAS COMPONENTES DA FRS, PARA O PÉ DIREITO (LINHA SÓLIDA) E PÉ ESQUERDO (LINHA A TRACEJADO) (ADAPTADO DE WHITTLE, 1996).	31
FIGURA 5. (A) REPRESENTAÇÃO DO TRAJECTO DO CENTRO DE PRESSÃO, NO DECORRER DE UM APOIO (ADAPTADO DE BLANC, 1983). (B) MÁXIMOS DE PRESSÃO EM TODOS OS SENSORES DURANTE A FASE DE APOIO PARA CADA UM DOS PÉS (ADAPTADO DE HESSERT, 2005)	34
FIGURA 6. IMAGEM FORNECIDA PELO SISTEMA PEDAR, DURANTE UMA AQUISIÇÃO (ADAPTADO DE SANTOS ET AL., 2005).	35
FIGURA 7. REPRESENTAÇÃO DOS MOVIMENTOS DE SUPINAÇÃO E PRONAÇÃO DO PÉ.	36
FIGURA 8. DIAGRAMA REPRESENTANDO A VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO TORNOZELO AO LONGO DE UM CICLO DE MARCHA (ADAPTADO DE RICHARDS, 2001).	37
FIGURA 9. GRÁFICO RELATIVO À MEDIDA DO ÂNGULO DO CALCÂNEO EM RELAÇÃO À TÍBIA (MOVIMENTO EM RELAÇÃO A UM EIXO ÂNTERO-POSTERIOR), DURANTE A FASE DE APOIO (ADAPTADO DE CORNWALL, 2002).	37
FIGURA 10. IMAGEM RELATIVA A UMA RECOLHA DE DADOS.	41
FIGURA 11. ESQUEMA DAS PALMILHAS E REPRESENTAÇÃO DAS DIFERENTES REGIÕES EM QUE FOI DIVIDIDA.	47
FIGURA 12. VALORES DOS MÁXIMOS DA FORÇA ÂNTERO-POSTERIOR ( $F_V$ ) NORMALIZADOS AO PESO CORPORAL, REFERENTES AOS PÉS DIREITO E ESQUERDO, NOS DOIS GRUPOS.	53
FIGURA 13. VALORES DAS PRESSÕES MÉDIAS, RELATIVAS AO PÉ DIREITO, EM CADA UMA DAS LINHAS SELECIONADAS, NA FASE DE ACOMODAÇÃO DO PESO (AP), PARA OS DOIS GRUPOS.	56
FIGURA 14. VALORES DAS PRESSÕES MÉDIAS, RELATIVAS AO PÉ ESQUERDO, EM CADA UMA DAS LINHAS SELECIONADAS, NA FASE DE ACOMODAÇÃO DO PESO (AP), PARA OS DOIS GRUPOS.	57
FIGURA 15. REPRESENTAÇÃO DO NÚMERO DE CÉLULAS ACTIVADAS, NAS FASES E LINHAS, EM QUE EXISTEM DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS DO PONTO DE VISTA ESTATÍSTICO (“_D” E “_E”, CORRESPONDEM AO PÉ DIREITO E ESQUERDO RESPECTIVAMENTE).	60
FIGURA 16. GRÁFICO RELATIVO À VARIAÇÃO ANGULAR DO CALCANHAR EM RELAÇÃO À PERNA NO PLANO FRONTAL (SUPINAÇÃO (+), PRONAÇÃO(-)) – GRUPO DAS NÃO GRÁVIDAS.	61
FIGURA 17. GRÁFICO RELATIVO À VARIAÇÃO ANGULAR DO CALCANHAR EM RELAÇÃO À PERNA NO PLANO FRONTAL (SUPINAÇÃO (+), PRONAÇÃO (-)) – GRUPO DAS GRÁVIDAS.	62
FIGURA 18. ESQUEMA RELATIVO À DIVISÃO DAS PALMILHAS ADOPTADA NESTE ESTUDO.	70
FIGURA 19: PALMILHAS UTILIZADAS NO ESTUDO: A - PALMILHA NORMAL, B - PALMILHA ALTERADA.	72
FIGURA 20. IMAGEM RELATIVA A UM ENSAIO, PÉ DIREITO (3º TRIMESTRE).	73
FIGURA 22. ESQUEMA RELATIVO À DEFINIÇÃO DOS ÂNGULOS DA PERNA, DO PÉ E DO TORNOZELO (ADAPTADO DE WINTER, 1991).	74
FIGURA 23. GRÁFICO RELATIVO AO DESLOCAMENTO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO NO 1º TRIMESTRE - PÉ DIREITO.	87
FIGURA 24. GRÁFICO RELATIVO AO DESLOCAMENTO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO NO 3º TRIMESTRE - PÉ DIREITO.	87
FIGURA 25. GRÁFICO RELATIVO AO DESLOCAMENTO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO, DA PERNA E DO PÉ, NO 1º E 3º TRIMESTRES - PÉ DIREITO.	92
FIGURA 26. HISTOGRAMAS RELATIVOS ÀS MÉDIAS DOS VALORES MÁXIMOS E MÉDIOS DA PRESSÃO PLANTAR NAS REGIÕES 6, 7 E 8 E AO NÚMERO DE CÉLULAS ACTIVADAS NESSAS REGIÕES, DURANTE A FASE DE AT, NAS TRÊS SITUAÇÕES ESTUDADAS, 1º TRIM., 3º TRIM. E 3º TRIM. B.	107

---

---

---

## ÍNDICE QUADROS

QUADRO 1. TERMOS, DEFINIÇÕES ESPECÍFICAS E ABREVIATURAS ESPECÍFICAS DA MARCHA (WINTER, 1991).	27
QUADRO 2. DESCRIÇÃO DAS SUBDIVISÕES DO CM (ADAPTADO DE COSTA, 2000).	28
QUADRO 3. DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS SELECIONADAS NESTE ESTUDO E RESPECTIVOS SÍMBOLOS.	45
QUADRO 4. VALORES MÉDIOS ( $\bar{M}$ ) E RESPECTIVOS DESVIOS-PADRÃO (DP), DOS TEMPOS DE APOIO, DOS MÁXIMOS E MÍNIMOS DA COMPONENTE VERTICAL DA FORÇA DE REACÇÃO DO SOLO E DOS IMPULSOS ASSOCIADOS A $F_{z1}$ E $F_{z2}$ , PARA OS PÉS DIREITO E ESQUERDO. AUMENTO/DIMINUIÇÃO PERCENTUAL ENTRE OS DOIS GRUPOS.	50
QUADRO 5. VALORES MÉDIOS NORMALIZADOS (PERCENTUAIS) E RESPECTIVOS DESVIO-PADRÃO, DOS MÁXIMOS E MÍNIMOS DA COMPONENTE VERTICAL DA FRS, DAS TAXAS DE CRESCIMENTO DE $F_{z1}$ E $F_{z2}$ , DOS MÁXIMO E MÍNIMO DA COMPONENTE ÂNTERO-POSTERIOR ( $F_y$ ) E RESPECTIVOS TEMPOS, DO IMPULSO ASSOCIADO A $F_{y2}$ , DO TEMPO PARA A FORÇA $F_y$ SE ANULAR E DOS VALORES MÁXIMO E MÍNIMO DA FORÇA $F_x$ , PARA OS PÉS DIREITO E ESQUERDO. AUMENTO/DIMINUIÇÃO PERCENTUAL ENTRE OS DOIS GRUPOS.	54
QUADRO 6. VALORES DOS MÁXIMOS DE PRESSÃO E RESPECTIVOS DESVIOS PADRÃO, PARA AS FASES DE ACOMODAÇÃO DO PESO (AP), DE APOIO MÉDIO (AM) E APOIO TERMINAL (AT), NOS DOIS GRUPOS.	55
QUADRO 7. VALORES DAS ÁREAS MÁXIMAS SOLICITADAS E RESPECTIVOS DESVIOS PADRÃO, EM CADA UMA DAS FASES DO APOIO ESTUDADAS (AP, AM E AT DIZEM RESPEITO ÀS ÁREAS RELATIVAS À FASE DE ACOMODAÇÃO DO PESO, DE APOIO MÉDIO E DE APOIO TERMINAL RESPECTIVAMENTE).	55
QUADRO 8. VALORES RELATIVOS ÀS PRESSÕES MÉDIAS, NORMALIZADAS AO PESO CORPORAL, PARA O PÉ DIREITO.	58
QUADRO 9. VALORES RELATIVOS ÀS PRESSÕES MÉDIAS, NORMALIZADAS AO PESO CORPORAL, PARA O PÉ ESQUERDO.	59
QUADRO 10. VALORES MÉDIOS, RELATIVOS AO TEMPO (NORMALIZADO AO TEMPO DE APOIO) PASSADO EM PRONAÇÃO E AO VALOR ABSOLUTO DO ÂNGULO DE PRONAÇÃO MÁXIMO.	61
QUADRO 11. DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS DINÂMICAS E CINEMÁTICAS SELECIONADAS PARA O ESTUDO.	66
QUADRO 12. CORRESPONDÊNCIA ENTRE AS DIFERENTES REGIÕES DO PÉ E O NÚMERO DE SENSORES E RESPECTIVA PERCENTAGEM NA PALMILHA.	71
QUADRO 13. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS PARÂMETROS (NORMALIZADOS) ASSOCIADOS À FRS PARA A AMOSTRA NO PRIMEIRO TRIMESTRE DE GRAVIDEZ, RELATIVOS AO PÉ DIREITO ( $\bar{D}$ ) E PÉ ESQUERDO ( $\bar{E}$ ). ÍNDICE DE SIMETRIA (SI).	78
QUADRO 14. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS PARÂMETROS (NORMALIZADOS) ASSOCIADOS À FRS, PARA A AMOSTRA NO TERCEIRO TRIMESTRE DE GRAVIDEZ, RELATIVOS AO PÉ DIREITO E PÉ ESQUERDO. ÍNDICE DE SIMETRIA (SI).	80
QUADRO 15. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS PESOS RELATIVOS AO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	81
QUADRO 16. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DE $F_{xMÁX}$ E RESPECTIVOS RMS (NORMALIZADOS AO PESO CORPORAL), PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	83
QUADRO 17. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DE $F_{xMÁX}$ E RESPECTIVOS RMS (NORMALIZADOS AO PESO CORPORAL), PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ ESQUERDO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	83
QUADRO 18. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DE $F_y$ , RESPECTIVOS TEMPOS E IMPULSOS (NORMALIZADOS), PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	84
QUADRO 19. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DE $F_y$ , RESPECTIVOS TEMPOS E IMPULSOS (NORMALIZADOS), PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ ESQUERDO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	85
QUADRO 20. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DE TAD E TAs (NORMALIZADOS AO TA), PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO.	86

---

QUADRO 21. COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO DE PEARSON ENTRE O TAD E O TAS (NORMALIZADOS AO TA), NO 3º TRIMESTRE DE GRAVIDEZ.	86
QUADRO 22. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DO PASSO, PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	86
QUADRO 23. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DA VELOCIDADE NO CONTACTO INICIAL, DOS ÂNGULOS DA PERNA, DO PÉ E DO TORNOZELO, PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO.	88
QUADRO 24. COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO DE PEARSON ENTRE O TEMPO DE APOIO (TA) E O PESO (P), NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ.	88
QUADRO 25. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DA COMPONENTE $F_z$ DA FRS, RESPECTIVOS TEMPOS E IMPULSOS (NORMALIZADOS), PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO. PERCENTAGEM ENTRE OS VALORES RELATIVOS A CADA UM DOS TRIMESTRES.	89
QUADRO 26. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DA COMPONENTE $F_z$ DA FRS E RESPECTIVOS TEMPOS E IMPULSOS (NORMALIZADOS), PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ ESQUERDO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	90
QUADRO 27. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD), DOS VALORES DA VELOCIDADE E ÂNGULOS NO IC E TO, PARA A AMOSTRA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	91
QUADRO 28. COEFICIENTES DE VARIAÇÃO ASSOCIADOS ÀS POSIÇÕES ANGULARES DO PÉ E DA PERNA, NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO.	92
QUADRO 29. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES MÁXIMOS DE PRESSÃO ( $P_{MÁX}$ ) E DE ÁREA ( $A_{MÁX}$ ) SOLICITADA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ DIREITO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	93
QUADRO 30. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD), DOS VALORES MÁXIMOS DE PRESSÃO ( $P_{MÁX}$ ) E DE ÁREA ( $A_{MÁX}$ ) SOLICITADA NO 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ – PÉ ESQUERDO. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	94
QUADRO 31. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD), DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AP- PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	95
QUADRO 32. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD), DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AP - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ.	95
QUADRO 33. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD), DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	96
QUADRO 34. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS (CEL) ACTIVADAS NAS ZONAS 4 E 5 DO MÉDIO PÉ (MÉDPÉ) DURANTE A FASE DE AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	96
QUADRO 35. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD), DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 6, 7 E 8, DOS METATARSOS (META), DURANTE A FASE DE AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	97
QUADRO 36. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 9 E 10 DO ANTE PÉ DURANTE A FASE DE	

---

---

AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	97
QUADRO 37. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS (CEL) ACTIVADAS NAS ZONAS 1 E 3 NO CALCÂNEO, DURANTE A FASE DE AM – PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ.	98
QUADRO 38. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS (CEL) ACTIVADAS NAS ZONAS 6, 7 E 8 DOS METATARSOS (META) DURANTE A FASE DE AT - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	99
QUADRO 39. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS (CEL) ACTIVADAS NAS ZONAS 9 E 10 DO ANTEPÉ DURANTE A FASE DE AT - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	99
QUADRO 40. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS (CEL) ACTIVADAS NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AP- PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	100
QUADRO 41. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS (CEL) ACTIVADAS NAS ZONAS 1 E 3 DO CALCÂNEO, DURANTE A FASE DE AP – PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ.	101
QUADRO 42. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS (CEL) ACTIVADAS NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	102
QUADRO 43. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD), E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 4, E 5 DO MÉDIO PÉ (MÉDPÉ), DURANTE A FASE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	102
QUADRO 44. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 6, 7, E 8 DOS METATARSOS (META), DURANTE A FASE DE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	103
QUADRO 45. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS (SD) PADRÃO DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 9 E 10 DURANTE A FASE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. PERCENTAGEM ENTRE OS VALORES RELATIVOS A CADA UM DOS TRIMESTRES.	103
QUADRO 46. MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1 E 3 DO CALCÂNEO, DURANTE A FASE DE AP PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ.	104
QUADRO 47. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 6, 7 E 8 DOS METATARSOS (META) DURANTE A FASE AT - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	105
QUADRO 48. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 9 E 10 DURANTE A FASE AT - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ. RAZÃO PERCENTUAL ENTRE OS VALORES RELATIVOS AO 3º E 1º TRIMESTRES.	105
QUADRO 49. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX), MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AP - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B).	108

---

- 
- QUADRO 50. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL) DURANTE A FASE DE AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 109
- QUADRO 51. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E RESPECTIVOS DESVIOS (SD) PADRÃO DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 4 E 5 DO MEDIOPÉ (MÉDPÉ) DURANTE A FASE DE AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 110
- QUADRO 52. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E RESPECTIVOS DESVIOS (SD) PADRÃO DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 6, 7 E 8 DURANTE A FASE DE AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 110
- QUADRO 53. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 9 E 10 DURANTE A FASE DE AM - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 111
- QUADRO 54. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 6, 7 E 8 DOS METATARSOS (META) DURANTE A FASE DE AT - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 111
- QUADRO 55. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 9 E 10 DURANTE A FASE DE AT - PÉ DIREITO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 112
- QUADRO 56. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AP - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 113
- QUADRO 57. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD), DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 1, 2 E 3 DO CALCÂNEO (CAL), DURANTE A FASE DE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 114
- QUADRO 58. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 4, E 5 DO MEDIOPÉ (MÉDPÉ), DURANTE A FASE DE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 114
- QUADRO 59. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 6, 7, E 8 DOS METATARSOS (META) DURANTE A FASE DE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 115
- QUADRO 60. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 9 E 10 DURANTE A FASE DE AM - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 115
- QUADRO 61. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 6, 7 E 8 DOS METATARSOS (META) DURANTE A FASE DE AT - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE GRAVIDEZ (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 116
- QUADRO 62. MÉDIAS ( $\bar{X}$ ) E DESVIOS PADRÃO (SD) DOS VALORES DAS PRESSÕES MÁXIMAS (P MÁX) MÉDIAS (P MÉD) E CÉLULAS ACTIVADAS (CEL) NAS ZONAS 9 E 10 DURANTE A FASE DE AT - PÉ ESQUERDO PARA O 1º E 3º TRIMESTRES DE (PALMILHA SIMPLES E PALMILHA ALTERADA B). 117
-

---

## ÍNDICE EQUAÇÕES

EQUAÇÃO 1: ÍNDICE DE SIMETRIA SI.	48
EQUAÇÃO 2: VELOCIDADE NO IC ( $V_{-IC}$ ).	74
EQUAÇÃO 3: VELOCIDADE NO TO ( $V_{-TO}$ ).	75
EQUAÇÃO 4: COEFICIENTE DE VARIAÇÃO.	76

---

---

## RESUMO

A bibliografia revista incidiu sobre a caracterização das alterações provocadas pela gravidez, a importância do exercício físico para promover a melhoria da qualidade de vida da gestante e do feto e sobre a caracterização da marcha humana e da gestante em particular. O tema das ortóteses, nomeadamente as palmilhas, foi também abordado nesta revisão.

Esta revisão permitiu concluir que as muitas adaptações que o corpo da mulher sofre até ao parto têm implicações no seu dia a dia e que o exercício, desde que devidamente salvaguardadas as situações onde há contra-indicações, é um factor promotor de saúde e de bem-estar para a mãe e para o feto. Caminhar e os exercícios na água são os mais aconselhados para a generalidade das gestantes e também os mais praticados.

A pouca bibliografia encontrada sobre a marcha das gestantes e as contradições nela existentes, funcionaram como indícios da necessidade de estudos que possam clarificar as alterações no padrão da marcha, desta população em particular.

O objectivo deste estudo foi caracterizar a marcha da gestante no 1º e 3º trimestres de gravidez e estudar o efeito de uma palmilha na redução dos máximos de pressão nesta fase e no aumento do conforto da mulher grávida. Foram realizados dois trabalhos experimentais, para avaliar diferentes parâmetros característicos da análise da marcha. O primeiro com carácter exploratório, com uma amostra constituída por 10 gestantes do 3º trimestre e um grupo de controlo constituído por 10 não grávidas. O segundo trabalho, envolvendo 26 gestantes em duas fases da gravidez, no 1º e 3º trimestres.

Deste estudo pode concluir-se que, a grávida do 3º trimestre apresenta alterações em vários dos parâmetros usados normalmente para caracterizar a marcha: dificuldade na fase de travagem, observada no 3º trimestre de gravidez, traduzida num valor mais elevado da componente ântero-posterior da FRS ( $p < 0,05$  – pé direito) e respectivos tempos e no maior impulso desta componente ( $p < 0,05$ ); maior facilidade na fase de *push off*, traduzida num menor valor da componente ântero-posterior da FRS e respectivo impulso ( $p < 0,05$ ) e, num menor valor da sua componente vertical ( $p < 0,01$ ); maior dificuldade em manter o equilíbrio durante a fase de apoio, principalmente ao nível do pé direito, onde apresenta uma maior variabilidade da componente médio-lateral ( $p < 0,01$ ). O aumento do tempo em apoio duplo e a diminuição em apoio simples ( $p < 0,05$ ) bem como o aumento do ângulo do pé no contacto inicial ( $p < 0,05$ ) relacionam-se com estratégias para manter o equilíbrio. Conclui-se ainda que há um aumento dos valores das pressões máximas e médias, especialmente no calcâneo, durante o último trimestre de gravidez. O uso da palmilha anatómica termoconformada (palmilha B), permite reduzir globalmente os picos de pressão no retropé, nas diferentes fases do apoio estudadas.

GRAVIDEZ, MARCHA, EXERCÍCIO, PRESSÃO, PALMILHAS.

---

---

## ABSTRACT

The reviewed bibliography refers to the characterization of the changes provoked by pregnancy, the importance of physical exercise to improve quality of life of the pregnant and the foetus and the characterization of human walking, particularly that of the pregnant; issue of orthoses, especially insoles, was dealt in this review too.

Specialized literature suggests that: (i) the many adaptations the female body undergoes until parturition, have implications in her daily routine; (ii) exercise, unless situations where there are counter-indications, promotes health and wellbeing to the mother and the foetus; (iii) walking and exercises in water are the most advised to pregnant women in general and also the most practiced and (iv) further research is required to clarify the alterations in the walking pattern of this population, in particular.

The objective of the present study was to characterize the pregnant's walking on the 1<sup>st</sup> and 3<sup>rd</sup> trimesters of pregnancy and to study the effect of the insole in reducing the maximum pressure in this phase and in the improving in comfort of the pregnant women.

Two experimental series of works were realized, to find the different characteristic parameters of walking analysis. The first, with exploratory character, with a sample of ten pregnant women in the 3<sup>rd</sup> trimester and a control group of ten non-pregnant women. In The second series has involved 26 pregnant women in two stages of pregnancy on the 1<sup>st</sup> and 3<sup>rd</sup> trimesters.

We may conclude that the 3<sup>rd</sup> trimester of pregnancy shows alterations in several parameters used normally to characterize walking: difficulty in slowing down observed in the 3<sup>rd</sup> trimester of pregnancy expressed in a higher value of the antero-posterior component of GRF ( $p < 0,05$  – right foot) and the respective times and bigger impulse of this component ( $p < 0,05$ ); higher facility in the push off phase, expressed in a lower value off the antero-posterior component of the GRF and the respective impulse ( $p < 0,05$ ) and in a lower value of its vertical component ( $p < 0,01$ ); higher difficulty to maintain the equilibrium during the stance phase, mainly at the level of the right foot, where there is a bigger variability of the medium-lateral component ( $p < 0,01$ ). The increase of time in the double support and the decrease in single support ( $p < 0,05$ ) as well as the increase of the foot angle in the initial contact ( $p < 0,05$ ) are related to strategies to maintain the equilibrium. It is concluded that there is an increase of the maximum and medium pressure values, especially in the hindfoot during the last trimester of pregnancy. The use of the anatomical thermo formatated insole (insole B) allows to reduce globally the peak pressures in the hindfoot, in the different studied phases of support.

PREGNANCY, WALKING, EXERCISE, INSOLES

---

---

---

## RÉSUMÉ

La bibliographie passée en revue s'est faite sur la caractérisation des changements provoqués par la grossesse, l'importance de l'exercice physique pour favoriser l'amélioration de la qualité de vie de la gestante et l'embryon et sur la caractérisation de la marche de l'être humain et de la gestante en particulier. Le sujet des prothèses, personnellement des semelles, a été également revu dans cette révision.

Cette révision a permis de conclure que les nombreuses adaptations que le corps de la femme souffre jusqu'à l'accouchement ont des implications dans son jour à jour et que l'exercice, exceptés les cas de contre indications, est un facteur promotionnel de santé et bien-être pour la mère et pour l'embryon. La marche et les exercices dans l'eau sont les plus recommandés pour la généralité des gestantes et également les plus pratiqués.

La peu bibliographie trouvée sur la marche des gestantes et les contradictions y trouvées, ont fonctionné comme un signe de la nécessité d'études qui peuvent clarifier les changements du niveau de la marche, de cette population en particulier.

L'objectif de cette étude a été de caractériser la marche de la gestante du 1<sup>o</sup> et 3<sup>o</sup> trimestres de la grossesse et d'étudier l'effet d'une semelle pour la réduction des maximum de pression dans cette phase et la amélioration du confort de femme enceinte.

Deux travaux expérimentaux ont été réalisés, pour évaluer différents paramètres caractéristiques de l'analyse de la marche. Le premier de caractère exploratoire, avec une population composée par 10 femmes enceintes du 3<sup>o</sup> trimestre et un groupe de contrôle composé par 10 non enceintes. Le deuxième travail, contenant 26 femmes enceintes en deux phases de la grossesse, du 1<sup>o</sup> et 3<sup>o</sup> trimestres.

De cette étude il peut se conclure que, la femme enceinte du 3<sup>o</sup> trimestre a des changements en plusieurs des paramètres utilisés normalement pour caractériser la marche: difficulté dans la phase de freinage, observé dans le 3<sup>o</sup> trimestre de grossesse, traduit par une valeur surtout augmentée du composant antéropostérieur des forces d'attaque du pied au sol ( $p < 0,05$  - pied droit) et périodes respectives et dans la meilleure impulsion de ce composant ( $p < 0,05$ ); une meilleure facilité dans la phase de *push off*, traduit par une valeur plus inférieure du composant antéropostérieur des forces d'attaque du pied au sol et impulsion respective ( $p < 0,05$ ) et, une valeur inférieure de son composant vertical ( $p < 0,01$ ); une meilleure difficulté en maintenant l'équilibre pendant la phase d'appui, principalement au niveau du pied droit, qui présente une grande variabilité du composant milieu-latéral ( $p < 0,01$ ). L'augmentation du temps d'appui double et la réduction de l'appui simple ( $p < 0,05$ ) aussi bien que l'augmentation de l'angle du pied dans le contact initial ( $p < 0,05$ ) se rapportent aux stratégies pour maintenir l'équilibre. On peut conclure aussi qu'il y a une augmentation des valeurs des pressions maximums et moyennes, particulièrement dans le talon pendant le dernier trimestre de grossesse. L'utilisation de la semelle anatomique thermoconformée (semelle B), permet de réduire globalement, les pics de pression, à l'arrière du pied, pendant les différentes phases d'appui étudiées.

GROSSESSE, MARCHE, EXERCICE, PRESSION, SEMELLES

---

---

## LISTA DE ABREVIATURAS

---

Abreviatura	Descrição
$\% \theta_{\text{posi.}}$	% do tempo em que o ângulo entre calcâneo e perna é positivo (pronação).
AM	Fase de apoio médio.
$A_{\text{máx}}$	Área máxima activada nas palmilhas
AP	Fase de acomodação do peso
AT	Fase de apoio terminal
CAL	Calcâneo
Cel	Células activadas nas palmilhas
CP	Comprimento do passo
FRS	Força de reacção do solo
$F_X$	Componente médio-lateral da FRS
$F_{X\text{máx}}$	Valor do máximo de $F_X$
$F_{X\text{min}}$	Força médio-lateral mínima
$F_Y$	Componente ântero-posterior da FRS
$F_{Y1}$	Componente ântero-posterior máxima no sentido posterior
$F_{Y2}$	Componente ântero-posterior máxima no sentido anterior
$F_Z$	Componente vertical da FRS
$F_{Z1}$	Valor do primeiro pico de $F_Z$
$F_{Z2}$	Valor do segundo pico de $F_Z$
$F_{Z\text{méd}}$	Valor médio da componente vertical da FRS
$F_{Z\text{min}}$	Valor do mínimo entre $F_{Z1}$ e $F_{Z2}$
IC	Contacto inicial num ciclo de marcha
$I_{FZ}$	Impulso total da componente vertical da FRS
$I_{FZ1}$	Impulso da componente vertical da FRS no intervalo $[0, t_{FZ1}]$
$I_{FZ2}$	Impulso da componente vertical da FRS no intervalo $[t_{FZ\text{min}}, t_{FZ2}]$
$I_{Y\text{ace}}$	Impulso da componente $F_Y$ no intervalo $[t_{FY=0}, TA]$
$I_{Y\text{trv}}$	Impulso da componente $F_Y$ no intervalo $[0, t_{FY=0}]$
Pé Dto	Pé direito
Pé Esq.	Pé esquerdo
$P_{\text{máx}}$	Pressões plantares máximas
$P_{\text{méd}}$	Pressões plantares médias
RMS	Erro quadrático médio de $F_X$
$t_{Fxmáx}$	Tempo para a força médio-lateral máxima, $F_{X\text{máx}}$
$t_{Fx\text{min}}$	Tempo para a força médio-lateral mínima, $F_{X\text{min}}$
$t_{FY=0}$	Tempo para $F_Y$ se anular
$t_{FY1}$	Tempo para a ocorrência de $F_{Y1}$ (a partir de $t_{FY=0}$ )
$t_{FZ1}$	Tempo para a ocorrência de $F_{Z1}$
$t_{FZ2}$	Tempo para a ocorrência de $F_{Z2}$
$t_{FZ\text{min}}$	Tempo para a ocorrência de $F_{Z\text{min}}$
TA	Tempo total de apoio
TAd	Tempo de apoio duplo
TAs	Tempo de apoio simples
$T_{CFZ1}$	Taxa de crescimento da força $F_{Z1}$ . Definida como a razão entre $F_{Z1}$ (normalizada ao peso) e o tempo (normalizado ao tempo total de apoio) para se atingir este pico.
$T_{CFZ2}$	Taxa de crescimento da força $F_{Z2}$ . Definida como a razão entre $F_{Z2}$ (normalizada ao peso) e o tempo (normalizado ao tempo total de apoio) para se atingir este pico.
$t_{FY1}$	Tempo para a ocorrência de $F_{Y1}$ (a partir de $t_{FY=0}$ )
TO	Instante em que o hálux abandona o solo durante a fase de apoio
$V_{\text{IC}}$	Velocidade de deslocamento (ao nível da anca) no IC
$V_{\text{TO}}$	Velocidade de deslocamento (ao nível da anca) no TO
$\theta_{\text{máx}}$	Ângulo máximo entre calcâneo e perna direita.
$\theta_{tz\_IC}$	Posição angular do tornozelo no IC
$\theta_{tz\_TO}$	Posição angular do tornozelo no TO

---

---

---

## **CAPITULO 1. INTRODUÇÃO**

Durante a gravidez ocorrem vários mecanismos de adaptação, fisiológicos e endócrinos, incluindo: aumento de peso, aumento do volume uterino e produção “anormal” de hormonas. Estas adaptações, características da gravidez, influenciam o comportamento físico, nomeadamente os padrões da marcha (Romem et al., 1999).

O exercício físico, associado às alterações provocadas pela gravidez nos sistemas neuro-esquelético, cardiovascular e pulmonar, bem como a resposta endócrina e termo-reguladora, foram e continuam a ser objecto de estudos sistemáticos e exaustivos, pela preocupação das repercussões na mãe e no feto (Clapp, 1994; Zhang e Savitz, 1996; Artal e Sherman, 1999; Hartmann e Bung, 1999).

Neste sentido procedeu-se ao estudo do padrão da marcha, com incidência ao nível dos membros inferiores, por constituir uma das actividades físicas regulares preferencialmente descrita para as grávidas (Holstein, 1988; Artal, 1992; Artal e Sherman, 1999; Clapp, 2000; Clapp et al., 2002).

Existem muitos estudos sobre a marcha humana e a sua caracterização (Blanc et al., 1983; Zernicke et al., 1985; Winter, 1991; Cornwall e McPoil, 1992; Zatsiorky et al., 1994; Vaughan et al., 1999; Sadeghi et al., 2000; Machado et al., 2001; VanZand et al., 2001; Abboud, 2002; Cornwall e McPoil, 2002; Sutherland, 2002; Mochizuki et al., 2003), mas no que toca à marcha das gestantes, o número de estudos encontrados foi escasso, apresentando por vezes resultados contraditórios (Hoffman, 1997; Nyska et al., 1997; Bird et al., 1999; Foti et al., 2000; Goldberg et al., 2001; Lymbery e Gilleard, 2005; Marques et al., 2005). Por exemplo Goldberg (2001), aponta para um aumento nos valores dos picos de pressão ao nível do calcâneo e uma diminuição na zona dos metatarsos. Nyska (1997) por outro lado, refere um aumento dos picos de pressão no mediopé e na parte lateral do antepé, observando ainda uma diminuição na zona medial do antepé.

O conhecimento da distribuição das forças pelo pé, nas diferentes sub fases da fase de apoio, é essencial para detectar em que zona da superfície plantar a sobrecarga é maior e durante quanto tempo essas zonas são sobrecarregadas (Cornwall e McPoil, 1992; McPoil e Orlin, 2000; Abboud, 2002).

A avaliação da pressão plantar é um importante indicador da função do tornozelo e pé, durante a marcha e outras actividades funcionais, pois são estes que proporcionam o suporte e a flexibilidade necessária para a sustentação e transferência do peso (McPoil e Orlin, 2000).

No caso das gestantes em particular, a laxidez articular e dos ligamentos, o edema e acumulação de gordura, são factores que podem alterar os padrões da pressão plantar e contribuir para o aumento do desconforto durante a marcha (Alvarez et al., 1988).

A medição da pressão plantar durante a marcha é um processo que começa também a ser utilizado para medir a pronação e supinação subtalar. Dividindo a planta do pé, de forma a poder avaliar a distribuição de pressão nas zonas medial e lateral do pé, nas diferentes sub fases de apoio, é possível avaliar o tempo e o grau de pronação-supinação (Russo e Chipchase, 2001).

A recomendação do exercício físico durante a gravidez (Clapp, 1994; Artal e Sherman, 1999; Artal et al., 1999; Baptista et al., 2003), e as evidentes alterações posturais da grávida, devidas à modificação da posição do centro de gravidade, com impacto no padrão da marcha (Bird et al., 1999; Goldberg et al., 2001), foram a principal justificação deste estudo. Só a identificação e quantificação dessas alterações poderá permitir intervir, no sentido de diminuir o impacto negativo que possam ter sobre o sistema músculo-esquelético, prevenir ou atenuar potenciais lesões e aumentar o conforto durante a marcha ou corrida moderada.

### **1.1. Objectivos**

O presente estudo teve como objectivo melhorar os conhecimentos sobre as características biomecânicas da marcha humana, e em particular na mulher grávida, amostra da população que não tem sido tratada de forma exaustiva e conclusiva nos estudos já efectuados.

Pretendeu-se, mais especificamente, com este trabalho:

- Caracterizar o padrão da marcha ao nível dos membros inferiores, da grávida do 1º e 3º trimestre.
- Detectar eventuais assimetrias funcionais entre os dois membros nos dois trimestres estudados.
- Planificar e testar uma palmilha anatómica, capaz de minimizar as alterações nas pressões plantares do 1º para o 3º trimestre de gravidez.

### **1.2. Estrutura do Trabalho**

Este trabalho encontra-se dividido em cinco capítulos: Cap. 1. Introdução, Cap. 2. Revisão da Literatura, Cap. 3. Estudo experimental exploratório, Cap. 4. Estudo experimental final, Cap. 5. Conclusões e Cap. 6. Bibliografia.

No Cap. 1. é feita uma breve descrição do estado do conhecimento sobre a marcha da gestante, é formulado o problema a investigar, são enunciados os objectivos e é justificada a pertinência da investigação.

No Cap. 2. faz-se uma revisão bibliográfica sobre os temas deste estudo: caracterização do estado gravídico, exercício físico e gravidez, marcha, distribuição da pressão plantar, força de reacção do solo e cinemática do tornozelo, pé e perna, que vão permitir a compreensão dos estudos experimentais.

No Cap. 3. é apresentado o estudo exploratório que serve de base para o estudo final.

No Cap. 4. é apresentado o estudo final. Este encontra-se dividido em duas partes. A primeira um estudo comparativo entre os resultados do 1º e do 3º trimestres de gravidez, e uma segunda parte, estudo do efeito de uma palmilha nos padrões da pressão plantar das grávidas do 3º trimestre, construída com base nos resultados do trabalho exploratório.

No Cap. 5. são descritas as conclusões do trabalho e apontadas sugestões para futuras investigações nesta área.

No Cap. 6. é referenciada toda a bibliografia consultada para a realização deste trabalho.

## **CAPITULO 2. REVISÃO DA LITERATURA**

Neste capítulo faz-se uma caracterização do estado gravídico e uma descrição da importância do exercício físico na evolução da gravidez.

### **2.1. Caracterização das alterações Fisiológicas e Endócrinas na Gravidez**

Durante a gravidez ocorrem vários ajustes fisiológicos e endócrinos, mecanismos que visam a preparação de um ambiente ideal para o feto e parto. Estes mecanismos considerados fisiológicos, nomeadamente a sobrecarga cardíaca, seriam incomportáveis para o organismo fora do estado gravídico (Roura, 2003).

A gravidez produz modificações consideráveis na estrutura e função do corpo da mulher, sendo que as alterações mais evidentes ocorrem no sistema musculoesquelético. São características da mulher grávida um abdómen proeminente, uma lordose exagerada e a marcha gingada, entre outras.

O útero e o seu desenvolvimento ao longo da gravidez, são as principais causas para estas alterações. De um órgão estritamente pélvico até às 12 semanas, passa então a expandir-se para a cavidade abdominal até ao final da gravidez, aumentando a sua capacidade até cerca de 1000 vezes, podendo contribuir, juntamente com o seu conteúdo (feto, placenta e líquido amniótico), com uma média de 6kg no ganho do peso materno no termo da gravidez. Esta massa numa posição anterior, altera a posição do centro de gravidade da gestante, resultando numa lordose lombar progressiva e numa rotação da pélvis sobre o fémur, com conseqüente abertura da pélvis, para repor o centro de gravidade dentro da base de sustentação, evitando assim a queda para a frente (Artal, 1992; Hartmann e Bung, 1999; Romem et al., 1999; Ireland e Ott, 2000; Roura, 2003).

O aumento da massa do tecido mamário, que pode atingir 500g no termo da gravidez, também é um factor de alteração da posição do centro de

gravidade, contribuindo para o aumento da lordose lombar (Artal, 1992; Hartmann e Bung, 1999; Romem et al., 1999).

De modo a manter o campo de visão e como compensação da hiperlordose, ocorre um aumento da flexão anterior da zona cervical da coluna e abdução dos ombros. Um exagero desta posição pode interferir com a capacidade da grávida para a realização de alguns exercícios e, ocasionalmente, associa-se ao aparecimento de parestesias ao longo da distribuição do nervo ulnar ou do nervo mediano, condicionando fraqueza motora ao nível da mão (síndrome da mão da grávida).

Como consequência destas alterações anatómicas, ocorre um aumento da tensão dos músculos e ligamentos da coluna vertebral, frequentemente relacionada com o aparecimento de dor lombar (Jensen et al., 1996; Romem et al., 1999; Ireland e Ott, 2000).

Além das alterações já referidas, o edema dos membros inferiores é também uma situação frequente na gravidez, em parte resultante do desenvolvimento e crescimento uterino, uma vez que a compressão dos vasos pélvicos resultante, dificulta a circulação dos fluidos. Há ainda a assinalar que esta compressão não é simétrica em relação ao plano sagital. À medida que o útero cresce sofre geralmente uma dextro-rotação (Hartmann e Bung, 1999; Romem et al., 1999; Roura, 2003), que agrava o efeito compressivo sobre os vasos pélvicos à direita, provocando um maior edema ao nível do membro inferior direito (Roura, 2003).

Ao longo da gravidez há um ganho progressivo de peso, que além das causas anteriormente referidas (útero e seu conteúdo, aumento do tecido mamário e edema), está associado à deposição de massa gorda e proteínas, ao aumento do volume sanguíneo (em média 45%) e plasmático (40% a 90%) bem como à retenção hídrica (Romem et al., 1999; Ireland e Ott, 2000).

Em relação às alterações endócrinas que ocorrem durante a gravidez, as principais consequências para o sistema musculoesquelético são, o aumento da laxidez articular e dos ligamentos, um amolecimento das cartilagens, bem como

o aumento do líquido sinovial (Alvarez et al., 1988; Hartmann e Bung, 1999; Romem et al., 1999; Ireland e Ott, 2000; Roura, 2003).

A principal hormona responsável por estas alterações é a relaxina, hormona que aumenta cerca de 10 vezes durante a gravidez e que exerce um efeito directo sobre a remodelação das fibras colagénicas, alterando a elasticidade dos tecidos. A progesterona e os estrogénios contribuem também para esta laxidez ligamentar, embora com mecanismos de acção diferentes (Nyska et al., 1997; Foti et al., 2000; Ireland e Ott, 2000; Roura, 2003).

Muitas destas alterações, como o aumento de peso, a laxidez dos ligamentos e a alteração no alinhamento da coluna, contribuem para a postura e modo de andar característicos da grávida (Morais et al., 1997; Bird et al., 1999; Shu-Zon et al., 2001).

## **2.2. Gravidez e Exercício Físico**

A massa corporal adquirida durante a gravidez é distribuída por todo o corpo. No entanto, a maior parte é retida na região do tronco, com ganho de peso em toda a gravidez na ordem dos  $109\pm 48$  N (McNitt-Gray, 1999). Ainda, segundo o mesmo autor, nos 2º e 3º trimestres o aumento de peso é de cerca de 5 vezes o do 1º trimestre, sendo o ajuste da postura necessário para manter o centro de gravidade do sistema dentro da base de apoio. Essa postura, embora estável, desvia-se da postura ideal.

O exercício físico moderado, além de contribuir para a melhoria de situações clínicas como as queixas álgicas, a obesidade e a diabetes, pode influenciar positivamente a evolução da gravidez, com benefícios maternos e fetais, bem como para o mecanismo do parto.

Vários estudos indicam que as mulheres saudáveis, portadoras de uma gravidez de evolução normal e sem complicações, podem fazer exercício físico moderado com poucas restrições, sem afectarem adversamente os bebés ou elas próprias (Sternfeld et al., 1995; Sternfeld, 1997; Artal e Sherman, 1999;

Hartmann e Bung, 1999; Clapp, 2000; ACOG Committee, 2002; Clapp et al., 2002).

Segundo Clapp (2000) e Artal e Sherman (1999), as mulheres treinadas, que já se exercitavam regularmente antes da concepção, podem seguir o seu programa de exercícios, embora, na realidade, sintomas específicos e o nível geral de conforto, ditem muitas vezes uma mudança no modo de exercício e reduções na sua duração, frequência ou intensidade. Daí ser importante estudar mecanismos compensatórios do desconforto.

Sternfeld et al. (1995) referem, por outro lado, que, para as mulheres que não estavam habituadas a exercício físico regular antes da gravidez, é seguro iniciar um programa de exercícios, especialmente no segundo trimestre.

A gravidez é um período durante o qual as mulheres se sentem particularmente predispostas para uma mudança de comportamentos positiva, quiçá a altura ideal para desenvolver hábitos benéficos para toda a vida, embora a presença do bebé possa, posteriormente, representar uma dificuldade para a continuidade desses hábitos.

Recomendações da ACOG (American College of Obstetricians and Gynecologists) em 1985 e posteriormente adoptadas por especialistas na área da saúde e da educação física para a grávida (Holstein, 1988), apontavam no sentido da importância do “exercício físico moderado” para as grávidas.

Em 1994, a ACOG enunciou recomendações, agora menos restritivas, considerando explicitamente que as grávidas saudáveis poderiam dedicar-se ao exercício físico, quase sem nenhuma restrição, sem comprometer o desenvolvimento do feto nem trazer complicações à gravidez.

Actualmente, o exercício para grávidas é recomendado pela ACOG, como um elemento fundamental numa gravidez saudável (ACOG Committee, 2002).

São muitas as vantagens associadas ao exercício físico moderado, seja para a mãe seja para o feto, referidas por vários autores (Goodwin et al., 2000; Clapp, 1994; Sternfeld et al., 1995; Vull et al., 1996; Pivarnik, 1998; Artal et al., 1999; Hartmann e Bung, 1999; Baptista et al., 2003). Das vantagens para mãe,

destacam-se: a melhoria da condição física global; a melhor adaptação cardiovascular à nova situação hemodinâmica; o menor aumento de peso corporal e adiposidade; o melhor controlo da pressão arterial e diminuição do risco de pré-eclampsia; a prevenção da diabetes gestacional e do aparecimento de varizes; uma facilitação do trabalho de parto no que diz respeito à sua duração e desempenho materno, bem como uma diminuição do risco de parto intervencionado; a promoção de uma postura correcta durante a gravidez e consequentemente a prevenção de lombalgias; a melhoria do humor, da auto-imagem e da autoconfiança; uma mais rápida recuperação e aumento do vigor no pós parto.

Das vantagens para o feto, salientam-se: o menor número de complicações, decorrentes de um trabalho de parto mais fácil; uma diminuição significativa de casos de sofrimento fetal e por conseguinte melhores resultados no teste APGAR.

Caminhar, a par com os exercícios na água, são as actividades físicas mais recomendadas para as grávidas (Artal e Sherman, 1999; Hartmann e Bung, 1999; Clapp, 2000).

Dos artigos encontrados na revisão bibliográfica, sobre exercício e gravidez, em que a marcha (*Walking*) aparece como um dos exercícios mais recomendados, o mais completo encontrado, da autoria de Clapp (2000), refere que a marcha é o exercício mais frequentemente praticado pelas grávidas (43%).

O padrão da marcha tem sido descrito e analisado exaustivamente por inúmeros investigadores (Blanc et al., 1983; Winter, 1991; Cavanagh et al., 1992; Whittle, 1996; Cavanagh et al., 1997; Vaughan et al., 1999; Castro et al., 2000; Manfio et al., 2001). No entanto não foram encontradas evidências bibliográficas de estudos sistemáticos relativos à marcha da grávida, especialmente na vertente biomecânica (Golomer et al., 1991; Campos, 1997; Hoffman, 1998; Wu et al., 2002; Lymbery e Gilleard, 2005).

Na realidade, os poucos estudos encontrados não são exaustivos e alguns apresentam resultados contraditórios, que passamos a analisar em continuação.

### **2.3. Estudos Biomecânicos Aplicados**

#### **2.3.1. Marcha da Grávida**

Na pesquisa bibliográfica realizada, sistemática e exaustivamente, para a realização deste trabalho, não foram encontrados outros estudos com a metodologia e os objectivos propostos.

A generalidade dos estudos publicados sobre as características da marcha e postura das grávidas são das áreas de Fisioterapia, Podologia, Fisiatria, Ortopedia, Educação Física, e Obstetrícia.

Neste capítulo apresentam-se os estudos que se consideraram mais relevantes, sendo de realçar que a instrumentação usada e a dimensão da amostra de cada um é muito variada.

Normalmente o padrão da marcha da grávida é descrito por “*Waddling Gait*” (Hoffman, 1997; Foti et al., 2000; Lersel e Mulley, 2004). Apesar de ser uma classificação usual não é consensual e falta ainda uma caracterização quantitativa rigorosa (Lersel e Mulley, 2004). A classificação é empírica e baseia-se essencialmente em alterações facilmente detectáveis do sistema musculoesquelético. O abdómen pronunciado, a marcha “gingada” e uma lordose exagerada, são aspectos familiares na gestação. É necessário, no entanto, efectuar mais estudos, de forma a conseguir caracterizar adequadamente o “padrão” de marcha da grávida.

Nos estudos encontrados, não há um consenso quanto ao efeito da gravidez sobre os parâmetros cinemáticos e cinéticos característicos da análise da marcha.

Golomer et al. (1991), efectuaram um estudo longitudinal envolvendo 10 gestantes primíparas, portadoras de gravidez normal, entre o 3º e o 8º mês

(grupo experimental) e 20 não grávidas, sedentárias ou com actividade física moderada, como grupo de controlo. Neste estudo pretendeu-se medir a velocidade, a cadência e o comprimento do passo, sem cargas adicionais e com uma carga de 5kg em cada mão, com os braços em posição vertical ao longo do corpo. Não foram encontradas correlações entre o aumento do peso corporal e os valores da velocidade. A análise individualizada, no entanto, mostrou que para aumentos elevados (15 kg), a velocidade de deslocamento reduziu significativamente, o que levou estes autores a sugerirem a hipótese de um limiar fisiológico, a partir do qual o aumento do peso influencia a velocidade (cerca de 12 kg).

Num outro estudo utilizando cinematria (Hoffman, 1997), foram estudadas 4 mulheres grávidas, que participaram desde o 4-5 mês até ao final da gravidez. O objectivo foi avaliar as alterações em diferentes parâmetros cinemáticos no ciclo de marcha, ao longo do período do estudo, tendo sido observadas diferenças significativas na velocidade linear, na percentagem de tempo passado em apoio e na coordenação entre os membros inferiores. Das várias medidas antropométricas efectuadas, só o peso pareceu estar relacionado com as alterações no padrão da marcha.

Apoiado também na cinematria (análise tridimensional do movimento), um estudo envolvendo 15 grávidas na segunda metade do último trimestre de gravidez e 1 ano após o parto, refere que as características cinemáticas associadas ao andar permanecem genericamente inalteradas (velocidade da marcha, comprimento da passada e cadência), aparecendo somente diferenças significativas nos tempos de apoio, simples e duplo, que diminuem e aumentam, respectivamente, durante a gravidez (Foti et al., 2000).

As características associadas ao andar de “pata” (*waddling gait*), o aumento da base de sustentação, o aumento do ângulo externo do pé, a obliquidade e rotação pélvica, não foram encontradas neste estudo e as alterações de alguns dados cinéticos (alterações na tensão dos músculos, ao nível da anca e tornozelo), foram usadas para justificar a relativa inalteração do

modo de caminhar, apesar do aumento da massa e da alteração da sua distribuição, principalmente ao nível do abdómen.

Bird e colaboradores, num estudo prospectivo, baseado em *footprints*, envolvendo 25 grávidas, desde o início da gravidez até ao parto, concluíram que existe um aumento significativo da base de apoio durante o caminhar, não encontrando, no entanto, alterações significativas nos outros parâmetros analisados: comprimento da passada, comprimento do passo, comprimento do pé e ângulo do movimento (ângulo entre a direcção do movimento e o eixo longo do pé) (Bird et al., 1999).

Um estudo sobre o padrão da marcha, comparando 4 jovens gestantes com 4 jovens não grávidas, adultas, mostrou um aumento do comprimento do passo com o decorrer da gestação e que este aumento é de quase 50% do primeiro para o 3º trimestre, como consequência do aumento de peso verificado no final da gravidez (Osman e Ghazali, 2002).

Para estudar a pressão plantar durante o caminhar nas grávidas (pé descalço), foi realizado um estudo envolvendo 13 mulheres, com medições pelo menos uma vez em cada trimestre da gravidez (Goldberg et al., 2001). Para a análise, o pé foi dividido em três regiões *hindfoot* (retropé) *midfoot* (mediopé) e *forefoot* (antepé). Em cada uma das regiões foi medido o pico de pressão plantar durante a marcha. Foram também registados os tempos de contacto com o solo (*stance time*) e o impulso da força de reacção do solo (integral força/tempo), sobre cada pé.

Verificou-se neste estudo que o tempo de apoio e o impulso aumentaram com o tempo de gravidez e ainda que os valores dos picos de pressão registados na região do calcâneo (*hindfoot*) aumentaram, observando-se uma diminuição nos valores dos picos de pressão registados na região dos metatarsos (*forefoot*).

Os autores concluíram que consistentes alterações progressivas vão ocorrendo no pé e nos padrões de pressão ao longo da gravidez. O tempo de contacto com o solo aumenta, o que denota uma progressiva redução na

velocidade da marcha. O aumento do impulso, demonstra um aumento global da carga sobre o pé.

Nyska et al. (1997), compararam a pressão plantar de 28 grávidas de termo, com um grupo de controlo de 25 não grávidas. Nas medidas estáticas, verificaram um aumento da área de contacto nas gestantes, uma diminuição das pressões máximas no antepé e um aumento no retropé. Durante a marcha, os picos de pressão foram mais elevados no médio pé, nos dois pés e na zona lateral do antepé direito das grávidas. Na zona medial do antepé das gestantes, os picos de pressão foram menores. Os resultados relativos às medições dinâmicas dos picos de pressão plantar, contrariam os descritos por Goldberg et al. (2001).

Mais recentemente, Lymbery e Gilleard (2005) investigaram as alterações nos parâmetros espaço-temporais e na Força de Reacção do Solo, durante a marcha de 13 gestantes, primíparas e multíparas, com 38 semanas e, novamente, 8 semanas após o parto. Foram encontradas diferenças significativas na base de sustentação (aumento da largura). No que diz respeito à velocidade, comprimento do passo, tempo de apoio, percentagem de duplo apoio e orientação dos pés, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. É no entanto de salientar que os autores só consideraram diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,008$ . Observaram ainda, uma tendência da força médio-lateral para aumentar no sentido medial, nas gestantes. Verificaram também que o centro de pressão se move mais medialmente, inicialmente, e menos lateralmente na parte final da fase de apoio. Estes autores concluíram que a mulher grávida ajusta o padrão de marcha no final da gravidez, para obter uma estabilidade máxima na fase de apoio, controlando o movimento médio-lateral.

Marques et al. (2005), num estudo sobre conforto e funcionalidade dos pés da gestante no terceiro trimestre, investigaram as alterações nos parâmetros espaço-temporais, na Força de Reacção do Solo e nas pressões plantares durante a marcha de 10 gestantes, com diferentes palmilhas. Avaliaram ainda, o conforto e a dor nos pés nas diferentes situações. Neste

estudo foi usado um grupo de controlo constituído por 10 mulheres jovens, não grávidas.

Estes autores encontraram diferenças nos tempos de apoio e nas dores referidas aos pés, com aumento significativo no grupo das gestantes. Observaram ainda que, a utilização de palmilhas adicionais de silicone, especialmente as “de pé completo”, podem diminuir a sintomatologia dolorosa na gestante e aumentar o seu conforto durante a marcha.

### **2.3.2. Outros Estudos Relevantes**

Na revisão da literatura foram encontrados muitos estudos sobre a marcha e assuntos relacionados, alguns dos quais, pela sua relevância para o estudo proposto, serão referenciados nesta secção.

#### **2.3.2.1. Pressões Plantares**

As medições das pressões plantares durante a marcha, fornecem indicações sobre o comportamento funcional do pé e do tornozelo (Cavanagh et al., 1992; McPoil e Orlin, 2000). Os dispositivos mais usados nestas medições são as plataformas ou as palmilhas com sensores, que podem ser resistivas capacitivas ou piezoeléctricas (as mais recentes). Estes dispositivos permitem avaliar as pressões médias, os máximos de pressão e as áreas de contacto com o pé, no decorrer da fase de apoio.

Foram vários os estudos encontrados sobre este tema, com diferentes populações alvo, normais e patológicas, jovens, adultos e idosos, de ambos os sexos (Cavanagh et al., 1992; Mueller e Strube, 1996; Woodburn et al., 1996; Bontrager et al., 1997; Boyd et al., 1997; Cavanagh et al., 1997; Nyska et al., 1997; Quesada e Rash, 1997; Bhatia e Patil, 1999; Finch, 1999; Hayafune et al., 1999; McPoil e Orlin, 2000; Randolph et al., 2000; Kellis, 2001; Machado et al., 2001; Manfio et al., 2001; Russo e Chipchase, 2001; Hayafune et al., 2002;

Hsiang e Chang, 2002; Ledoux e Hillstrom, 2002; Perry et al., 2002; Burnfield et al., 2004; Forner Cordero et al., 2004; Tuna et al., 2004; Warren et al., 2004).

É consensual, na generalidade dos estudos encontrados, uma divisão da superfície plantar do pé em áreas mais ou menos bem definidas, para permitir uma melhor análise e caracterização do comportamento funcional do pé. A mais utilizada é uma divisão em retropé, mediopé e antepé, aparecendo ainda em alguns estudos uma subdivisão destas áreas (Bontrager et al., 1997; Boyd et al., 1997; Burnfield et al., 2004).

A definição das zonas da superfície plantar do pé, a morfologia dos pés, a resolução do dispositivo usado para a medição ou, simplesmente, o processo de medição, são determinantes para os valores obtidos (McPoil e Orlin, 2000).

Considerando as muitas variações anatómicas, sobretudo no tamanho das cabeças dos metatarsos, do hálux e da base dos dedos, a resolução no sistema de medição de pressão torna-se uma consideração importante para os investigadores.

A generalidade dos estudos encontrados apontou o antepé e o calcâneo como a localização dos picos de pressão durante a marcha, destes realçam-se:

Manfio et al. (2001), estudaram a marcha com pé descalço em 111 adultos do sexo masculino, a uma velocidade auto seleccionada. Verificaram que as pressões mais elevadas para os pés normais se localizaram na zona do antepé nas II e III cabeças dos metatarsos (padrão central), para o pé plano na I e II cabeças dos metatarsos e no pé cavo observaram um padrão central ou lateral.

Também os estudos efectuados por Randolph et al. (2000) e Russo e Chipchase (2001), localizam os máximos de pressão no calcâneo e no antepé.

Kellis (2001), num estudo da marcha em 14 crianças, em idade pré-escolar e descalças, verificou que os valores máximos de pressão ocorrem sobre o calcâneo ( $105,23 \pm 55,68$  kPa).

Warren et al. (2004), avaliaram 19 homens adultos saudáveis, a caminhar num tapete rolante, a diferentes velocidades. Verificaram um aumento dos picos de pressão nas diferentes partes do pé, com o aumento da

velocidade. Os maiores valores de pressão registaram-se na zona central do antepé (150 a 250 kPa). Na zona medial do antepé, no hálux e no calcanhar (zonas medial e lateral) os picos de pressão têm valores semelhantes (50 a 160 kPa).

Hayafune et al. (1999), estudaram a distribuição da pressão plantar durante a marcha, a uma velocidade auto seleccionada, na fase de *push-off*, em 42 indivíduos (23 mulheres e 19 homens). O resultado mostrou que, foi no hálux ( $462,4 \pm 200,9$  kPa) e cabeça do II metatarso ( $435,2 \pm 162,6$  kPa) que se verificaram as pressões mais elevadas.

Para estudar a influência da velocidade e do calçado nas pressões plantares, Burnfield et al. (2004), usaram uma amostra de 20 adultos saudáveis (55 a 85 anos). Observaram que o aumento da velocidade provocou um aumento dos valores máximos e médios de pressão, no calcanhar e no antepé. Verificaram ainda que o calçado (auto seleccionado), diminuiu os valores médios e máximos da pressão, quando comparados com o pé descalço. Os valores máximos de pressão, com o pé calçado ( $v=1,33$  m/s), aparecem no hálux, na zona central das cabeças dos metatarsos e no calcanhar, respectivamente.

Tuna et al. (2004), num estudo sobre as pressões plantares, em repouso e durante a marcha, com 50 adolescentes (13 a 15 anos), 25 do sexo feminino e 25 do sexo masculino, verificaram um aumento da área de contacto do pé direito nos rapazes e um aumento significativo dos máximos da pressão plantar da parte medial do antepé esquerdo, nas raparigas. Os valores máximos de pressão foram localizados no antepé, sobretudo a nível do hálux ( $357 \pm 185$  kPa pé direito e  $375 \pm 174$  kPa, pé esquerdo) e no calcanhar ( $219 \pm 6,4$  kPa, pé direito e  $232 \pm 105$  kPa, pé esquerdo).

Nyska et al. (1997), num estudo sobre o efeito do transporte de cargas, nas pressões plantares, durante a marcha (sem carga, 20kg e 40kg), concluíram que há um aumento dos integrais da pressão e da força, em ordem ao tempo, sendo o maior aumento na zona central e medial do antepé.

### 2.3.2.2. Força de Reacção do Solo

As componentes da força de reacção do solo (FRS), são outros dos parâmetros mais comuns nos estudos da marcha (Winter, 1991; Whittle, 1996; Vaughan et al., 1999).

Os objectivos dos estudos encontrados na literatura, sobre a FRS, são variados, envolvendo diferentes tipos de populações, saudáveis e patológicas.

Dos estudos encontrados sobre este tema, apresentam-se com mais detalhe um conjunto representativo dos que se considerou importantes para o enquadramento do presente trabalho (Winter, 1991; Whittle, 1996; Chen et al., 1997; Hayafune et al., 1999; Simpson e Jiang, 1999; Hof, 2000; Hunt et al., 2001; Jacob, 2001; Erdemir e Piazza, 2002; Hsiang e Chang, 2002; Stergiou et al., 2002; Nyska et al., 2003; Gard et al., 2004).

Winter (1990) e Whittle (1996), estudaram de forma exaustiva a marcha normal e patológica, descrevendo detalhadamente os padrões normais de cada componente da FRS. Estas componentes, que são diferentes de indivíduo para indivíduo, mantêm no entanto um comportamento reconhecidamente previsível e estável, para cada uma das situações analisadas, especialmente a componente vertical (CV inter-indivíduos de 15% a 20%).

Segundo estes autores, durante a marcha normal, os máximos da componente vertical da FRS, que ocorrem durante a fase de apoio, nas sub fases de acomodação do peso e de *push-off*, têm um valor superior ao do peso (cerca de 20%). O valor mínimo da força, entre os dois máximos, tem geralmente um valor inferior ao peso. A aceleração do corpo sobre o solo, nas fases de acomodação do peso e de propulsão, é responsável pela maior intensidade da força de reacção nessas fases. A aceleração do membro contra lateral, na fase de oscilação, é a principal responsável por uma certa “levitação” do corpo, que resulta numa diminuição da força de reacção do solo sobre o pé de apoio.

Simpson e Jiang (1998), estudaram a relação entre a forma como o pé “ataca” o solo e o valor da FRS, num grupo de 30 mulheres que caminharam

sobre uma plataforma de forças, ao mesmo tempo que foram registadas imagens para construção 3D. Concluíram que as componentes verticais e ântero-posterior não foram influenciadas pelo tipo de ataque (dedos para fora, neutros ou para dentro), enquanto que a componente médio-lateral aumenta com o grau de dedos para fora. Os valores da componente vertical da FRS aumentaram cerca de 10% em relação ao peso.

Num estudo para determinar os valores da FRS e das pressões plantares durante a marcha, na fase de *push-off*, envolvendo 42 sujeitos (19 homens e 23 mulheres), Hayafune et al. (1999) concluíram que os maiores valores das forças e pressões aparecem nas cabeças dos I e II metatarsos e sobre o hálux.

Hsiang e Chang (2002), para investigar a alteração dos padrões da marcha em diferentes condições de carga, a diferentes velocidades, usaram uma amostra com 50 adultos saudáveis. Mediram a FRS à medida que os sujeitos caminhavam sobre um tapete rolante, a três velocidades diferentes, em 5 situações de transporte de carga em mochilas. Numa das posições, a mochila foi colocada na parte anterior do corpo. Concluíram que a carga e a velocidade podem provocar alterações nos padrões da marcha, que se reflectem nas variáveis cinéticas medidas normalmente nos estudos sobre marcha (FRS). Em particular, este estudo apoia a sugestão de que o aumento da velocidade e a aplicação de cargas que desloquem o centro de gravidade para fora da sua posição habitual, na marcha normal, terá um efeito adverso na variabilidade e estabilidade do padrão da marcha, o que será de esperar nas grávidas.

Para investigar o movimento do antepé, do retropé, da perna e a relação entre eles, bem como o comportamento do arco longitudinal do pé, durante a fase de apoio da marcha, Hunt et al. (2001), utilizaram uma amostra constituída por 18 indivíduos, que caminharam a uma velocidade auto seleccionada. Mediram o movimento angular dos diferentes segmentos e a FRS. Concluíram que os movimentos mais significativos do antepé (relativamente ao retropé) e do retropé (relativamente à perna), ocorrem no plano sagital, seguindo-se os do plano transversal. Os maiores movimentos dos dois segmentos ocorrem antes do pé plano (apoio médio) e após o descolar do calcanhar, nos momentos em

que os picos da FRS são aplicados a cada um dos segmentos, respectivamente.

### **2.3.3.3. Parâmetros Cinemáticos**

Na análise do movimento e em particular da marcha, utiliza-se cada vez mais o recurso a meios imagiológicos, especialmente com o desenvolvimento de software para a análise cinemática bidimensional e tridimensional da imagem vídeo (Winter, 1983; Eng e Winter, 1995; McPoil e Cornwall, 1995; Moseley et al., 1996; Hazlewood et al., 1997; Barros et al., 1999; Leardini et al., 1999; Mills e Barrett, 2001; Abboud, 2002; Cornwall e McPoil, 2002; Hansen et al., 2002; MacWilliams et al., 2003).

A necessidade de conhecer o movimento relativo dos diferentes segmentos do pé, durante actividades como a marcha, é fundamental para a intervenção dos clínicos (McPoil e Cornwall, 1995; Abboud, 2002; Cornwall e McPoil, 2002).

O movimento anormal do retropé, é considerado por vários investigadores um factor importante para muitas alterações indesejáveis do sistema musculoesquelético. A importância do conhecimento dos padrões deste movimento, fez com que se desenvolvessem sistemas baseados na filmagem e posterior digitalização, para a sua análise (Cornwall e McPoil, 1995; Moseley et al., 1996).

Um estudo comparativo dos resultados obtidos com análise tridimensional (3D) e com análise bidimensional (2D), efectuado por Cornwall e McPoil (1995), mostrou que o sistema 2D é adequado para avaliar este movimento durante a marcha (Cornwall e McPoil, 1995).

Moseley et al. (1996), utilizando a análise tridimensional por vídeo para quantificar o movimento do retropé durante a fase de apoio, numa amostra de 14 homens adultos jovens e saudáveis, concluíram que existe um mecanismo de acoplamento entre os movimentos de abdução e eversão do retropé. Ao contrário de outros estudos (Whittle, 1996), estes investigadores concluíram que

há um aumento gradual da eversão do retropé, desde o contacto do calcanhar até ao seu “descolar” do solo.

A influência da velocidade de deslocamento, nos diferentes parâmetros cinemáticos característicos da análise da marcha, é um problema que tem sido investigado desde à longa data. Kirtley e colaboradores utilizando o sistema *Vicon* tridimensional para aquisição dos dados relativos ao movimento e uma plataforma de força (Kistler), estudou uma amostra de 10 indivíduos que caminharam, a diferentes velocidades, concluindo que existe elevada correlação entre a velocidade e a duração da fase de apoio e entre a cadência e a flexão do joelho, na fase de oscilação (Kirtley et al., 1985).

Além da utilização dos meios audiovisuais para obter os valores dos parâmetros cinemáticos característicos da marcha, foram encontrados estudos com as mais variadas metodologias, foto sensores, “*footprints*”, sistemas electromagnéticos, etc. (Jordan et al., 1979; Blanc et al., 1999; Castro et al., 2000; Mills e Barrett, 2001; Gheluwe et al., 2002).

A relação entre os tempos de apoio duplo e simples (fase de oscilação), na marcha, tem sido estudada essencialmente por se considerar que há uma relação entre estes valores e a maior ou menor estabilidade. Mills e Barrett (2001), estudaram o efeito da idade nos mecanismos da fase de oscilação em jovens (10) e idosos (8). Verificaram que a única variável espaço-temporal que apresentou diferenças significativas foi o tempo de oscilação, que é menor nos idosos. No entanto, esta diferença desapareceu, quando compararam os valores normalizados ao respectivo comprimento da passada. A principal conclusão foi que a velocidade ântero-posterior do calcanhar no contacto foi maior nos idosos, independentemente da velocidade da marcha. Segundo os autores, esta pode ser uma explicação para as muitas quedas nos idosos, associadas ao “escorregar”.

Blanc et al. (1999), investigaram os parâmetros da marcha em 105 adultos saudáveis, utilizando foto-sensores. Concluíram que o género e a altura influenciam a cadência e o tempo da passada. Observaram ainda que, a

passada, o tempo de apoio e a fase de oscilação, não apresentaram diferenças significativas entre os pés, direito e esquerdo.

Utilizando um sistema electromagnético de análise do movimento, Cornwall e McPoil investigaram, em 153 adultos saudáveis, os movimentos relativos do calcâneo, do navicular e do primeiro metatarso, durante a fase de apoio de um ciclo de marcha. Os resultados apoiam a teoria do movimento triplanar, atribuída ao retropé, ao mediopé e ao 1º raio (Cornwall e McPoil, 2002).

#### **2.3.3.4. Estudos em Obesos**

O estudo dos padrões da marcha em obesos pode ser importante para uma melhor compreensão de algumas alterações no padrão da marcha, relacionadas com o aumento do peso durante a gravidez, pelo que são apresentados alguns que se considera relevantes.

Gravante e colaboradores, compararam as pressões plantares e as áreas solicitadas pelos pés num grupo de adultos obesos, com um grupo de não obesos. Verificaram que os obesos, independentemente do sexo, apresentaram áreas mais elevadas e maiores valores de pressão máxima (Gravante et al., 2003).

Num outro estudo, Hills et al. (2001), dividiram a superfície plantar do pé em oito regiões, tendo observado valores de pressão mais elevados nos obesos, nas regiões do calcanhar e das cabeças dos metatarsos, II e IV nos homens e III e IV nas mulheres. Verificaram ainda um aumento da largura do pé, principalmente ao nível do antepé. Resultados semelhantes foram descritos por Dowling e colaboradores, num estudo com crianças obesas e não obesas (Dowling et al., 2004).

Mota e Link (2001), num estudo sobre a cinemática da marcha em crianças obesas, mostraram que os tempos da fase de apoio apresentados pelo grupo, tendem a ser um pouco maiores do que os valores encontrados para crianças de peso normal e que os tempos de apoio simples e de balanço,

tendem a ser mais baixos. Os autores concluíram que, a obesidade provoca instabilidade nas reacções de equilíbrio dinâmico das estruturas corporais durante a execução do movimento de andar.

### **2.3.3.5. Simetria-Assimetria durante a Marcha**

A simetria e o membro inferior dominante são assuntos controversos desde há longa data (Allard et al., 1996; Crowe et al., 1996; Sadeghi et al., 1997; Goble et al., 2003; Menz, 2004). A generalidade dos estudos sobre a marcha assume a simetria entre os dois membros, para simplificar a colheita dos dados e a sua análise (Sadeghi et al., 2000). No entanto, na clínica, o grau de simetria na pressão plantar e nas forças verticais entre os dois pés, é usado na avaliação dos resultados de diferentes tratamentos (VanZand et al., 2001; Kim e Eng, 2002).

Menz (2004), num estudo sobre as vantagens e desvantagens de analisar os dois pés de cada indivíduo como independentes, ou considerar o indivíduo como unidade, concluiu que este é um problema que ainda está por resolver. No entanto, o que neste momento parece mais razoável é considerar-se o indivíduo como uma unidade, em detrimento de se considerar cada um dos pés individualmente, para aumentar o número de elementos da amostra.

A avaliação da simetria entre os dois pés, é geralmente efectuada com recurso a uma fórmula proposta por Robinson et al. (1987), ou uma das suas variantes. Um outro método proposto para avaliar a simetria é a análise estatística (Sadeghi et al., 1997; VanZand et al., 2001).

Sadeghi et al. (1997), estudaram a existência de possíveis assimetrias funcionais durante a marcha, tendo observado diferenças significativas em vários parâmetros medidos no plano sagital, particularmente durante a fase de *push-off*. Por outro lado Blanc et al. (1999), num estudo com 105 adultos saudáveis, não encontraram evidências de assimetrias nos parâmetros temporais característicos da análise da marcha normal.

Femery e colaboradores, numa análise das pressões plantares durante a marcha, encontraram evidências de um comportamento funcional diferente para cada um dos pés, no que respeita quer a amortecimento quer a propulsão. O pé propulsor apresenta valores mais elevados no antepé, o outro no retopé. Este comportamento também foi referenciado, pelos mesmos autores, em crianças com paralisia cerebral (Femery et al., 2002).

VanZand et al. (2001), observaram que as pressões plantares e a FRS são genericamente simétricas durante a marcha. Só na região do antepé e do calcâneo observaram ligeiras assimetrias nas pressões plantares e nas FRS, respectivamente.

Giakas e Baltzopoulos investigaram a variabilidade e simetria dos tempos e frequências associadas à força de reacção do solo, durante a marcha, tendo concluído que no domínio das frequências se observa uma elevada simetria. No que diz respeito ao domínio dos tempos para a componente médio-lateral, observaram uma elevada assimetria, que consideraram resultado da grande variabilidade desta componente da FRS (Giakas e Baltzopoulos, 1997).

#### **2.3.3.6. Ortóteses**

A avaliação da pressão plantar e a sua alteração em situações patológicas, tem sido objecto de inúmeros estudos, especialmente na área clínica e na indústria associada à confecção de calçado desportivo. O estudo do efeito das palmilhas de diferentes materiais na redução da pressão plantar na região dos metatarsos e dedos, tem particular importância para indivíduos com neuropatia diabética (Cornwall e McPoil, 1992; McPoil e Cornwall, 1992; Jordan et al., 1997; Mueller et al., 1997; Cavanagh et al., 2000; McPoil e Orlin, 2000; Pratt, 2000; Burke et al., 2001; Kwon e Mueller, 2001; Perry et al., 2002).

A intervenção a partir da utilização de ortóteses, para diminuição dos picos de pressão como forma de aumentar o conforto, diminuir a dor ou mesmo evitar o aparecimento de lesões graves, com particular importância nos diabéticos, é já um processo de intervenção comum, apesar de faltarem

estudos quantitativos sistemáticos e reprodutíveis, para uma aceitação consensual dos efeitos e benefícios da utilização das ortóteses nas diferentes situações (Pratt, 2000; Nester et al., 2003). Os obesos e as grávidas, são também uma população alvo para a utilização das referidas ortóteses, apesar de não se terem encontrado, na revisão efectuada, estudos relevantes, com excepção de Marques et al. (2005), que estudaram o conforto e a funcionalidade dos pés da mulher grávida, num grupo de 10 gestantes do 3º trimestre, usando como grupo de controlo 10 mulheres não grávidas. Neste estudo, foram efectuadas medições das FRS e pressões plantares durante a marcha, com e sem palmilhas de silicone, concluindo-se que a utilização de ortóteses pode funcionar como elemento promotor de conforto e redução dos picos da pressão plantar.

Kwon e Mueller (2001), num artigo de revisão sobre os processos de redução das pressões plantares em diabéticos, identificam as palmilhas plantares como um dos elementos utilizados, considerando, no entanto, que são necessários mais estudos para um melhor conhecimento dos efeitos da utilização destes e de outros dispositivos comumente utilizados.

Pratt (2000), numa revisão bibliográfica sobre o uso das ortóteses na clínica, conclui que, apesar da sua frequente utilização, existem poucos estudos sistemáticos e que se recorre muito a uma prescrição baseada na prática clínica.

McPoil e Cornwall (1992), num estudo com 12 sujeitos que caminharam descalços sobre uma plataforma de pressão, coberta por 3 materiais diferentes, usados normalmente no fabrico das palmilhas, PPT, Spenco (materiais à base de poliuretano) e Viscolas (polímero visco elástico), concluíram que, dos materiais usados, os dois primeiros aumentam a área disponível e reduzem globalmente as pressões plantares. O polímero visco elástico (Viscolas), reduz a pressão plantar apenas quando a taxa de carga é relativamente lenta, como acontece na região anterior do pé.

Os mesmos autores, num estudo para determinar o efeito da utilização de ortóteses na pressão plantar, com uma amostra constituída por 10

elementos, 5 homens e 5 mulheres, que utilizaram dois tipos de ortóteses (uma rígida e uma macia), observaram que a ortótese rígida sobrecarrega precocemente a parte medial do antepé. Concluíram estes investigadores que, o uso das ortóteses macias permite que o padrão de movimento do antepé e retropé, durante a fase de carga na marcha, se aproxime mais do normal (Cornwall e McPoil, 1997).

Jordan et al. (1996), estudaram a associação entre desconforto e pressões plantares, na marcha com calçado normal, usando uma amostra de 20 indivíduos. Concluíram que existe uma elevada relação entre os picos de pressão e a sensação de desconforto, em todas as áreas do pé.

#### **2.4. Caracterização da Marcha**

A Biomecânica, segundo Adrian e Cooper (1995), é uma disciplina científica que procura medir, modelar, equacionar, categorizar e catalogar os padrões do movimento das criaturas vivas. Os métodos utilizados pela Biomecânica para abordar as diferentes formas de movimento, são: Cinemetria, Antropometria, Electromiografia e Dinamometria (Amadio et al., 1996).

O estudo do movimento humano, especialmente a marcha, tem ocupado um lugar de destaque como objecto de estudo desta disciplina.

A marcha é um movimento de extrema complexidade, apesar de ser o movimento humano mais comum (Winter, 1991; Clapp, 1994; Whittle, 1996).

Segundo Winter (1991), o objectivo do caminhar é transportar o corpo de forma segura e eficiente de um lugar para outro.

No movimento de locomoção humana existe uma grande variabilidade, pelo que se pode afirmar que cada indivíduo evidencia características particulares no padrão básico da sua marcha (Blanc et al., 1983; Winter, 1991; Whittle, 1996).

### 2.4.1. Conceitos e definições

Tal como noutras áreas de estudo, a terminologia utilizada no estudo da marcha não é uniforme, pelo que é necessário definir a terminologia a utilizar neste estudo.

Ciclo de marcha (CM): intervalo compreendido entre dois apoios sucessivos do calcanhar, do mesmo pé, no solo.

Comprimento do CM: distância horizontal entre dois apoios sucessivos do mesmo pé.

Duração do CM: intervalo de tempo entre dois apoios sucessivos do calcanhar, do mesmo pé, no solo.

O ciclo básico da marcha compreende uma fase de apoio (*stance* - 60% do ciclo de marcha), quando o pé de referência está em contacto com o solo, e uma fase de balanço (*swing* - 40% do ciclo de Marcha), quando o pé se encontra em trajectória aérea, incluindo ainda dois curtos períodos de duplo apoio (Blanc et al., 1983; Winter, 1991; Whittle, 1996; Costa, 2000).

Esta terminologia é consensual entre a generalidade dos autores. O mesmo não se aplica às subdivisões e à percentagem destas fases. Uma tentativa de uniformização da terminologia específica usada no estudo e descrição do padrão da marcha, foi realizada por uma comissão da *International Society of Biomechanics* (Winter, 1991), cuja proposta é apresentada no Quadro 1. No entanto, muitos autores continuam a utilizar as terminologias e subdivisões tradicionais, algumas vezes com pequenas alterações (Richards, 2001).

Neste estudo será adoptada a subdivisão e terminologia referida por Vaughan et al. (1999) e Costa (2000), representadas na Figura 1 e descritas no Quadro 2, mantendo no entanto, a notação para o contacto inicial e a retirada do hálux, que ocorre no final da pré-oscilação, como IC (*initial contact*) e TO (*toe off*), respectivamente.

Durante um ciclo de marcha é comum tomar o pé direito como referência, para identificar as respectivas sub fases. No entanto, isto não é uma imposição

(Figura 2), o que pode complicar a comunicação e, conseqüentemente, a análise.

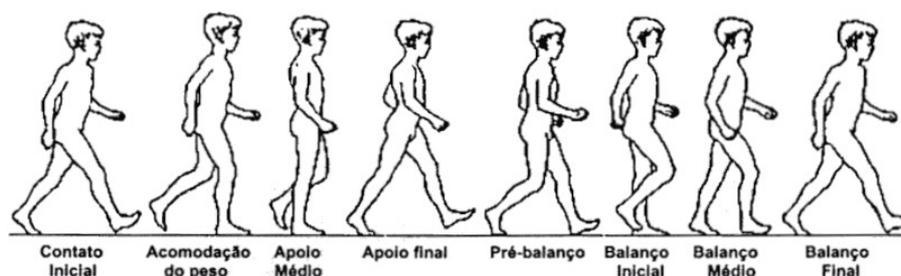


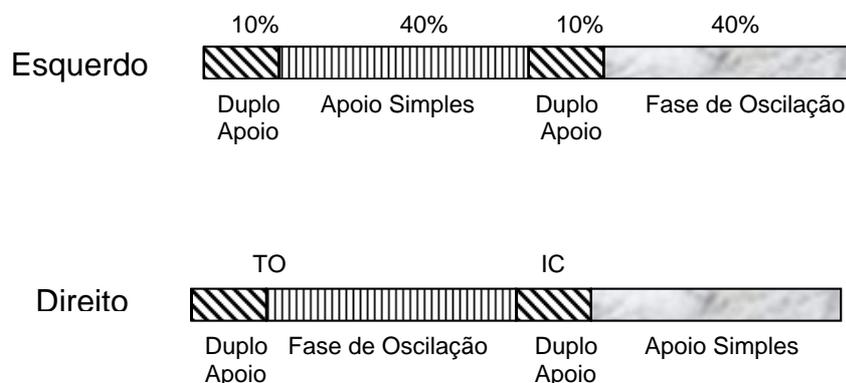
Figura 1. Ilustração do Ciclo de marcha, com as diferentes fases e eventos (adaptado de Vaughan, 1999).

Quadro 1. Termos, definições específicas e abreviaturas específicas da marcha (Winter, 1991).

Fases do Ciclo de Marcha	Subdivisões
<b>Stance</b> - período do ciclo de marcha em que o pé de referência está em contacto com a superfície de apoio.	<b>Contacto inicial (<i>Initial Contact – IC</i>)</b> – termo genérico que define o instante em que o pé realiza o primeiro contacto com o solo. Inicia a fase de <i>stance</i> .
	<b>Acomodação do peso (<i>Weight Acceptance – WA</i>)</b> – período entre IC e a máxima flexão do joelho do membro de suporte.
<b>Swing</b> – período do ciclo de marcha em que o pé de referência não está em contacto com a superfície de apoio.	<b>Apoio Terminal (<i>Push Off – PO</i>)</b> – instante, no final da fase de <i>stance</i> , em que se realiza a impulsão no solo, pela extensão do membro inferior, e o tornozelo se encontra em flexão plantar. Inicia-se após o <i>Heel Off</i> e termina com o <i>Toe Off</i> .
	<b>Descolar do calcanhar (<i>Heel Off</i>)</b> – Instante em que o calcanhar abandona o solo.
	<b>Descolar do hálux (<i>Toe Off</i>)</b> – Instante em que o hálux abandona o solo.
	<b>Pré-oscilação( <i>Lift-Off (Early Swing)</i>)</b> – Período entre TO e MSw.
	<b>Oscilação média (<i>Midswing (MSw)</i>)</b> – ponto médio entre TO e IC.
	<b>Oscilação terminal (<i>Reach (Late Swing)</i>)</b> – período ente <i>MSw</i> e IC, em que o joelho efectua a extensão.

**Quadro 2.** Descrição das subdivisões do CM (adaptado de Costa, 2000).

Fases do Ciclo de Marcha	Subdivisões
Fase de Apoio:	<p><b>Contacto Inicial (CI)</b> (0% do CM) - Contacto do pé com o solo, normalmente através do calcanhar.</p>
	<p><b>Acomodação do Peso (AP)</b> (0% – 10% do CM) – Corresponde a um período de duplo apoio, que se inicia quando o pé contacta com o solo e continua até que o outro pé abandona o solo. O peso do corpo é transferido para o outro membro dianteiro.</p>
	<p><b>Apoio Médio (AM)</b> (10 – 30% do CM) – corresponde à primeira metade do período de apoio simples. Inicia-se com a elevação do outro membro inferior e continua até que o peso do corpo esteja alinhado sobre o pé de apoio.</p>
	<p><b>Apoio Terminal (AT)</b> (30 – 50% do CM) – inicia-se quando o calcanhar do membro de suporte se eleva, e continua até que o calcanhar do membro em fase oscilante toque no chão.</p>
Fase de Oscilação	<p><b>Pré-Oscilação (PO)</b> (50 – 60% do CM) – Corresponde ao segundo período de duplo apoio do CM. Começa com o CI do pé que terminou a fase de oscilação, e termina com a elevação do hálux do outro pé. O contacto do membro, agora em posição dianteira, com o solo, faz com que o outro membro inferior, que ficou numa posição posterior, aumente a sua flexão plantar, aumente a flexão do joelho e diminua a extensão da anca. Dá-se a transferência do peso do corpo para o membro inferior, agora numa posição dianteira.</p>
	<p><b>Oscilação Inicial (OI)</b> (60 – 73% do CM) – Inicia-se quando o pé é levantado do solo, e termina quando o pé do membro oscilante está oposto ao pé de apoio do membro de suporte.</p>
	<p><b>Oscilação Média (OM)</b> (73 – 87% do CM) – continua desde o ponto final da OI até que o membro oscilante passe para a frente do corpo e a tibia esteja na vertical. O membro de suporte está na fase inicial do apoio médio.</p>
	<p><b>Oscilação Terminal (OT)</b> (87 – 100% do CM) – inicia-se quando a tibia do membro oscilante está na vertical, terminando quando o pé toca no solo.</p>



**Figura 2.** Diagrama representando um ciclo de marcha, tomando o pé esquerdo como referência (adaptado de Richards, 2001).

#### 2.4.2. Parâmetros de análise da fase de apoio do CM ao nível do pé

O que se pretende neste estudo é, fundamentalmente, analisar o comportamento do pé durante a fase de apoio do ciclo de marcha, fase complexa, caracterizada pela influência de muitas variáveis dinâmicas, nomeadamente forças internas e externas. Centramos, por isso, a nossa atenção nos parâmetros usados normalmente para a análise desta fase.

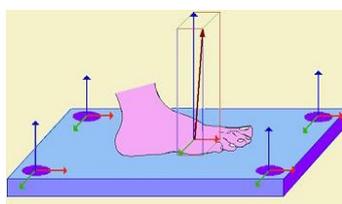
O conhecimento da força de reacção do solo (FRS), assim como a sua distribuição pela superfície plantar do pé (pressões plantares), são elementos fundamentais para uma caracterização do funcionamento do pé durante a marcha (Winter, 1991; Cornwall e McPoil, 1992; Vaughan et al., 1999; McPoil e Orlin, 2000; VanZand et al., 2001).

Os ângulos nas articulações, apesar de muitas vezes difíceis de medir, são também um elemento a considerar para uma análise detalhada do comportamento dos membros inferiores durante a marcha (Winter, 1991; Cornwall e McPoil, 2002) e em particular neste estudo, durante a fase de apoio, onde assume particular importância para a confirmação da pronação excessiva associada à gravidez (Nyska et al., 1997; Belyea, 2005).

### 2.4.2.1. Força de Reacção do Solo

A força de reacção do solo sobre o pé de referência, durante a fase de apoio do CM, é uma variável biomecânica que já mostrou ter um comportamento padrão (Winter, 1991; Whittle, 1996; Simpson e Jiang, 1999; Vaughan et al., 1999).

As plataformas de força são os dispositivos mais utilizados e fiáveis para a determinação desta força. Geralmente, estes dispositivos permitem obter as componentes desta força em três direcções:  $F_z$  - na direcção vertical,  $F_y$  - na direcção ântero-posterior e  $F_x$  - na direcção médio-lateral (Figura 3).

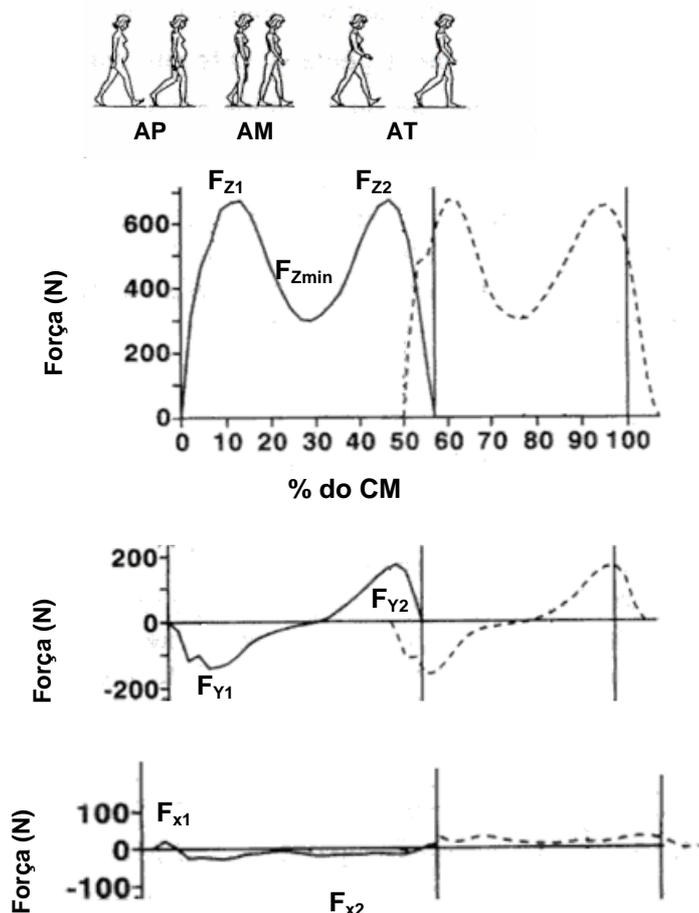


**Figura 3.** Diagrama representando as FRS que actuam sobre o pé durante a marcha (adaptado de Richards, 2001).

Para estudo, são relevantes as componentes das forças de reacção do solo, máximas e mínimas, que actuam em instantes específicos da fase de apoio do CM. As fases do CM onde ocorrem as forças máximas da componente vertical da força de reacção do solo,  $F_{z1}$  e  $F_{z2}$  são AP e AT, respectivamente. A força mínima,  $F_{zmin}$ , localizada no vale, ocorre durante a fase AM (Figura 4) (Winter, 1991; Winter, 1991; Whittle, 1996).

O máximo da componente ântero-posterior da FRS, no sentido contrário ao da progressão do movimento (sentido posterior), ocorre durante a fase de AP e o valor máximo desta componente, no sentido da progressão do movimento (sentido anterior), ocorre na fase de AT.

A componente médio-lateral da FRS é caracterizada por um baixo valor e uma elevada variabilidade, apresentando geralmente um máximo na fase de AP (no sentido lateral) e, outro máximo que ocorre nas fases de AM ou AT (no sentido medial) (Whittle, 1996).



**Figura 4.** Representação das fases de AP, AM e AT e dos gráficos das componentes da FRS, para o pé direito (linha sólida) e pé esquerdo (linha a tracejado) (adaptado de Whittle, 1996).

### Fase de acomodação do peso (AP)

Desde o IC até ao final da AP ocorre o “choque” e apoio do calcanhar no solo, ao qual se segue um ligeiro contacto do arco externo do pé, até ao apoio na zona metatársica e dedos (Abboud, 2002).

Há, no entanto, pelo menos um estudo que aponta no sentido de que após o CI o apoio se poderá fazer sobre os metatarsos e dedos e só depois haverá um fugaz contacto com o bordo externo do pé (Viladot, 2002).

Durante esta fase, a intensidade das forças de reacção aumenta rapidamente. Ocorre o primeiro pico da componente vertical da Força ( $F_{Z1}$ ), que é em média 10-20% superior ao peso, num adulto a caminhar numa cadência

natural (Blanc et al., 1983; Winter, 1991; Whittle, 1996; Simpson e Jiang, 1999; Jacob, 2001; Richards, 2001).

É também nesta fase que deve ocorrer o máximo, no sentido posterior, da força ântero-posterior ( $F_{Y1}$  - travagem). O valor desse máximo é da ordem de 20% do peso do corpo (Winter, 1991; Whittle, 1996; Simpson e Jiang, 1999; Richards, 2001).

A Força médio-lateral pode apresentar nesta fase um pico ( $F_{Xmin}$ ), cujo valor máximo é da ordem de 5 a 10% do peso do corpo (Winter, 1991; Simpson e Jiang, 1999; Richards, 2001).

### **Fase de apoio médio (AM)**

Inicia-se com a elevação do outro membro inferior, cuja aceleração provoca uma ligeira “levitação” do corpo. Como resultado a força de reacção vertical apresenta um valor inferior ao peso ( $F_{Zmin}$ ) (Winter, 1991; Richards, 2001). Nesta fase, a força ântero-posterior diminui, até se anular, e muda para o sentido anterior (aceleração positiva).

### **Fase de apoio Terminal (AT)**

Observa-se a elevação do calcanhar, de forma que todo o peso é suportado pela parte anterior do pé.

Todas as cabeças metatarsianas são solicitadas, sobretudo as centrais, bem como os dedos, principalmente o hálux, que inicia um papel equilibrador muito importante (Abboud, 2002; Viel, 2004).

Nesta fase ocorre o segundo pico da força de reacção vertical ( $F_{Z2}$ ) que, tal como o primeiro, é em média 10-20% maior que o peso, num adulto a caminhar numa cadência natural (Blanc et al., 1983; Winter, 1991; Simpson e Jiang, 1999; Jacob, 2001; Richards, 2001).

A força ântero-posterior, nesta fase, ajuda na propulsão e obtém-se o seu valor máximo no sentido do movimento.

A força médio-lateral, nas fases AM e AT, mantém normalmente valores positivos, sempre com intensidades máximas, da ordem de 5 a 10% do peso do corpo.

#### **2.4.2.2. Pressão Plantar**

O conhecimento da distribuição das forças pelo pé, nas diferentes sub fases da fase de apoio, é essencial para se detectar em que zonas da superfície plantar do pé a sobrecarga é maior e durante quanto tempo são sobrecarregadas (Cornwall e McPoil, 1992; McPoil e Orlin, 2000).

A avaliação da pressão plantar é um importante indicador da função do tornozelo e pé, durante a marcha e outras actividades funcionais, porque o pé e o tornozelo proporcionam o suporte e a flexibilidade necessária para a sustentação e transferência do peso, enquanto executamos as actividades.

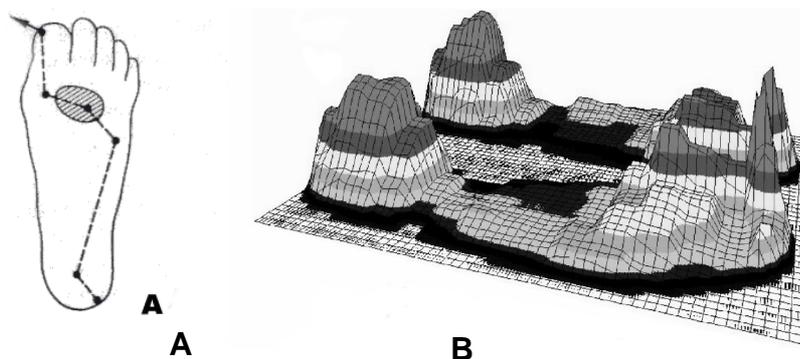
A medição da pressão plantar durante a marcha, é um processo que começa também a ser utilizado para medir a pronação e supinação subtalar.

Dividindo a planta do pé, de forma a poder avaliar a distribuição de pressão nas zonas medial e lateral do pé, nas diferentes sub fases de apoio, é possível avaliar o tempo e grau de pronação-supinação (Russo e Chipchase, 2001).

O trajecto do centro de pressão na fase de apoio, é outro indicador que se pode considerar quando se estuda a dinâmica do pé.

O centro de pressão representa o ponto de aplicação da resultante das forças de reacção do solo.

A zona marcada no antepé na Figura 5 A, corresponde à região onde durante a marcha se fazem sentir as maiores pressões (Blanc et al., 1983).



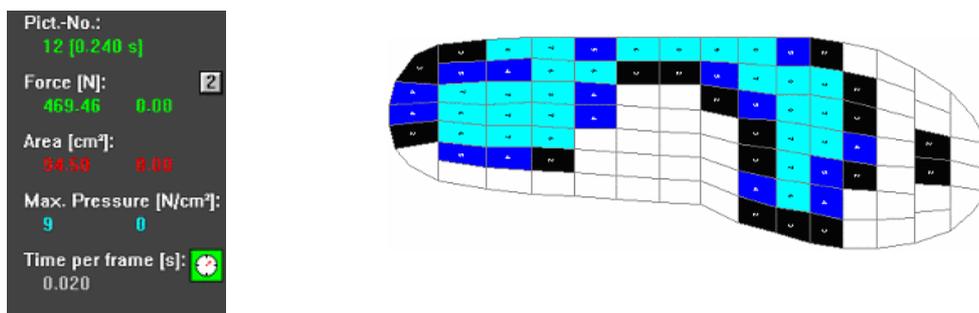
**Figura 5.** (A) Representação do trajecto do centro de pressão, no decorrer de um apoio (adaptado de Blanc, 1983). (B) Máximos de pressão em todos os sensores durante a fase de apoio para cada um dos pés (adaptado de Hessert, 2005)

Os sistemas que dominam na área da avaliação da pressão plantar (pé calçado), são as palmilhas flexíveis, constituídas por pequenos sensores de pressão organizados em linhas e colunas, que são colocadas no interior dos sapatos do sujeito. Vários estudos, referem que as palmilhas flexíveis são o sistema desejável e porventura mais válido e fiável, de avaliação da pressão plantar (Cavanagh et al., 1992; Finch, 1999; McPoil e Orlin, 2000; Randolph et al., 2000; Burnfield et al., 2004).

A maioria dos sistemas de avaliação da pressão plantar disponíveis no mercado (*Emed Sensor Platform, Pedar Insole System, F-scan System*), oferecem amostras com frequências de aquisição entre 50 e 200 Hz, que são adequadas para as medições durante o caminhar (McPoil e Orlin, 2000). Aos investigadores cabe decidir se devem privilegiar a frequência de amostragem em detrimento do número de sensores ou vice-versa (Hennig, 1998).

O sistema utilizado neste estudo, permite obter para cada uma das *frames* seleccionadas, entre outros valores, a pressão média, a pressão máxima, o número de sensores activados em cada zona do pé, e a área total activada em cada pé (palmilha).

A área corresponde à superfície de contacto entre a planta do pé, a palmilha (sensores) e o sapato (Figura 6).



**Figura 6.** Imagem fornecida pelo sistema PEDAR, durante uma aquisição.

Para a análise, foram seleccionadas *frames* que permitiram avaliar a distribuição de pressão plantar, nos instantes em que ocorreram os picos e o vale da componente vertical da força de reacção do solo.

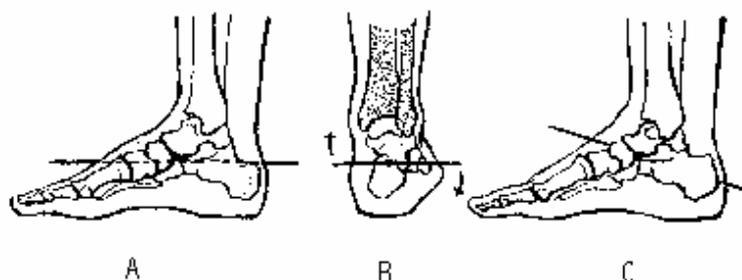
A localização do máximo de pressão em cada uma das fases, poderá ser mais lateral ou medial, em função da forma como o pé se posiciona em relação ao solo (mais ou menos pronado).

É importante a localização dos máximos, a avaliação do número de sensores activados e o valor da pressão registada em cada um, nas diferentes áreas seleccionadas, para inferir como se posiciona o pé em relação ao solo nas diferentes fases e que zonas do pé são anormalmente solicitadas (Machado et al., 2001; Abboud, 2002).

### 2.4.2.3. Cinemática Angular

Quando se inicia o CI na marcha, o calcanhar toca o solo, estando a parte posterior do pé ligeiramente invertida (Whittle, 1996; Cornwall e McPoil, 2002). Quando este se apoia no solo, ocorre a flexão plantar. A combinação destes movimentos com a adução do pé denomina-se supinação (Figura 7). Na fase de apoio médio, o ângulo do tornozelo passa de flexão plantar para dorsiflexão (Figura 8), iniciando-se o movimento de pronação que se mantém até o calcanhar descolar do solo, quando se inicia a supinação do antepé. Enquanto o pé de apoio sustenta o corpo, na fase de AT, continua uma inversão

e adução do pé, enquanto o tornozelo sofre novamente flexão plantar (Whittle, 1996).



**Figura 7.** Representação dos movimentos de supinação e pronação do pé.

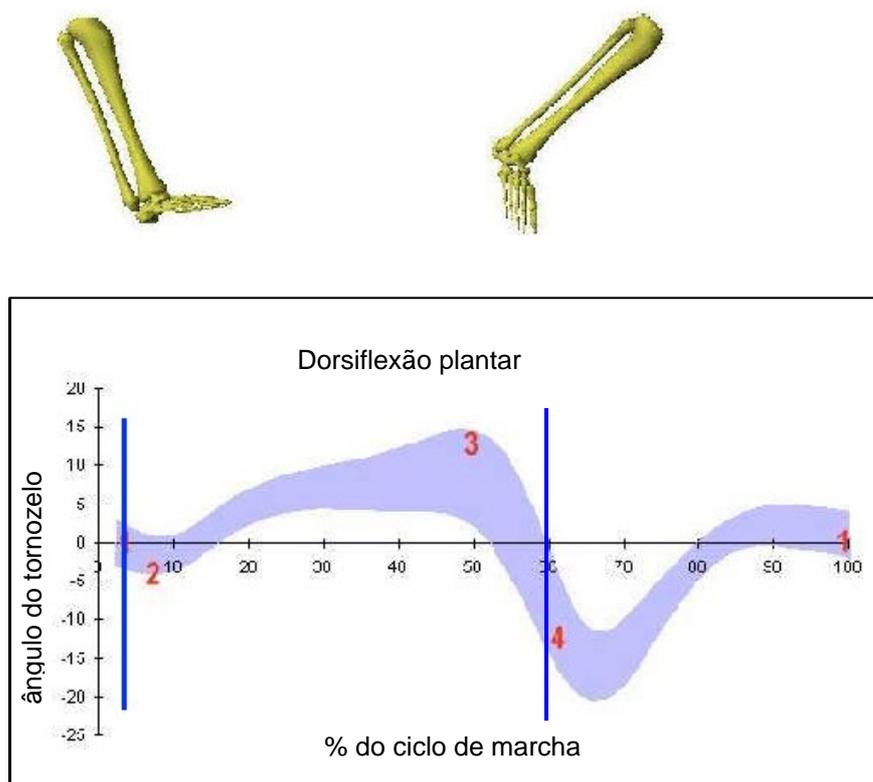
Se fosse possível o movimento em relação a um eixo ântero-posterior (Figura 7 A), a supinação e pronação ocorreriam num plano frontal (Figura 7 B), mas como os eixos são oblíquos, em particular o da articulação transversa do tarso (Figura 7 C), nunca ocorrerá uma supinação-pronação “pura”.

No entanto, o movimento na articulação subtalar, numa análise bidimensional (Figura 9), é considerado como ocorrendo no plano frontal e o ângulo entre o calcâneo e a perna é geralmente usado para avaliar a supinação e pronação (Enoka, 2000).

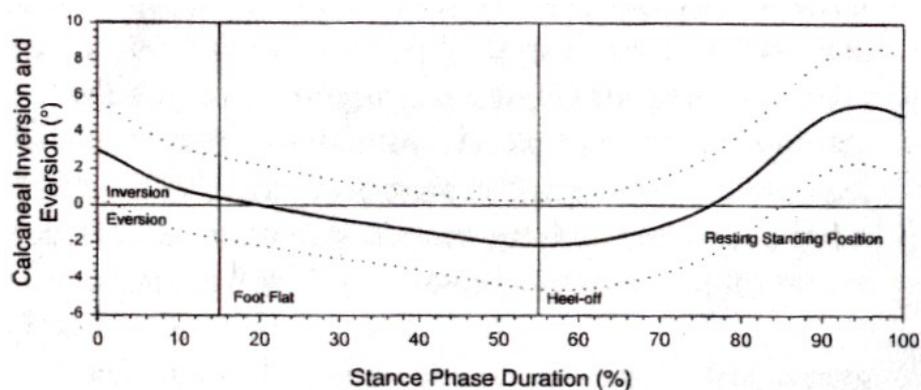
O ângulo de inversão-eversão (supinação-pronação) tem amplitudes muito pequenas, o que dificulta a medição. Talvez seja este o motivo que justifica as poucas referências encontradas na revisão da bibliografia.

A avaliação do ângulo do tornozelo durante a fase de apoio, com particular relevância no contacto inicial, pode ser um auxiliar para detectar alterações funcionais no pé da grávida.

No CI, a absorção passiva das forças associadas ao contacto do “pé” como o solo é, inicialmente cumprida pelas características estruturais do calcanhar, e durante a evolução do contacto do pé, pela flexão plantar e pelos movimentos de supinação-pronação da articulação do tornozelo.



**Figura 8.** Diagrama representando a variação do ângulo do tornozelo ao longo de um ciclo de marcha (adaptado de Richards, 2001).



**Figura 9.** Gráfico relativo à medida do ângulo do calcâneo em relação à tibia (movimento em relação a um eixo ântero-posterior), durante a fase de apoio (adaptado de Cornwall, 2002).

---

## **CAPITULO 3. ESTUDO EXPERIMENTAL EXPLORATÓRIO**

### **3.1. Introdução**

Este estudo de natureza laboratorial, teve um carácter exploratório, com a finalidade de identificar parâmetros característicos da análise da marcha humana, que fossem alterados pelo estado gravídico.

A marcha é um dos movimentos mais estudados no domínio da motricidade, onde a grávida, por excelência, constitui um grupo com características específicas, digno de uma investigação profunda.

Neste sentido procedeu-se ao estudo do padrão da marcha, com incidência ao nível dos membros inferiores, por constituir uma das actividades físicas regulares preferencialmente descrita para as grávidas (Holstein, 1988; Artal et al., 1999).

Na revisão bibliográfica efectuada, foram encontrados poucos estudos sobre o padrão da marcha desta população e desses alguns são contraditórios.

Este trabalho baseia-se no facto de serem evidentes as alterações posturais da grávida, devidas à modificação da posição do centro de gravidade, com impacto na “forma” de caminhar.

Além da alteração referida, é essencial ter em conta, para o estudo proposto, as alterações dos movimentos ao nível das articulações, em particular nos membros inferiores. Há alterações na amplitude dos movimentos ao nível das articulações do pé, provocadas, entre outros factores, pela libertação de hormonas associadas à gravidez, que se espera serem detectadas nesta análise da marcha.

O aumento do conforto e a diminuição da sintomatologia dolorosa, referida aos pés das gestantes, durante a marcha (Marques et al., 2005), foram também razões que motivaram este trabalho.

### 3.2. Objectivos

Identificar parâmetros da análise da marcha da gestante, cujos valores característicos sejam significativamente diferentes dos relativos às não grávidas.

### 3.3. Caracterização da amostra

A amostra deste estudo foi constituída por 20 mulheres voluntárias, 10 grávidas do último trimestre (média de  $32,8 \pm 4,2$  semanas) e 10 não grávidas, sem antecedentes de lesões dos sistemas musculo-esquelético (aparelho locomotor) ou neuromuscular. As idades variaram entre 23 e 37 anos (média  $30,0 \pm 4,0$  anos), a média de alturas foi de  $1,62 \pm 0,057$  m, o peso médio das gestantes foi de  $689,1 \pm 85,6$  N e o das não grávidas  $574,4 \pm 105,6$  N.

Cada recolha de dados ocorreu com um ou dois indivíduos em cada dia. Antes de se iniciar, era explicado o objectivo do trabalho e obtido o consentimento informado das intervenientes.

Após todas as explicações relativas ao estudo a realizar e esclarecidas quaisquer dúvidas, as mulheres eram ajudadas a escolher de entre os sapatos “padrão” disponíveis, os que melhor se adaptavam aos seus pés (depois de introduzidas as palmilhas transdutoras de pressão).

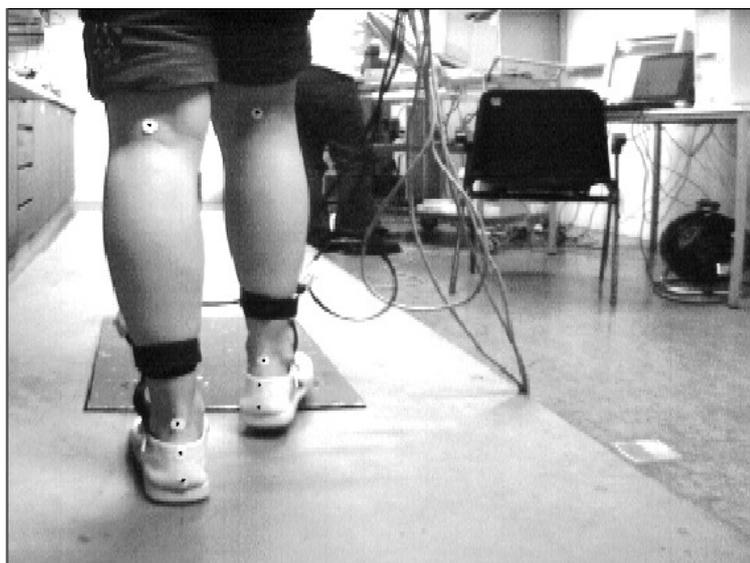
Depois de uma breve adaptação, cada sujeito, após ser aconselhado novamente a realizar a marcha tão normal quanto possível, percorreu, com velocidade livremente escolhida, um estrado de superfície lisa e plana (5 m x 0,92m x 0,15m), no qual se encontrava encastrada uma plataforma de força. Cada sujeito completou pelo menos dois ciclos de marcha.

Uma câmara de vídeo foi perpendicularmente ao plano frontal (na parte posterior), com o eixo óptico a cerca de 0,5m do solo, a cerca de 30 cm da plataforma.

Foram recolhidos dados referentes a três ensaios considerados válidos.

Só foram considerados válidos os ensaios em que as mulheres “acertavam” na parte interior da plataforma e completavam pelo menos dois CM completos sem interrupção.

As recolhas de dados foram efectuadas durante a tarde, ao longo de três meses.



**Figura 10.** Imagem relativa a uma recolha de dados.

### **3.4. Estudo Laboratorial**

O estudo laboratorial desenvolveu-se em três vertentes: na análise do comportamento das componentes da força de reacção do solo (FRS), na avaliação das pressões plantares e na medição do ângulo de supinação-pronação (inversão-eversão), durante a fase de Apoio do CM.

#### **Força de Reacção do Solo (FRS)**

Para as recolhas dos dados relativos à FRS, foram utilizados:

- uma plataforma de força Bertec 4060 –15;
- um amplificador BERTEC AM 2000;

- uma unidade de conversão analógico-digital de 16 Bites (BIOPAC);
- uma unidade de sincronização;
- um computador.

Todas as grandezas do sinal eléctrico enviado pela plataforma foram amplificadas 10 vezes, excepto o sinal referente a  $F_z$  (5 vezes).

Os sinais foram processados por um PC, utilizando o software Acqknowledge versão 3.7.1. Posteriormente foi adaptado um programa em MatLab versão 6.5 para obter os valores e gráficos pretendidos.

### **Distribuição da Pressão Plantar**

O sistema utilizado para medir os parâmetros associados à pressão plantar foi o PEDAR (Firma Novel), sistema baseado no princípio capacitivo de medição, constituído por:

- dois pares de palmilhas;
- uma caixa de sincronização, ligando as palmilhas a uma unidade de controlo de sincronização, através de cabos;
- uma unidade de interface (sincronização) entre as palmilhas e o computador ;
- um transformador, para ligar a caixa de interface à rede eléctrica;
- um conjunto de cintas de aperto por velcro, que ajustam os cabos das palmilhas às pernas do sujeito a estudar.

Os tamanhos das palmilhas utilizados pela amostra, foram 38/39 e 40/41.

Cada elemento da amostra utilizou o mesmo modelo de calçado e efectuou três ensaios referentes a cada um dos pés.

### **Ângulo de Supinação-Pronação**

Para o registo dos ângulos entre o calcâneo e a perna, foi utilizada uma câmara de vídeo *MotionScope Redlake PCI 8000s*, funcionando a 50Hz, colocada perpendicularmente ao plano frontal, com o eixo óptico alinhado com a

direcção e sentido do movimento e elevado 50 cm em relação ao solo, a 1 m da plataforma de força.

Para facilitar a identificação dos pontos que definem os segmentos sobre o calcâneo (parte posterior do sapato) e a perna, foram efectuadas marcações de oito pontos com um material reflector, dois sobre os sapatos (os mesmos durante toda a recolha) e dois sobre as pernas de cada um dos elementos da amostra, um sobre o calcâneo e outro na parte média da fossa poplíteia. Para esta marcação, a colaboração de uma fisioterapeuta foi importante para garantir tanto quanto possível, uma homogeneidade na definição dos pontos seleccionados.

As imagens recolhidas com a câmara de vídeo, foram digitalizadas. Para a digitalização e processamento 2D das imagens recolhidas, utilizou-se o software *Ariel Performance Analysis Sistem (APAS)*, da *Ariel Dynamics INC.*, instalado num PC Ariel, com monitor Nokia 447 XAV. Este software é constituído por diferentes módulos, que permitem a digitalização, a atenuação de eventuais erros decorrentes dessa digitalização, e o cálculo de diferentes grandezas, lineares e angulares.

Em cada ensaio seleccionaram-se cerca de 40 imagens, correspondendo ao intervalo compreendido entre o CI, e a subfase PO.

Em cada uma das imagens foram digitalizados 4 pontos, o que fez 160 pontos por ensaio.

### **3.4.1. Procedimentos**

Cada recolha ocorreu com um ou dois elementos em cada dia. Antes de se iniciar a sessão, era explicado o objectivo do trabalho e obtido o consentimento informado das intervenientes.

Após todas as explicações e esclarecidas quaisquer dúvidas, as mulheres eram ajudadas a escolher de entre os sapatos “padrão” disponíveis, os que melhor se adaptavam aos seus pés (depois de introduzidas as palmilhas

transdutoras de pressão). Quando interrogadas sobre o número de sapato que utilizavam, 8 das 10 gestantes, referiram que calçavam um número maior do que na fase inicial da gravidez.

Efectuavam-se as marcações nas pernas e propunha-se às mulheres que caminhassem normalmente, para verificarem se se sentiam confortáveis.

Depois de uma breve adaptação, cada sujeito, após ter sido aconselhado novamente a realizar a marcha tão normal quanto possível, percorria, a velocidade auto seleccionada, o estrado (500cm x 92cm x 15cm) de superfície lisa e plana, no qual se encontrava encastrada a plataforma de força.

A câmara de vídeo, localizada no plano frontal, com o eixo óptico alinhado com a direcção e sentido do movimento e elevado 50 cm em relação ao solo, registou imagens da zona posterior dos membros inferiores.

Antes de cada recolha, para possibilitar a calibração das escalas do registo de vídeo, eram recolhidas imagens de um referencial com dimensões de 1mx2mx1,5m, colocado no plano da filmagem, sobre o estrado onde se encontrava a plataforma.

Foram recolhidos dados referentes a três ensaios considerados válidos, de cada passagem sobre a plataforma (pé direito, pé esquerdo).

Os três sistemas para a recolha de dados foram utilizados em simultâneo, sincronizados através de um dispositivo desenvolvido no laboratório. No instante em que o pé activava a plataforma de força, um sinal electromagnético era enviado, pelo Biopac, para a caixa de sincronização desenvolvida no gabinete, que controlava a porta de sincronismo da câmara de alta velocidade, dando início ao evento início de aquisição de imagem e simultaneamente, activava a aquisição das *frames* nas palmilhas transdutoras de pressão, iniciando-se a recolha.

As recolhas foram efectuadas geralmente no final do dia, dependendo da ocupação do laboratório e da disponibilidade das voluntárias, ao longo de cinco meses.

### 3.4.2. Variáveis seleccionadas para o estudo

Neste estudo foram efectuadas medições de forças, tempos, pressões e ângulos, associados a instantes específicos da fase de apoio.

A simbologia e a descrição dos parâmetros seleccionados para o estudo são apresentadas no Quadro 3.

**Quadro 3.** Descrição das variáveis seleccionadas neste estudo e respectivos símbolos.

Símbolo	Descrição
TA	Tempo total de apoio
$F_z$	Componente vertical da FRS
$F_{z1}$	Valor do primeiro pico de $F_z$
$F_{z2}$	Valor do segundo pico de $F_z$
$F_{zmin}$	Valor do mínimo entre $F_{z1}$ e $F_{z2}$
$F_{zméd}$	Valor médio da componente vertical da FRS
$I_{Fz1}$	Impulso da componente vertical da FRS no intervalo $[0, t_{Fz1}]$
$I_{Fz2}$	Impulso da componente vertical da FRS no intervalo $[t_{Fzmin}, t_{Fz2}]$
$t_{Fz1}$	Tempo para a ocorrência de $F_{z1}$
$t_{Fzmin}$	Tempo para a ocorrência de $F_{zmin}$
$t_{Fz2}$	Tempo para a ocorrência de $F_{z2}$
$T_{CFz1\_D}$	Taxa de crescimento da força $F_{z1}$ . Definida como a razão entre $F_{z1}$ (normalizada ao peso) e o tempo para se atingir este pico (normalizado ao tempo total de apoio).
$T_{CFz2\_D}$	Taxa de crescimento da força $F_{z2}$ . Definida como a razão entre $F_{z2}$ (normalizada ao peso) e o tempo para se atingir este pico (normalizado ao tempo total de apoio)
$F_y$	Componente ântero-posterior da FRS
$F_{y1}$	Componente ântero-posterior máxima no sentido posterior
$F_{y2}$	Componente ântero-posterior máxima no sentido anterior
$t_{Fy1}$	Tempo para a ocorrência de $F_{y1}$
$t_{Fy1}$	Tempo para a ocorrência de $F_{y1}$
$t_{Fy=0}$	Tempo para $F_y$ se anular
$I_{y\_trv}$	Impulso da componente $F_y$ no intervalo $[0, t_{Fy=0}]$
$I_{y\_ace}$	Impulso da componente $F_y$ no intervalo $[t_{Fy=0}, TA]$
$F_x$	Componente médio-lateral da FRS
A	Área máxima activada nas palmilhas
$P_{máx}$	Pressões plantares máximas
$P_{méd}$	Pressões plantares médias
$A_{máx}$	Área máxima activada nas palmilhas
Cel	Células activadas nas palmilhas
$ang_{máx}$	ângulo máximo entre calcâneo e perna direita (eversão).
% pron	% da fase de apoio passada em pronação (eversão).

Para representar as variáveis relativas ao pé direito utilizou-se sempre que necessário, “\_D” (Ex:  $F_{z1\_D}$ , para representar a força vertical máxima, 1º pico, no pé direito), para as grandezas referentes ao pé Esquerdo, utilizou-se “\_E”.

### 3.4.3. Processamento dos dados

#### Plataforma de Força

O processamento dos dados referentes à plataforma de força foi efectuado no MatLab, versão 6.5, a partir de um programa adaptado para o efeito (Anexo 1).

Neste programa, foi possível obter os valores absolutos das forças, tempos e impulsos, bem como a sua normalização ao peso e ao tempo de apoio.

#### Câmara de Vídeo

Para o processamento dos dados relativos aos registos de vídeo, foi utilizado o software APAS, que inclui diferentes módulos necessários para a obtenção dos dados.

A digitalização das imagens foi manual. Em cada uma das *frames* seleccionadas e por cada passagem, foram digitalizados os quatro pontos previamente marcados (cerca de 40 *frames* por passagem), no módulo *DIGIT4*.

Após a digitalização, as imagens foram transformadas num modelo bidimensional pelo programa *TRANSFORM*, utilizando o algoritmo DLT.

Foi ainda usado um filtro passa baixo (*low pass filter- Buttherworth*), com uma frequência de corte de 7 Hz (Winter, 1991).

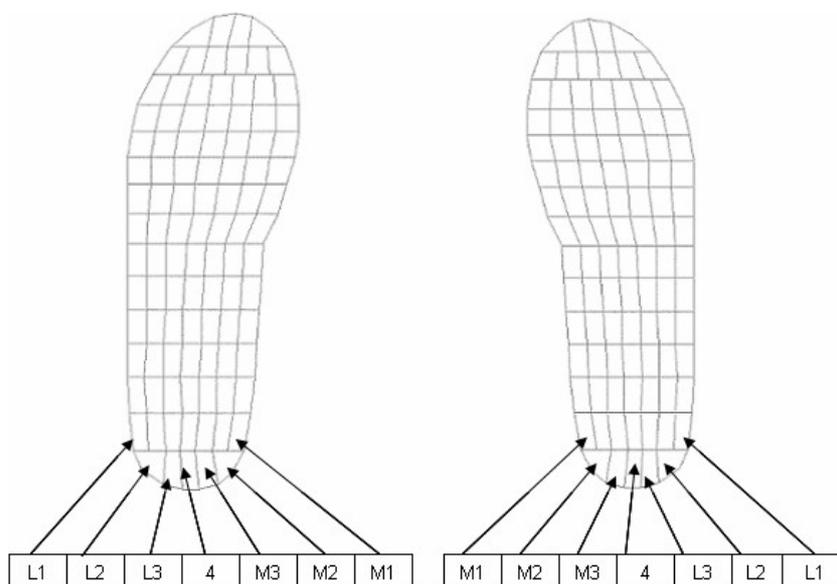
Os valores dos ângulos pretendidos foram obtidos a partir do módulo *DISPLAY*.

#### Palmilhas Transdutoras de Pressão

Os dados referentes às palmilhas, foram obtidos a partir da leitura directa dos valores de pressão máxima e área total na zona activada, da contagem do

número de sensores activados e do valor da pressão em cada um, ao longo de cada uma das linhas ântero-posteriores da palmilha.

Para uma análise detalhada da distribuição da pressão plantar, nos instantes seleccionados, dividiu-se a palmilha em 7 regiões (Figura 12), correspondentes às linhas longitudinais (ântero-posteriores), formadas pelos respectivos sensores.



**Figura 11.** Esquema das palmilhas e representação das diferentes regiões em que foi dividida.

A quarta linha (4 na Figura 12) não foi considerada nesta análise, para permitir uma simetria em relação às regiões medial e lateral.

As linhas mais laterais e mediais (L1 e M1), contêm menos 1 sensor em cada extremidade.

Este procedimento, permitiu observar a distribuição plantar nas fases pretendidas do ciclo de marcha e inferir sobre qual a posição do pé em relação ao solo, em cada uma das *frames*

Para a análise, foram seleccionadas as *frames* que permitiram avaliar a distribuição de pressão plantar na fase de acomodação do peso (AP), apoio médio (AM) e apoio terminal (AT). Foi analisada uma *frame* por cada ensaio, correspondente aos instantes em que ocorrem os valores  $F_{Z1}$ ,  $F_{Zmin}$  e  $F_{Z2}$ , em cada uma das fases de apoio seleccionadas.

As zonas activadas correspondem, aproximadamente, ao retopé e ao antepé na fase de AP e AT, respectivamente, o que permite o estudo dos padrões da pressão plantar nessas regiões.

A divisão tem também como objectivo, tentar verificar se se confirmam sinais de pronação excessiva no grupo das grávidas, ao mesmo tempo que se avaliam as pressões máximas e médias, em cada uma das fases de apoio seleccionadas.

#### 3.4.4. Tratamento estatístico

Todo o tratamento estatístico foi efectuado no software SPSSWin10.

Utilizou-se o mesmo procedimento para a análise estatística de todas as variáveis estudadas.

O teste de *Kolmogorov-Smirnov* foi aplicado para verificar quais das variáveis apresentavam distribuição normal.

O teste de *Levene* foi utilizado para verificar a homogeneidade das variâncias populacionais.

Nos casos em que a distribuição era normal e as variâncias populacionais homogéneas ( $p > 0,05$ ), foi aplicado o t-test para amostras independentes, para um nível de significância de  $p < 0,05$ .

Nos restantes casos, foi aplicado o teste estatístico não paramétrico de Mann-Whitney para um nível de significância de  $p < 0,05$ .

Para a avaliação de prováveis assimetrias, além da análise estatística, foi utilizada a fórmula proposta por Robinson et al. (1987), para determinar o índice de simetria (SI).

$$SI = \frac{(X_R - X_L)}{0.5(X_R + X_L)} * 100$$

**Equação 1: Índice de Simetria SI.**

em que  $X_R$  e  $X_L$ , são os valores das variáveis medidas para o pé direito e esquerdo, respectivamente.

### **3.5. Resultados e Discussão**

Foi objectivo deste estudo, identificar parâmetros característicos da análise da marcha nas gestantes, cujos valores encontrados fossem significativamente diferentes dos relativos às não grávidas.

Estudaram-se dez mulheres grávidas do terceiro trimestre e dez mulheres não grávidas, com a finalidade de identificar eventuais diferenças entre os dois grupos, que possam servir de orientação para alterações ao protocolo aplicado, com o intuito de o adaptar e alargar a um maior número de grávidas.

O estudo foi planificado e executado de forma a poder observar eventuais assimetrias funcionais entre os membros inferiores, em cada um dos grupos e entre os grupos. Para isso, tal como é sugerido em grande número de estudos, os resultados são apresentados e analisados para cada um dos pés dos sujeitos (Sadeghi et al., 2000; VanZand et al., 2001; Menz, 2004).

Para evitar o aparecimento de alterações nos padrões da pressão plantar e da FRS que podem provocar aparentes assimetrias (devidas ao facto de só ser avaliado um pé de cada vez, com os sujeitos a terem que se preocupar em “acertar” na plataforma), foram repetidos vários ensaios com cada participante, até que este se sentisse perfeitamente à vontade.

A apresentação e discussão dos resultados estão organizadas de forma a possibilitar a comparação entre as grávidas e não grávidas, para cada um dos parâmetros.

Inicia-se pela análise da FRS e parâmetros relacionados, segue-se a análise das pressões plantares e termina-se com a análise do ângulo de supinação-pronação.

Para referenciar as grandezas normalizadas ao peso foi acrescentado ao símbolo respectivo – (pc), para referenciar a normalização ao tempo de apoio foi acrescentado – (TA).

### 3.5.1. Força de Reacção do Solo

A análise dos dados apresentados no Quadro 4, revela algumas diferenças significativas entre o grupo das grávidas e o das não grávidas. O tempo de apoio e os valores de  $F_{Z1}$  e  $F_{Zmin}$ , são mais elevados no grupo das grávidas. No que diz respeito à componente  $F_{Z2}$ , particularmente ao nível do pé direito, as grávidas e as não grávidas não apresentam diferenças significativas, o que pode ser justificado com a menor força que a grávida (maior massa) tem que realizar, por efeito da inércia, para continuar o movimento para a frente.

O aumento do tempo de apoio no grupo das grávidas, relativamente ao grupo das não grávidas, poderá traduzir uma menor velocidade da marcha. Este aumento no tempo de apoio total, tem necessariamente implicações nos tempos necessários para que ocorram os dois picos  $F_{Z1}$  e  $F_{Z2}$  e o vale ( $F_{Zmin}$ ), concordante com o que se pode observar nos estudos referentes ao transporte de cargas em mochilas escolares (Lopes, 2002), e na análise cinemática de crianças obesas (Mota e Link, 2001).

**Quadro 4.** Valores médios (M) e respectivos desvios-padrão (DP), dos tempos de apoio, dos máximos e mínimos da componente vertical da força de reacção do solo e dos impulsos associados a  $F_{Z1}$  e  $F_{Z2}$ , para os pés direito e esquerdo. Aumento/diminuição percentual entre os dois grupos.

	Grávida (pé direito)	Não Grávida (pé direito)	Grávida (pé esquerdo)	Não Grávida (pé esquerdo)	G/nG (pé dto)	G/nG (pé esq)
	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	%	%
TA (s)	1,03 (0,1) (*)	0,87 (0,1)	0,97 (0,1) (*)	0,86 (0,09)	118,4%	112,8%
$F_{Z1}$ (N)	706,9 (88,2) (*)	600,1(102,4)	725,8 (100,1) (*)	604,4 (114,1)	117,8%	120,1%
$F_{Zmin}$ (N)	617,1 (116,0) (*)	495,0 (68,3)	639,1 (89,6) (*)	503,3 (68,0)	124,7%	127,0%
$F_{Z2}$ (N)	736,2 (87,6)	651,0 (148,4)	756,1 (96,8) (*)	640,7 (130,2)	113,1%	118,0%
$I_{FZ1}$ (Ns)	155,0 (54,2) (*)	88,3 (14,8)	156,0 (49,2) (*)	103,2 (53,5)	175,6%	151,2%
$I_{FZ2}$ (Ns)	178,0 (56,2) (*)	121,9 (24,8)	148,0 (49,84)	118,4 (17,7)	146,0%	125,0%

\*Diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,05$ .

Os impulsos absolutos das forças  $F_{Z1}$  e  $F_{Z2}$ , são significativamente diferentes ( $p < 0,05$ ), apresentando um maior valor nas grávidas, como seria de esperar, uma vez que a intensidade das forças  $F_{Z1}$  e  $F_{Z2}$  e os respectivos tempos, têm valores mais elevados.

O caso do impulso relativo a  $F_{Z2}$  pé esquerdo ( $I_{F_{Z2\_E}}$ ), em que se verifica uma semelhança entre o comportamento das grávidas e não grávidas, poderá estar relacionado com possíveis assimetrias ao nível dos membros inferiores. Para o comprovar será necessário um estudo mais alargado, envolvendo grávidas no início e no final da gravidez, para limitar a interferência de características individuais, que se podem sobrepor às alterações decorrentes da gravidez.

O maior valor dos impulsos corresponde a uma maior variação na quantidade de movimento, o que indica que a hipotética redução da velocidade não será suficiente para compensar o efeito da maior massa, na fase de apoio, durante as sub fases de AP e AT.

### **Análise dos valores das forças e respectivos tempos normalizados**

Para caracterizar as eventuais diferenças na dinâmica de apoio durante a marcha nos dois grupos, foram analisadas as três componentes da força de reacção do solo: vertical ( $F_z$ ), ântero-posterior ( $F_y$ ) e médio-lateral ( $F_x$ ), normalizadas ao peso – (pc).

Foram também analisados os tempos correspondentes a cada uma das forças, normalizados ao tempo total de apoio (TA).

Da análise global dos resultados apresentados no Quadro 5, verifica-se que as grávidas apresentam valores menores no que diz respeito à força  $F_{Z2}$ , normalizada ao peso -  $F_{Z2}(pc)$  (-5,1% no pé esquerdo) - e maiores valores relativos ao tempo da força  $F_{Z1}$  normalizado à fase de apoio -  $t_{F_{Z1}}(TA)$  (8,2 pé esquerdo e 10,8 pé direito). O menor aumento relativo a  $F_{Z2}(pc)$ , principalmente ao nível do pé esquerdo, sugere que as grávidas observadas exercem uma menor força na fase de *push-off*, o que poderá estar relacionado com a situação de maior desequilíbrio, devido à localização anterior da carga adicional que a

grávida apresenta na fase final da gravidez, o que é concordante com os estudos publicados por Amadio e Costa (2000) e Mota (2001).

O facto de a grávida demorar mais na fase de acomodação do peso (AP), pode estar associado ao prolongamento da fase de duplo apoio, relacionada com uma estratégia para manter o equilíbrio, o que é concordante com os resultados de Mota e Link (2001) num estudo sobre a cinemática de crianças obesas.

A análise das taxas de crescimento das forças  $F_{Z1}$  e  $F_{Z2}$  (Quadro 4), mostra que as grávidas apresentam valores menores na  $T_{CFZ1}(pc)$  (-8,8% pé esquerdo, -12,8% pé direito), o que pode ser explicado fundamentalmente pela menor duração de cada uma das fases em análise. Este facto indicia uma “maior facilidade” no ataque ao solo e acomodação do peso, por parte da não grávida.

Estes resultados são semelhantes aos de outros autores, envolvendo transporte de cargas em mochilas, que demonstraram uma diminuição da  $T_{CFZ1}$  com o aumento de carga (Lopes, 2002).

Por outro lado, Amadio (2000) relaciona os valores reduzidos da taxa de crescimento da força  $F_{Z1}$  com um melhor controlo da distribuição dessas forças, como estratégia para atenuar o impacto e proteger as estruturas passivas do aparelho locomotor, envolvidas no mecanismo de absorção do choque mecânico.

Observa-se neste trabalho que, para as grávidas, há uma diminuição no valor do tempo normalizado ao tempo de apoio, para o 2º máximo relativo a  $F_Y$ ,  $t_{FY2}(TA)$ , confirmando a maior facilidade das gestantes em dar continuidade ao movimento para a frente. A massa dos sujeitos funciona agora como um auxílio no impulso para a frente, traduzindo-se em tempos menores para as grávidas atingirem  $F_{Y2}$ .

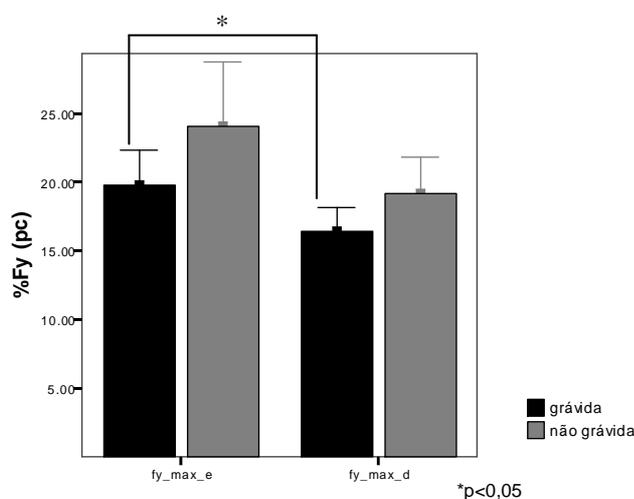
Não se observam diferenças significativas nos valores de  $F_Y$  normalizados ao peso -  $F_{Y1}(pc)$  e  $F_{Y2}(pc)$  - apesar da média dos valores absolutos ser menor nas grávidas, o que aliado aos valores de  $p$  próximos de 5% ( $p=0,052$ ), poderá indiciar uma tendência, que poderá vir a ser verificada

num estudo mais alargado, principalmente se a amostra for constituída por grávidas observadas em diferentes períodos da gestação.

Os maiores valores correspondentes a  $t_{F_Y=0}(TA)$  no que diz respeito às grávidas (7,1% pé esquerdo), pode ser mais um indício de uma maior dificuldade (e mais cuidado) na travagem, durante a fase de AP.

Os valores obtidos para a força ântero-posterior máxima, no que diz respeito aos dois pés, representados na Figura 11, indiciam uma assimetria acentuada nos dois grupos. O índice de assimetria, no que diz respeito às grávidas, determinado por aplicação da fórmula sugerida por Robinson et al. (1987), é de 19%.

O grau de simetria entre os dois pés, durante a marcha, pode ser usado para detectar alterações no seu comportamento funcional (VanZand et al., 2001).



**Figura 12.** Valores dos máximos da Força ântero-posterior ( $F_Y$ ) normalizados ao peso corporal, referentes aos pés direito e esquerdo, nos dois grupos.

Os resultados apresentados no Quadro 5, evidenciam o efeito do maior peso das grávidas, com excepção dos dados relativos à força  $F_{Z2}$ , em que os valores

relativos às grávidas e às não grávidas não apresentam diferenças significativas ( $p=0,14$ ).

**Quadro 5.** Valores médios normalizados (percentuais) e respectivos desvio-padrão, dos máximos e mínimos da componente vertical da FRS, das taxas de crescimento de  $F_{Z1}$  e  $F_{Z2}$ , dos máximo e mínimo da componente ântero-posterior ( $F_Y$ ) e respectivos tempos, do impulso associado a  $F_{Y2}$ , do tempo para a força  $F_Y$  se anular e dos valores máximo e mínimo da força  $F_x$ , para os pés direito e esquerdo. Aumento/diminuição percentual entre os dois grupos.

	Grávida (pé direito) M (DP)	Não Grávida (pé direito) M (DP)	Grávida (pé esquerdo) M (DP)	Não Grávida (pé esquerdo) M (DP)	G/nG (pé dto) %	G/nG (pé esq.) %
$F_{Z1}$ (pc)	102,6 (1,4)	104,8 (4,5)	105,2(4,5)	105,2(4,8)		
$t_{FZ1}$ (TA)	31,8 (2,4) <sup>(*)</sup>	29,4 (2,1)	30,5 (2,4) <sup>(*)</sup>	27,5 (3,4)	10,8	10,9
$F_{Zmin}$ (pc)	90,9 (6,1)	87,7 (6,8)	92,6 (3,6)	88,4 (7,1)		
$t_{FZmin}$ (TA)	49,5 (4,6)	50,3 (3,7)	51,4 (6,6)	49,7 (4,5)		
$F_{Z2}$ (pc)	109,7 (3,4)	111,3(5,5)	106,9(2,5) <sup>(*)</sup>	112,7(6,5)		-5,1
$t_{FZ2}$ (TA)	74,8 (2,7)	75,4 (5,3)	72,2 (10,0)	70,5 (12,2)		
$T_{C\_FZ1}$ (pcTA)	3,1 (0,3) <sup>(*)</sup>	3,4 (0,3)	3,4 (0,3) <sup>(*)</sup>	3,9 (0,6)	-8,8	-12,8
$T_{C\_FZ2}$ (pcTA)	1,5 (0,3) <sup>(*)</sup>	1,6 (0,3)	1,5 (0,1)	1,5 (0,1)	-6,2	
$F_{Y1}$ (pc)	-9,1 (2,3)	-10,1 (2,9)	-8,0 (2,7)	-8,5 (3,0)		
$t_{FY1}$ (TA)	19,3 (7,3)	22,6 (8,4)	21,5 (8,8)	21,9 (8,3)		
$F_{Y2}$ (pc)	16,4 (2,4)	19,2 (3,7)	19,8 (3,5)	24,1 (6,4)		
$t_{FY2}$ (TA)	80,5 (3,1) <sup>(*)</sup>	84,0 (2,0)	70,6 (24,5) <sup>(*)</sup>	74,9 (14,0)	-4,2	-5,7
$t_{FY=0}$ (TA)	43,8 (6,4)	46,7 (7,2)	43,5 (6,1) <sup>(*)</sup>	40,6 (9,5)		7,1
$I_{FY2}$ (pcTA)	4,6 (1,3) <sup>(*)</sup>	3,5 (0,8)	3,9 (1,7)	4,3 (1,4)		
$F_{xmax}$ (pc)	10,5 (5,2)	9,1 (4,8)	4,9(4,6)	5,3 (9,0)		
$F_{xmin}$ (pc)	-9,9 (9,9)	-16,7 (13,1)	-8,3 (3,2)	-11,7 (5,1)		

\*Diferenças estatisticamente significativas para  $p<0,05$ .

### 3.5.2. Pressões Plantares

#### 3.5.2.1. Máximos de pressão nas fases de AP, AM e AT, em cada um dos grupos

Para analisar a variação dos máximos de pressão, em cada uma das fases, nos dois grupos, compararam-se as respectivas médias (Quadro 6).

Apesar do maior peso médio das grávidas ( $p=0.016$ ), as pressões máximas, em cada uma das fases de apoio estudadas, não apresentam diferenças significativas do ponto de vista estatístico. A causa desta aparente contradição, pode ser explicada pela maior área solicitada pela grávida nas

diferentes fases do apoio, concordante com os resultados encontrados por Nyska et al. (1997).

É de salientar que as gestantes apresentam uma maior diferença no valor dos máximos entre as fases de AP e AT (67%), do que as não grávidas (29%), embora as diferenças não sejam estatisticamente significativas.

**Quadro 6.** Valores dos máximos de pressão e respectivos desvios padrão, para as fases de acomodação do peso (AP), de apoio médio (AM) e apoio terminal (AT), nos dois grupos.

Variáveis	Pé Direito		Pé Esquerdo	
	Grávida kPa	Não Grávida kPa	Grávida kPa	Não Grávida kPa
$P_{m\acute{a}x\_AP}$	232,0±52,7	268,8±66,4	222,0±38,2	248,0±28,2
$P_{m\acute{a}x\_AM}$	151,0±46,5	140,0±46,9	197,8±132,5	134,0±32,7
$P_{m\acute{a}x\_AT}$	298,0±84,6	301,0±48,2	388,9±139,4	347,0±91,0

### 3.5.2.2. Áreas activadas nas fases de AP, AM e AT em cada um dos grupos

Os valores encontrados para as áreas activadas (Quadro 7), são genericamente mais elevados nas grávidas, em todas as fases de apoio, com particular relevância na fase de AP (Figura 4), onde aparecem diferenças estatisticamente significativas ( $p=0.037$  e  $p=0.022$ , pé direito e esquerdo respectivamente).

**Quadro 7.** Valores das áreas máximas solicitadas e respectivos desvios padrão, em cada uma das fases do apoio estudadas (AP, AM e AT dizem respeito às áreas relativas à fase de acomodação do peso, de apoio médio e de apoio terminal respectivamente).

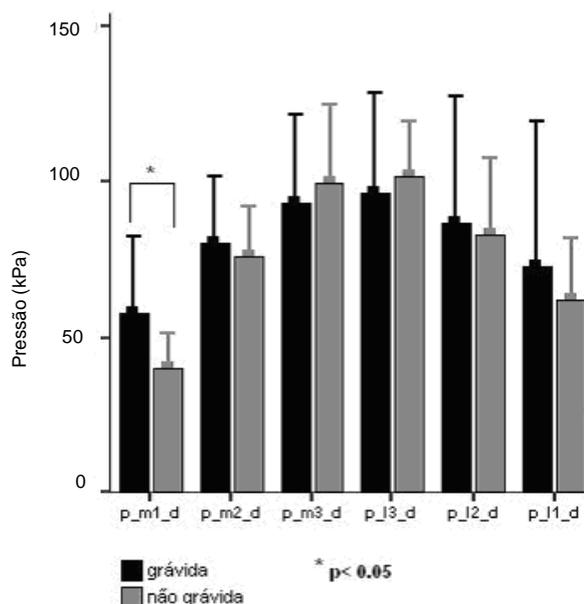
Fases	Pé Direito		Pé Esquerdo	
	Grávida Média±DP (m <sup>2</sup> )*10 <sup>-4</sup>	Não Grávida Média±DP (m <sup>2</sup> )*10 <sup>-4</sup>	Grávida Média±DP (m <sup>2</sup> )*10 <sup>-4</sup>	Não Grávida Média±DP (m <sup>2</sup> )*10 <sup>-4</sup>
AP	79,18 ±26,98*	62,69 ±17,46	90,90 ±26,42	64,07 ±21,07*
AM	102,37 ±26,84	94,34 ±21,27	80,85 ±47,89	91,20 ±16,24
AT	87,20 ±24,92	77,09 ±20,90	91,00 ±32,07	77,31 ±21,71

\*Diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,05$ .

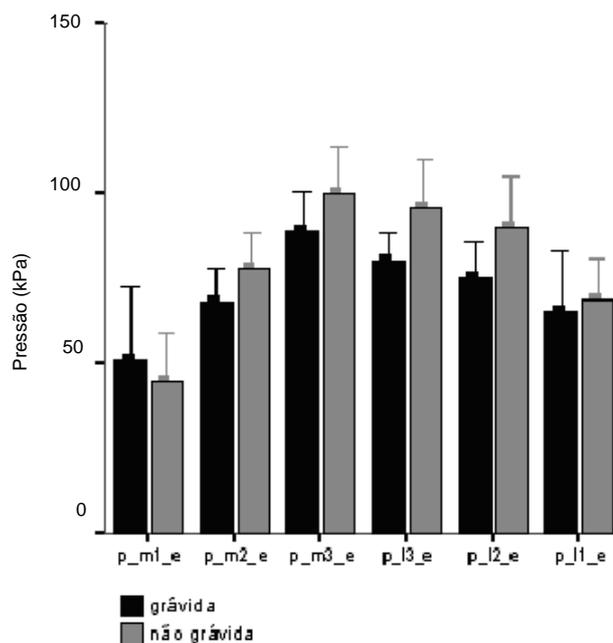
Os resultados encontrados, relativos ao aumento das áreas solicitadas na grávida, são concordantes com os de Nyska et al. (1997).

### 3.5.2.3. Pressões Médias

Durante a fase de acomodação do peso, as grávidas apresentam valores de pressão globalmente mais elevados, no que diz respeito ao pé direito (Figura 13), com particular relevância na zona medial, onde aparecem diferenças estatisticamente significativas ( $p=0.04$ ). Relativamente ao pé esquerdo (Figura 14), verificam-se valores ligeiramente mais elevados para o grupo das não grávidas, excepto na linha mais medial (M1), onde o grupo das grávidas apresenta valores mais elevados. Este facto, associado a uma maior área global solicitada pela grávida nesta fase, que pode resultar da maior carga sobre o pé e do provável edema característico do final da gravidez (Alvarez et al., 1988; Nyska et al., 1997), pode também ser indício de uma eversão mais acentuada neste grupo.



**Figura 13.** Valores das pressões médias, relativas ao pé direito, em cada uma das linhas seleccionadas, na fase de acomodação do peso (AP), para os dois grupos.



**Figura 14.** Valores das pressões médias, relativas ao pé esquerdo, em cada uma das linhas seleccionadas, na fase de acomodação do peso (AP), para os dois grupos.

Nas restantes fases de apoio estudadas, as pressões médias nos dois grupos, não apresentam diferenças estatisticamente significativas.

#### 3.5.2.4. Pressões médias normalizadas ao peso corporal

A análise dos valores das pressões médias, normalizados ao peso corporal (Quadros 8 e 9), dos dois grupos, pode permitir avaliar o efeito das alterações provocadas pela gravidez no modo de caminhar, nomeadamente ao nível das pressões plantares.

Ao nível do pé direito, nas fases de acomodação do peso (AP) e apoio médio (AM), as gestantes apresentam valores mais elevados do que as não grávidas, na região mais medial. Na fase de apoio terminal (AT), o grupo das não grávidas apresenta valores globalmente mais elevados, em todas as regiões, o que é concordante com uma preparação para a saída (TO) mais agressiva (maior valor do segundo pico da componente vertical da força de reacção do solo).

**Quadro 8.** Valores relativos às pressões médias, normalizadas ao peso corporal, para o pé direito.

Variáveis	Pé Direito		
	Grávida (G) Média±DP (m <sup>-2</sup> )	Não Grávida (nG) Média±DP (m <sup>-2</sup> )	Diferença entre as médias (G-nG)
P <sub>AP_M1</sub>	84,24±35,02	64,55±22,24	19,69
P <sub>AP_M2</sub>	117,85±30,53	134,25±27,90	-16,40
P <sub>AP_M3</sub>	135,56±33,86	177,98±54,83	-42,42*
P <sub>AP_L3</sub>	140,22±40,31	180,81±40,88	-40,60*
P <sub>AP_L2</sub>	125,44±51,27	150,15±59,77	-24,71
P <sub>AP_L1</sub>	104,69±61,74	110,88±36,61	-6,19
P <sub>AM_M1</sub>	86,54±38,20	77,26±35,13	9,28
P <sub>AM_M2</sub>	103,18±37,38	96,95±37,53	6,23
P <sub>AM_M3</sub>	95,31±20,82	93,77±33,24	1,55
P <sub>AM_L3</sub>	90,82±20,70	87,28±32,77	3,55
P <sub>AM_L2</sub>	83,71±30,19	80,14±29,94	3,57
P <sub>AM_L1</sub>	77,56±34,43	66,47±31,42	11,09
P <sub>AT_M1</sub>	136,82±88,03	151,95±53,49	-15,13
P <sub>AT_M2</sub>	164,94±71,31	227,93±65,55	-62,98*
P <sub>AT_M3</sub>	132,28±39,37	163,55±38,09	-31,27*
P <sub>AT_L3</sub>	116,27±44,10	120,26±40,60	-3,99
P <sub>AT_L2</sub>	110,50±53,26	109,03±38,19	1,47
P <sub>AT_L1</sub>	92,63±57,67	90,75±82,97	1,88

\*Diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,05$ .

No que diz respeito ao pé esquerdo (Quadro 9), as não grávidas apresentam valores globalmente mais elevados nas três fases de apoio estudadas, mantendo-se na fase de apoio terminal (AT) os maiores valores registados neste grupo.

Na grávida, o aumento do volume uterino faz-se acompanhar de uma dextro-rotação, o que implica um aumento de carga assimétrica sobre os pés. Por outro lado, este facto também é responsável pelo maior edema do pé direito, consequência de uma maior compressão dos vasos pélvicos direitos, que causa diminuição do retorno venoso ipsilateral contribuindo para um maior aumento do volume (edema) do membro inferior direito (Romem et al., 1999; Roura, 2003).

**Quadro 9.** Valores relativos às pressões médias, normalizadas ao peso corporal, para o pé esquerdo.

Variáveis	Pé Esquerdo		
	Grávida Média±DP (m <sup>-2</sup> )	Não Grávida Média±DP (m <sup>-2</sup> )	Diferença entre as médias(G-nG)
P_AP_L1	93,79±42,11	123,53±40,65	-29,73
P_AP_L2	104,60±24,56	163,05±56,16	-58,45*
P_AP_L3	116,00±29,99	170,52±40,39	-54,53*
P_AP_M3	124,50±31,80	179,24±50,88	-54,73*
P_AP_M2	97,56±28,12	139,16±31,50	-41,61*
P_AP_M1	73,14±34,01	76,46±36,02	-3,31
P_AM_L1	93,11±45,24	75,67±6,42	17,44
P_AM_L2	98,80±20,91	83,21±21,02	15,60
P_AM_L3	93,54±22,64	99,60±18,01	-6,06
P_AM_M3	99,57±18,01	115,91±20,41	-16,34
P_AM_M2	99,91±25,11	117,59±23,70	-17,68
P_AM_M1	71,35±21,33	76,22±25,53	-4,88
P_AT_L1	78,65±37,59	102,55±90,13	-23,90
P_AT_L2	90,34± 24,83	119,85±74,68	-29,51
P_AT_L3	100,96±37,88	143,08±73,76	-42,13*
P_AT_M3	139,11±34,39	179,23±49,91	-40,12*
P_AT_M2	189,75±57,99	233,20±66,17	-43,44
P_AT_M1	139,97±73,62	184,89±109,10	-29,73

\*Diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,05$ .

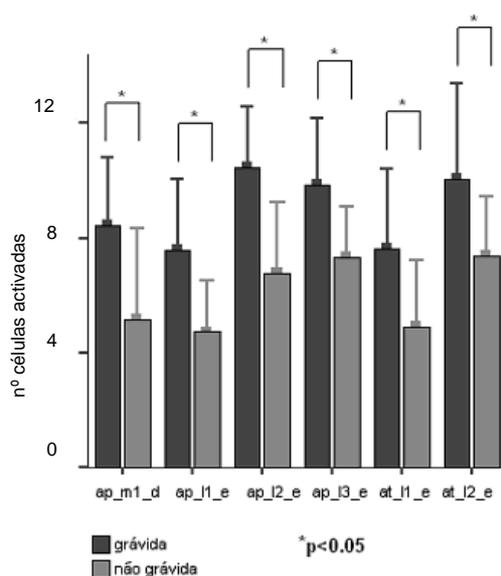
Uma função diferenciada para cada um dos pés, durante a marcha, como é sugerido por Sadeghi (2000) (suporte e acção), pode também ser uma contribuição para explicar as diferenças encontradas. No entanto, será necessário mais investigação para avaliar o papel de cada um dos pés na marcha da grávida e a sua relação com a lateralidade.

### 3.5.2.5. Células activadas em cada uma das fases estudadas

Alvarez (1988), estudou as alterações nas dimensões dos pés de um grupo de 70 gestantes, ao longo da gravidez, concluindo que não existiam alterações significativas no comprimento nem largura do pé (Alvarez et al., 1988). Verifica-se, no entanto, neste estudo, que as gestantes activam mais

sensores (mais área) em todas as fases do apoio estudadas, apresentando diferenças estatisticamente significativas em várias regiões, concordante com o estudo de Nyska (1997), com particular relevância ao nível do pé esquerdo (Figura 15).

Na fase de AP, é relevante a maior solicitação da região medial por parte das gestantes, indiciando um prolongamento da eversão durante esta fase.



**Figura 15.** Representação do número de células activadas, nas fases e linhas, em que existem diferenças significativas do ponto de vista estatístico (“\_d” e “\_e”, correspondem ao pé direito e esquerdo respectivamente).

### 3.5.3. Análise cinemática com recurso ao registo em vídeo

Neste estudo exploratório só foram analisados os dados obtidos pelo registo vídeo, relativos ao pé direito.

Da análise do Quadro 10, pode observar-se que apesar do maior valor da média do tempo (normalizado ao tempo de apoio) passado em pronação e do maior valor absoluto médio, do ângulo de pronação máximo, no grupo das grávidas (Figura 15), não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos estudados.

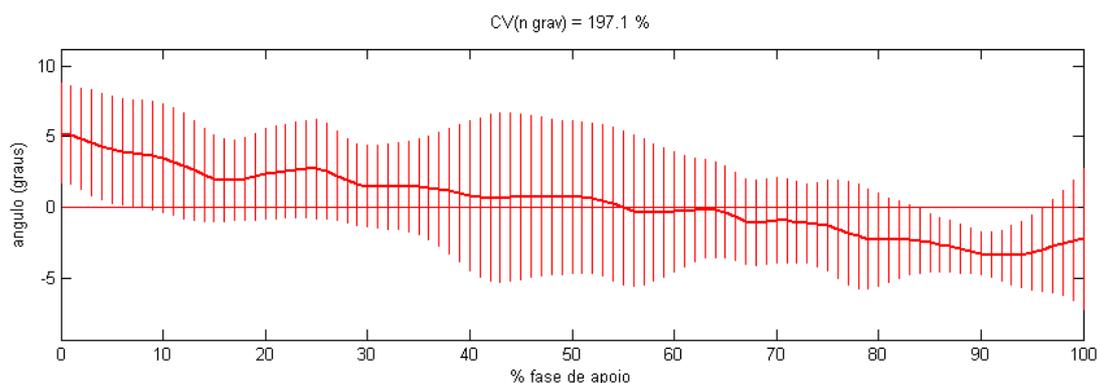
**Quadro 10.** Valores médios, relativos ao tempo (normalizado ao tempo de apoio) passado em pronação e ao valor absoluto do ângulo de pronação máximo.

Variáveis	Grávida	Não Grávida	p
	Média±DP	Média±DP	
$\% \theta_{\text{posi.}}$	59 ± 30	53 ± 24	0,660
$\text{ang}_{\text{máx}}$	9,46 ± 4,80	8,36 ± 3,39	0,620

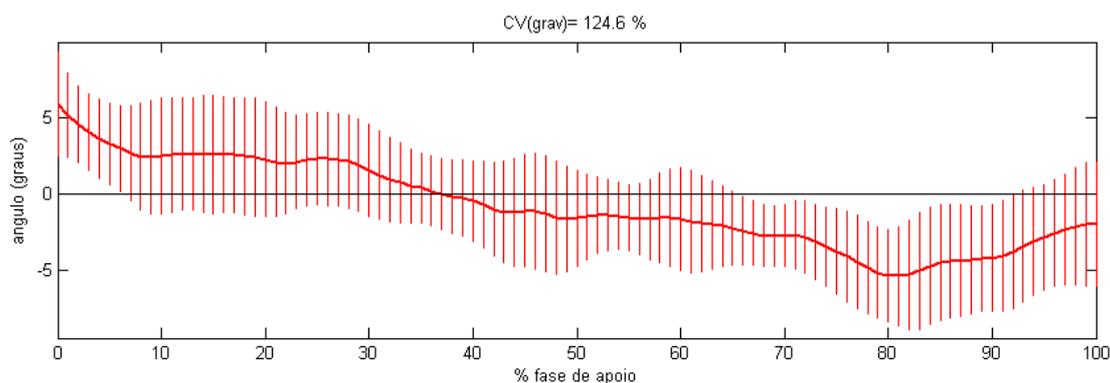
\*Diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,05$ .

Os coeficientes de variação, calculados de acordo com equação proposta por Winter (1991), confirmam a elevada variabilidade deste parâmetro, CV (grav.)= 124,6% e CV (n\_grav)= 197,1%.

As curvas apresentadas nas Figuras 16 e 17, são semelhantes às apresentadas na literatura (Moseley et al., 1996; Saadi et al., 1997; Cornwall e McPoil, 2002; MacWilliams et al., 2003), especialmente se, como refere Moseley (1996), a comparação for limitada ao intervalo 10% a 60% da fase de apoio. No entanto, convém realçar que os resultados obtidos para estes ângulos, medidos no plano frontal, com amplitudes pequenas, devem ser interpretados com cautela, tal como referem alguns investigadores (David e Ávila, 2004).



**Figura 16.** Gráfico relativo à variação angular do calcânar em relação à perna no plano frontal (supinação (+), pronação(-)) – grupo das não grávidas.



**Figura 17.** Gráfico relativo à variação angular do calcanhar em relação à perna no plano frontal (supinação (+), pronação (-)) – grupo das grávidas.

### 3.6. Conclusões

Foi objectivo deste estudo analisar os efeitos da gravidez nos padrões biomecânicos da marcha ao nível dos pés.

Foram estudadas 10 grávidas no último trimestre de gravidez e dez não grávidas como grupo de controlo.

A análise dos dados relativos às forças de reacção do solo (FRS) e respectivos tempos de ocorrência de pontos notáveis, mostrou uma substancial redução no valor do segundo máximo  $F_{Z2}$ , o que é indicativo de uma maior facilidade da grávida em continuar o movimento para a frente (fase de *push-off*). Este facto é confirmado pela análise dos valores normalizados e pelos menores tempos necessários para se atingir  $F_{Y2}$ , na fase de aceleração, nas grávidas. A maior massa e a sua localização mais anterior, funcionam como um auxílio no impulso para diante.

O facto de a grávida demorar mais tempo na primeira parte da fase de acomodação do peso (AP) e apresentar menores taxas de crescimento de  $F_{Z1}$ , pode estar associado a uma velocidade mais lenta da marcha, como estratégia de adaptação e manutenção do equilíbrio, para compensar as alterações na posição do centro de gravidade, devidas ao aumento da carga.

A análise dos dados obtidos relativamente à força  $F_{Y2}$ , mostra que há uma diferença significativa entre o pé esquerdo e o pé direito da gestante, o

que indicia um comportamento funcional diferente de cada um dos pés, na fase de propulsão (AT).

Os máximos de pressão, nos dois grupos, não apresentam diferenças significativas, apesar de haver indícios de uma tendência para a diminuição dos valores ao nível do calcâneo, nas gestantes. No que diz respeito aos metatarsos e dedos, os valores indiciam um aumento nas gestantes, principalmente ao nível do pé esquerdo.

Globalmente, a grávida solicita mais área em todas as fases de apoio estudadas, com particular relevância na fase (AP), onde se observam diferenças estatisticamente significativas. Nesta fase, os valores da pressão máxima são menores nas gestantes, apesar do seu maior peso. O efeito da maior área de contacto sobrepõe-se ao efeito do maior peso.

Da análise dos resultados obtidos ao longo das 7 linhas, ressalta que as pressões médias são mais elevadas nas grávidas, na zona mais medial, com particular relevância na fase de acomodação do peso.

Este grupo solicita mais área em todas as fases de apoio, com particular relevância ao nível do pé esquerdo. A maior solicitação da zona mais medial, associada à maior pressão, deverá estar relacionada com uma eversão mais acentuada neste grupo que é indiciada também, pelos resultados da medição do ângulo entre o calcanhar e a perna, no plano frontal.

A análise das pressões do grupo das gestantes, normalizadas ao peso corporal, confirma a sua maior facilidade na saída da fase de apoio (TO), estando o pé, nesta fase, sujeito a menores valores máximos de pressão.

As alterações do pé associadas à fase final da gravidez referidas por Nyska (1997), Alvarez (1998) e Roura (2003), nomeadamente o aumento de volume provocado pela retenção de líquidos e a acumulação de gordura, facilitam uma maior área de contacto nas diferentes fases de apoio, contribuindo para os menores valores globais das pressões observadas neste grupo.

Apesar de não ter sido objectivo deste estudo analisar detalhadamente as possíveis assimetrias, a verdade é que inúmeros indícios permitem inferir sobre

um comportamento diferenciado dos dois pés, faltando no entanto quantificar qual a influência da gravidez, nomeadamente do desenvolvimento assimétrico do útero, nas diferenças detectadas.

Um aspecto fundamental deste estudo é a possibilidade de identificar as zonas da superfície plantar do pé que são sujeitas a maiores pressões, possibilitando, em futuros trabalhos, planificar e construir interfaces que possam ser utilizadas para minimizar patologias osteo-musculo-articulares pré existentes, prevenir o seu agravamento, ou ainda prevenir o aparecimento de novas, bem como aumentar o conforto da mulher grávida durante a marcha.

## **CAPITULO 4. ESTUDO EXPERIMENTAL FINAL**

### **4.1. Objectivos**

Este estudo, de natureza laboratorial, teve como finalidade melhorar os conhecimentos sobre as características biomecânicas da marcha humana e em particular na mulher grávida, amostra da população que não tem sido tratada de forma exaustiva nos estudos já efectuados.

Pretendeu-se, mais especificamente, com este trabalho:

- Analisar a marcha de um grupo de gestantes em dois momentos distintos, no 1º e 3º trimestres de gravidez, para identificar e caracterizar eventuais diferenças.
- Detectar eventuais assimetrias funcionais entre os dois membros, nos dois trimestres estudados.
- Testar o efeito de uma palmilha anatómica sobre as pressões plantares e o conforto, na gestante do 3º trimestre, durante a marcha.

### **4.2. Material e Métodos**

Este capítulo sistematiza os parâmetros seleccionados e caracteriza o estudo experimental nas suas componentes. O protocolo elaborado para o estudo que se apresenta, teve como referência o estudo exploratório já apresentado.

#### **4.2.1. Parâmetros seleccionados**

A selecção dos parâmetros a analisar (Quadro 11), foi condicionada pelos resultados do estudo exploratório, de forma a conseguir o conjunto necessário e suficiente para os objectivos do estudo. Foram também fundamentais para esta selecção, os conhecimentos adquiridos a partir da

revisão bibliográfica efectuada, quer de estudos sobre a marcha das gestantes, quer estudos com outras populações.

**Quadro 11.** Definição das variáveis dinâmicas e cinemáticas seleccionadas para o estudo.

Símbolo	Unidade	Descrição
CP	m	Comprimento do passo
$V_{\_IC}$	m/s	Velocidade de deslocamento (ao nível da anca) no IC
$V_{\_TO}$	m/s	Velocidade de deslocamento (ao nível da anca) no TO
TA	s	Tempo total de apoio
TAs	s	Tempo de apoio simples
TAd	s	Tempo de apoio duplo
$\theta_{tz\_IC}$	graus	Posição angular do tornozelo no IC
$\theta_{tz\_TO}$	graus	Posição angular do tornozelo no TO
$F_z$		Componente vertical da FRS
$F_{z1}$		Valor do primeiro pico de $F_z$
$F_{z2}$		Valor do segundo pico de $F_z$
$F_{zmin}$		Valor do mínimo entre $F_{z1}$ e $F_{z2}$
$F_{zméd}$		Valor médio da componente vertical da FRS
$I_{Fz1}$		Impulso da componente vertical da FRS no intervalo $[0, t_{Fz1}]$
$I_{Fz2}$		Impulso da componente vertical da FRS no intervalo $[t_{Fzmin}, t_{Fz2}]$
$I_{Fz\_}$		Impulso total da componente vertical da FRS
$t_{Fz1}$		Tempo para a ocorrência de $F_{z1}$
$t_{Fzmin}$		Tempo para a ocorrência de $F_{zmin}$
$t_{Fz2}$		Tempo para a ocorrência de $F_{z2}$
$F_y$		Componente ântero-posterior da FRS
$F_{y1}$		Componente ântero-posterior máxima no sentido posterior
$F_{y2}$		Componente ântero-posterior máxima no sentido anterior
$t_{Fy1}$		Tempo para a ocorrência de $F_{y1}$
$t_{Fy2}$		Tempo para a ocorrência de $F_{y2}$ (a partir de $t_{Fy=0}$ )
$t_{Fy=0}$		Tempo para $F_y$ se anular
$I_{y\_trv}$		Impulso da componente $F_y$ no intervalo $[0, t_{Fy=0}]$
$I_{y\_ace}$		Impulso da componente $F_y$ no intervalo $[t_{Fy=0}, TA]$
$F_x$		Componente médio-lateral da FRS
$F_{xmáx}$		Valor do máximo absoluto de $F_{xmáx}$
RMS		Erro quadrático médio de $F_x$
$P_{máx}$	kPa	Pressões plantares máximas
$P_{méd}$	kPa	Pressões plantares médias
$A_{máx}$	m <sup>2</sup>	Área máxima activada nas palmilhas
Cel		Células activadas nas palmilhas

Os parâmetros cinemáticos e dinâmicos seleccionados para analisar e caracterizar o padrão da marcha da grávida, foram escolhidos entre os utilizados por diferentes investigadores, quer em estudos com populações “normais” (Winter, 1991; Bontrager et al., 1997; McPoil e Orlin, 2000; Mills e Barrett, 2001; Gottschaall, 2004), quer com populações apresentando características específicas, como os obesos (Manfio et al., 2001; Mota e Link,

2001) e os idosos (Winter, 1991; Castro et al., 2000; Burnfield et al., 2004). Foram ainda tidos em conta os estudos com grávidas que foram identificados na revisão bibliográfica (Golomer et al., 1991; Campos, 1997; Nyska et al., 1997; Bird et al., 1999; Foti et al., 2000; Rosado, 2004; Lymbery e Gilleard, 2005; Marques et al., 2005).

Todos os parâmetros associados às FRS foram normalizados: as forças aos pesos corporais (pc), nos respectivos trimestres de gravidez, os tempos ao tempo total de apoio (TA) e os impulsos aos pesos corporais (pc) e aos tempos de apoio (TA), nos respectivos trimestres de gravidez. Por esta razão não são indicadas unidades para estas variáveis (adimensionais) no Quadro 11.

Para identificar os valores dos diferentes parâmetros em cada um dos trimestres, foram utilizadas as notações 1<sup>o</sup> e 3<sup>o</sup>, para o primeiro e terceiro trimestres, respectivamente.

Foi também utilizada a notação \_E e \_D para identificar os dados relativos ao pé esquerdo e direito, respectivamente (quando necessário).

#### **4.2.2. Caracterização da amostra**

A amostra deste estudo foi constituída por 26 mulheres grávidas, primíparas, portadoras de gravidez de evolução normal, voluntárias, que participaram em duas fases distintas, 1<sup>o</sup> e 3<sup>o</sup> trimestres de gravidez, sem antecedentes de lesões dos sistemas musculo-esquelético (aparelho locomotor) ou neuromuscular. Todas referiram ser dextras. Foram excluídas 5 mulheres das 31 previstas inicialmente: duas porque só participaram na primeira parte do estudo, por parto pré-termo, as restantes porque apresentavam lesões, ou tinham sofrido lesões dos membros inferiores nos últimos 6 meses.

As idades variaram entre 18 e 40 anos (média  $28,9 \pm 6,2$  anos), a média de alturas foi de  $1,62 \pm 0,047$  m, o peso médio das gestantes no 1<sup>o</sup> trimestre foi de  $666,5 \pm 150,2$  N, e no 3<sup>o</sup> trimestre  $762,4 \pm 135,0$  N.

As grávidas apresentaram uma média de  $10,5 \pm 1,7$  semanas de gestação, na primeira recolha de dados (mínimo de 7 e máximo de 12) e  $34,8 \pm 1,2$  semanas, na segunda (mínimo de 33 e máximo de 38).

Cada recolha de dados ocorreu com um ou dois indivíduos em cada dia, preferencialmente entre as 17 e as 19h, para tentar controlar a variação do edema dos membros inferiores que, geralmente, é mais pronunciado no final do dia (Alvarez et al., 1988).

Antes de se iniciar o trabalho com cada uma das gestantes, era explicado o objectivo do trabalho e obtido o consentimento informado das intervenientes.

#### **4.2.3. Estudo Laboratorial**

O estudo laboratorial desenvolveu-se em três vertentes: na análise do comportamento das componentes da força de reacção do solo (FRS), na avaliação das pressões plantares e na medição, no plano sagital, de variáveis cinemáticas durante a fase de apoio do CM.

Cada elemento da amostra utilizou o mesmo modelo de calçado e efectuou seis ensaios referentes a cada um dos pés. Três destes ensaios foram realizados com uma palmilha simples e três com uma outra palmilha, alterada em função dos resultados do primeiro trabalho exploratório. No final do primeiro ensaio com a segunda palmilha (7º ensaio absoluto), questionavam-se as grávidas sobre o grau de conforto, em relação à primeira palmilha. Foi efectuado um registo das respostas em função de um menor, igual ou maior conforto.

Os três sistemas para a recolha de dados foram utilizados em simultâneo, sincronizados através de um dispositivo desenvolvido no laboratório. No instante em que o pé activava a plataforma de força, um sinal electromagnético era enviado, pelo Biopac, para a caixa de sincronização desenvolvida no gabinete, que controlava a porta de sincronismo da câmara de alta velocidade, dando início ao evento de aquisição das imagens e

simultaneamente, activava a aquisição das *frames* nas palmilhas transdutoras de pressão, iniciando-se a recolha.

Só foram considerados válidos os ensaios em que as mulheres “acertavam” na parte interior da plataforma e completavam pelo menos dois CM completos, sem interrupção.

### **Força de Reacção do Solo (FRS)**

Para as recolhas dos dados relativos à FRS, foram utilizados:

- uma plataforma de força Bertec 4060 –15;
- um amplificador BERTEC AM 2000;
- uma unidade de conversão analógico-digital de 16 Bites (BIOPAC);
- uma unidade de sincronização;
- um computador.

Todas as grandezas do sinal eléctrico enviado pela plataforma foram amplificadas 10 vezes, excepto o sinal referente a  $F_z$  (5 vezes).

Os sinais foram processados por um PC, utilizando o software *Acqknowledge* versão 3.7.1. Posteriormente foi adaptado um programa em *MatLab* versão 6.5 (Anexo 1), para obter os valores e gráficos pretendidos.

### **Distribuição da Pressão Plantar**

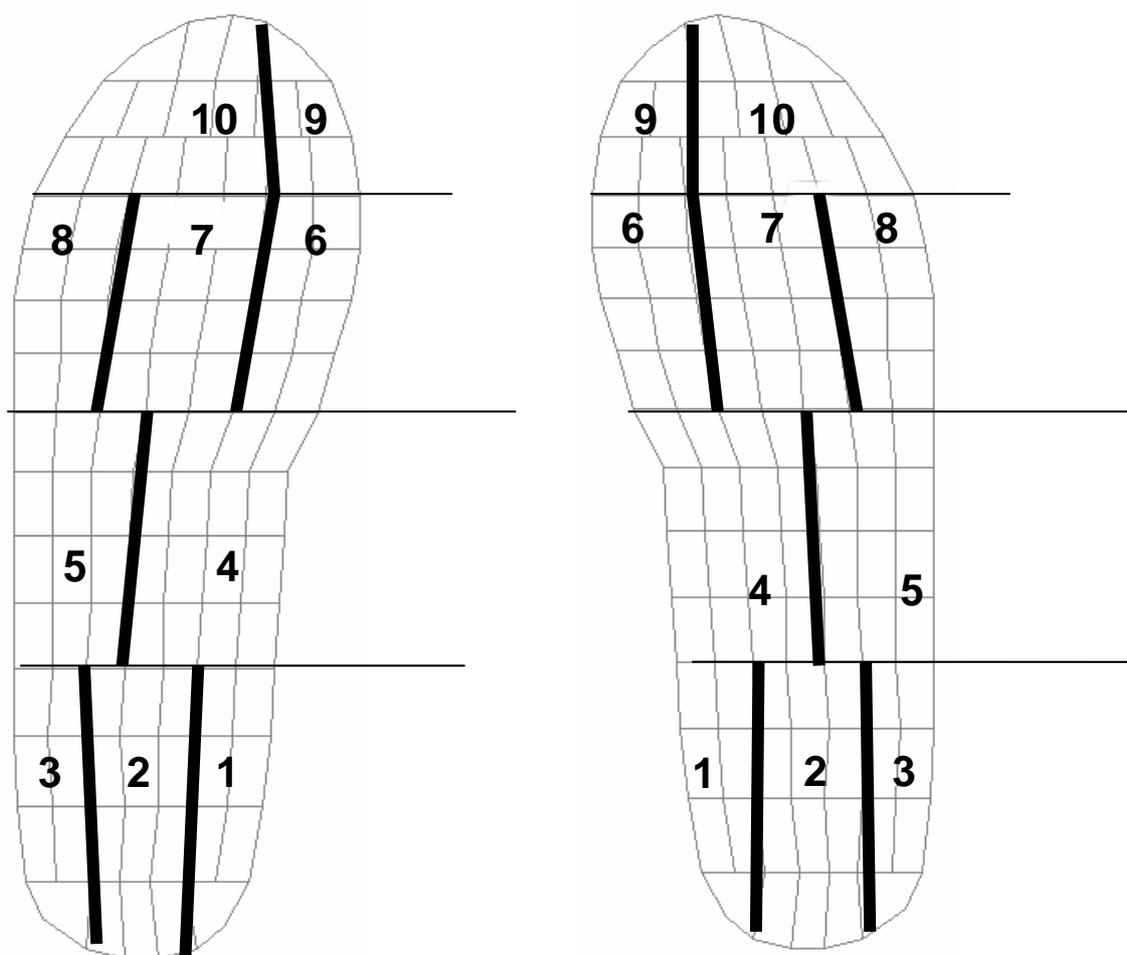
O sistema utilizado para medir os parâmetros associados à pressão plantar foi o PEDAR (Firma Novel), sistema baseado no princípio capacitivo de medição, constituído por:

- dois pares de palmilhas;
- uma caixa de sincronização, ligando as palmilhas a uma unidade de controlo de sincronização através de cabos;
- uma unidade de interface (sincronização) entre as palmilhas e o computador;
- um transformador, para ligar a caixa de interface à rede eléctrica;

- um conjunto de cintas de aperto por velcro, que ajustam os cabos das palmilhas às pernas do sujeito a estudar.

O tamanho das palmilhas utilizado pela amostra foi 38/40. Cada uma das palmilhas é constituída por 99 sensores capacitivos.

Para a análise das pressões plantares e áreas activadas nos instantes seleccionados, a planta do pé (palmilha), foi dividida de modo semelhante ao efectuado por Bontrager et al. (1997) e Burnfield et al. (2003), com a subdivisão adicional do calcanhar em três regiões, medial, central e lateral (Figura 18).



**Figura 18.** Esquema relativo à divisão das palmilhas adoptada neste estudo.

A área solicitada nas diferentes regiões da “máscara” adoptada, foi calculada manualmente a partir da contagem do número de células activadas.

No Quadro 12 são apresentados o número de sensores de cada área representada na Figura 18 e a respectiva percentagem em relação ao número total de sensores de cada palmilha.

O início da aquisição foi controlado, de forma automática, pela activação da plataforma de força.

**Quadro 12.** Correspondência entre as diferentes regiões do pé e o número de sensores e respectiva percentagem na palmilha.

Zonas do pé	Nº sensores	% da palmilha
Calcanhar	26	26,3%
Médio Pé	28	28,3%
Metatarsos	28	28,3%
Halux	5	5%
Restantes dedos	12	12,1%
<b>TOTAL</b>	<b>99</b>	<b>100%</b>

A Palmilha B foi construída pela Empresa POLEVA, especialista na construção de palmilha anatómicas termoconformadas. O material de base é uma espuma de poliolefina expandida (hidrocarbonetos insaturados, acíclicos, contendo duas ou mais ligações duplas na sua molécula) e foi desenhada para ser colocada e retirada facilmente do calçado.

Para que o sapato pudesse receber a palmilha B, foi necessário remover a palmilha de origem. A palmilha utilizada como normal, foi também confeccionada na mesma empresa, uniforme e adaptada para ser facilmente colocada e retirada do calçado, de forma que a troca de palmilha não fosse um problema durante a aquisição dos dados.

A espuma escolhida para a confecção da palmilha B é a aconselhada pela ALVEO para a confecção de palmilhas para calçados sociais e desportivos. Esta empresa Alemã é uma das mais prestigiadas a nível mundial.

A Palmilha B possuiu o calcâneo em forma de cunha, mais “alta na parte posterior”, criando uma área macia e confortável. Na zona do médio pé, mais

especificamente na transição para a zona dos metatarsos, possui uma pequena “almofada”. A parte restante dos metatarsos e dedos, tem características semelhantes à palmilha referenciada como “normal”.



**Figura 19:** Palmilhas utilizadas no estudo: A - palmilha normal, B - palmilha alterada.

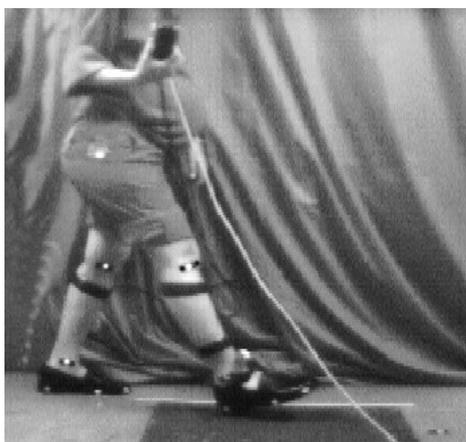
### **Variáveis cinemáticas no plano sagital**

A câmara de vídeo, colocada perpendicularmente ao plano sagital, com o eixo óptico elevado 70 cm em relação ao piso do laboratório, a 2m de distância da plataforma, iniciava a aquisição de dados quando a gestante pressionava a plataforma de força.

Para facilitar a identificação dos pontos que definem os segmentos sobre os membros inferiores, foram efectuadas marcações de 11 pontos (Figura 20), com um material reflector: três sobre cada um dos sapatos (os mesmos durante todas as sessões), nas zonas correspondentes ao 5º dedo, cabeça do 5º metatarso e base lateral do calcanhar; um no tornozelo (maléolo lateral) e outro no joelho (cabeça da peróneo), no membro direito. No sapato esquerdo, marcou-se um ponto na zona do hálux, outro na cabeça do 1º metatarso e o outro na base do calcanhar, medialmente. Os restantes pontos deste membro

foram marcados no tornozelo (maléolo medial) e no joelho (côndilo medial da tíbia). Foi ainda marcado um ponto na anca direita (grande trocânter).

A marcação dos referidos pontos foi sempre efectuada pela mesma colaboradora, tentando tanto quanto possível uma homogeneidade na sua localização.



**Figura 20.** Imagem relativa a um ensaio, pé direito (3º trimestre).

As imagens recolhidas com a câmara de vídeo *MotionScope Redlake PCI 8000s*, funcionando a 50Hz, foram posteriormente digitalizadas (Figura 21). Para a digitalização e processamento 2D das imagens, utilizou-se o software *Ariel Performance Analysis System (APAS)*, da *Ariel Dynamics INC.*, instalado num PC *Ariel*, com monitor *Nokia 447 XAV*.

Este software é constituído por diferentes módulos que permitem a digitalização e a atenuação de eventuais erros decorrentes dessa digitalização, bem como o cálculo de diferentes grandezas, lineares e angulares.

Em cada ensaio seleccionaram-se cerca de 50 imagens, correspondendo ao intervalo compreendido entre o IC e o TO.

Em cada um dos ensaios foram digitalizados 11 pontos, o que fez mais de 500 pontos por ensaio, em média. Para este estudo, só foram considerados os dados do registo de vídeo relativos aos ensaios iniciados com o pé direito.



**Figura 21.** Exemplo do resultado da digitalização relativa às frames inicial (IC) e final (TO) de um ensaio - pé direito.

O ângulo do tornozelo (Figura 22) foi definido de acordo com o proposto por Winter (1991).



$$\theta_{tz} = \theta_{ft} - \theta_{lg} - 90^\circ$$

$\theta_{ft}$  - ângulo do pé  
 $\theta_{lg}$  - ângulo da perna  
 $\theta_{tz}$  - ângulo do tornozelo

**Figura 22.** Esquema relativo à definição dos ângulos da perna, do pé e do tornozelo (adaptado de Winter, 1991).

A velocidade de progressão, foi calculada a partir do movimento do ponto marcado sobre a tuberosidade do grande trocânter direito. Foi considerado o intervalo entre o instante inicial do apoio,  $t_{IC}$  e  $t_{IC+5}$  e as respectivas posições, para o cálculo da velocidade no IC.

$$V_{-IC} = \frac{X_{i+5} - X_i}{t_{i+5} - t_i}$$

$V_{-IC}$  - Velocidade no IC (m/s)  
 $X_i$  - Posição da tuberosidade do trocânter no IC (m)  
 $X_{i+5}$  - Posição da tuberosidade do trocânter após 5 frames (0,06 s)  
 $t_i$  - Instante inicial do apoio ( $t=0$  s)  
 $t_{i+5}$  - Instante  $t=0,1$  s (cinco frames após IC)

**Equação 2: Velocidade no IC ( $V_{-IC}$ ).**

Para o cálculo da velocidade no TO, foi considerado o intervalo entre o instante final do apoio  $t_f$ , e  $t_{f-5}$  e as respectivas posições.

$$\text{Eq. 1 } V_{TO} = \frac{X_{t_f} - X_{t_{f-5}}}{t_f - t_{f-5}}$$

$V_{TO}$  – Velocidade no TO (m/s)  
 $X_{t_f}$  - Posição da tuberosidade do trocânter no TO (m)  
 $X_{t_{f-5}}$  - Posição da tuberosidade do trocânter 5 frames antes do TO (m)  
 $t_f$  - Instante final do apoio ( $t = TA$ )  
 $t_{f-5}$  - Instante correspondente a cinco frames antes do TO (s)

**Equação 3: Velocidade no TO ( $V_{TO}$ ).**

#### 4.2.4. Tratamento Estatístico

Todo o tratamento estatístico foi efectuado no software SPSS 11.5 para Windows.

Utilizou-se o mesmo procedimento para a análise estatística de todas as variáveis estudadas. O teste de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado para verificar quais das variáveis apresentavam distribuição normal. Nos casos em que os resultados experimentais apresentavam uma distribuição normal ( $p > 0,05$ ), foi aplicado o t-test para amostras emparelhadas. Nos restantes casos, foi aplicado o teste estatístico não paramétrico de Wilcoxon para amostras emparelhadas. No que diz respeito ao número de células activadas nas diferentes regiões, foi aplicado sempre o teste não paramétrico de Wilcoxon.

Para a análise comparativa das regiões medial e lateral do antepé (Figura 18), no que diz respeito aos valores das médias das pressões máximas, pressões médias e das células activadas, na fase de acomodação do peso (AP) e no apoio médio (AM), foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney (para amostras independentes).

Quando considerado necessário, foi calculado o coeficiente de Pearson (após confirmação da distribuição normal das variáveis).

Foram ainda calculados coeficientes de variação (CV) de acordo com o proposto por Winter (2001) e calculados os respectivos gráficos para diferentes

parâmetros. Para este efeito foi utilizado o programa “Bionica” (*A Matlab toolbox for data analysis in Biomechanics and Motor Control*), implementado no MATLAB versão 6.5 (Duarte, s.d.).

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|} \cdot 100\%$$

CV - Coeficiente de variação  
 N - Número de intervalos sobre a fase de apoio  
 $X_i$  - Valor médio da variável no intervalo  $i$   
 $\sigma_i$  - Desvio padrão de  $X_i$

#### Equação 4: Coeficiente de Variação.

Para a avaliação da existência de assimetrias, no que diz respeito à FRS, foi aplicado o t-teste para amostras emparelhadas, como sugerido por Sadeghi et al. (2000), quando a distribuição dos resultados foi normal. Quando esta situação não se verificou, aplicou-se o teste não paramétrico de Wilcoxon, para amostras emparelhadas. Para a avaliação da existência de assimetrias, no que diz respeito às pressões plantares e células activadas no antepé, foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney (para amostras independentes), por não se ter observado uma correlação com significado estatístico nos valores relativos aos dois pés.

O índice de simetria foi calculado de acordo com a fórmula proposta por Robinson e colaboradores e utilizada por Herzog et al. (1989).

As diferenças entre as médias obtidas na análise, foram consideradas significativas nas seguintes situações (Serrão, 1999):

$0,05 \geq p > 0,01$	significativa para 5%	(*)
$0,01 \geq p > 0,001$	significativa para 1%	(**)
$p \leq 0,001$	Significativa para 0,1%	(***)

Para identificar as situações em que o teste estatístico aplicado foi o teste de Wilcoxon, utiliza-se um “w”, (ex: (\*\*)w).

### 4.3. Apresentação e Discussão dos Resultados

#### 4.3.1. Simetria - Assimetria

A diferenciação funcional dos dois pés é um assunto controverso e são vários os estudos realizados, continuando-se sem um consenso quanto à abordagem a seguir, nomeadamente na análise da marcha (Sadeghi et al., 1997; Sadeghi et al., 2000; VanZand et al., 2001; Menz, 2004; Redmond, 2004; Springett et al., 2003).

Para tentar confirmar a existência de possíveis assimetrias funcionais entre os dois membros, os dados relativos a cada um dos pés foram processados e apresentados separadamente.

Inicia-se a apresentação pelos resultados da comparação entre os pés direito e esquerdo, relativos à FRS, no 1º trimestre.

A análise do Quadro 13 mostra que os valores normalizados de  $F_{X_{\text{máx}_D}}$  e do  $RMS_D$  são mais elevados, o que indicia que os esforços ou correcções para manter o equilíbrio durante a fase de apoio, são maiores para o pé direito. Poderemos relacionar este comportamento com a função predominante de apoio do membro inferior esquerdo, referida no estudo de Sadeghi et al. (1997), que se traduzirá por um menor esforço para manter o equilíbrio sobre este pé (Allard et al., 1996; Sadeghi et al., 1997; Femery et al., 2002).

Os restantes parâmetros evidenciam uma elevada simetria entre os dois pés.

A análise dos dados relativos ao 3º trimestre foi efectuada de modo semelhante à do 1º. Os resultados são apresentados no Quadro 14.

Tal como observado no 1º trimestre, continuam a verificar-se menores valores do  $RMS_E$  e da  $F_{X_{\text{min}_E}}$ , que parecem indicar que os esforços ou correcções para manter o equilíbrio durante a fase de apoio, são maiores para pé direito, o que é concordante com os resultados apresentados por Sadeghi e colaboradores num estudo sobre a simetria e membro dominante durante a marcha (Sadeghi et al., 2000).

**Quadro 13.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos parâmetros (normalizados) associados à FRS para a amostra no primeiro trimestre de gravidez, relativos ao pé direito (\_D) e pé esquerdo (\_E). Índice de simetria (SI).

Parâmetros (1º)	$\bar{X} \pm SD$	SI
TA_D (s)	0,91±0,09	
TA_E (s)	0,91±0,07	0,0
F <sub>Xmáx_D</sub>	8,34±1,701	
F <sub>Xmáx_E</sub>	6,68±1,14	(***) 22,1
RMS_D	5,24±1,3	
RMS_E	3,75±0,83	(***) 33,1
t <sub>FY1_D</sub>	18,76±4,64	
t <sub>FY1_E</sub>	19,69±3,51	-4,8
t <sub>FY=0_D</sub>	50,93±6,00	
t <sub>FY=0_E</sub>	50,85±6,55	0,2
t <sub>FY2_D</sub>	84,59±6,23	
t <sub>FY2_E</sub>	84,89±6,36	-1,1
F <sub>Y1_D</sub>	-10,47±2,05	
F <sub>Y1_E</sub>	-10,19±2,35	2,7
F <sub>Y2_D</sub>	13,13±3,02	
F <sub>Y2_E</sub>	13,20±2,77	-0,5
I <sub>Y_aceI_D</sub>	3,18±0,88	
I <sub>Y_aceI_E</sub>	3,05±0,95	4,2
I <sub>Y_trv_D</sub>	-2,12±1,26	
I <sub>Y_trv_E</sub>	-2,20±0,89	-3,7
t <sub>FZ1_D</sub>	30,74±4,05	
t <sub>FZ1_E</sub>	30,50±3,37	0,8
t <sub>FZmin_D</sub>	46,7±4,98	
t <sub>FZmin_E</sub>	48,17±4,91	-3,1
t <sub>FZ2_D</sub>	74,05±4,16	
t <sub>FZ2_E</sub>	74,67±4,36	-0,8
F <sub>Z1_D</sub>	103,66±2,46	
F <sub>Z1_E</sub>	104,70±3,46	-1
F <sub>Zmin_D</sub>	90,28±3,50	
F <sub>Zmin_E</sub>	91,21±3,90	-1
F <sub>Z2_D</sub>	105,16±3,48	
F <sub>Z2_E</sub>	105,6±4,84	-0,4
I <sub>Z_trv_D</sub>	33,98±4,37	
I <sub>Z_trv_E</sub>	33,80±7,53	0,5
I <sub>Z_ace_D</sub>	43,25±4,96	
I <sub>Z_ace_E</sub>	42,02±7,77	2,9
F <sub>Zméd_D</sub>	78,01±2,83	
F <sub>Zméd_E</sub>	78,46±3,23	-0,6

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

Observam-se ainda variações significativas na  $F_{Y2}$  e no impulso de aceleração. O pé esquerdo é mais activo na fase de *push-off*, parecendo haver uma troca de papéis, possivelmente provocada por uma certa "prisão" do membro direito, devido à gravidez (Alvarez et al., 1988; Nyska et al., 1997; Roura, 2003). No que diz respeito a  $F_{zmin}$  também há uma inversão dos valores, sendo agora o pé direito a apresentar valores mais elevados.

As assimetrias observadas parecem ser influenciadas pela maior "prisão" do membro direito, devido à gravidez (Alvarez et al., 1988; Nyska et al., 1997; Roura, 2003).

Não foram encontradas evidências, nos valores máximos de  $F_z$ , de um comportamento funcional distinto para cada um dos pés, como é sugerido por Sadeghi et al. (1997) e VanZant et al. (2001). No entanto, a baixa intensidade destes valores, provavelmente resultado da baixa velocidade de deslocamento observada, pode dificultar a identificação desse comportamento.

**Quadro 14.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos parâmetros (normalizados) associados à FRS, para a amostra no terceiro trimestre de gravidez, relativos ao pé direito e pé esquerdo. Índice de simetria (SI).

Parâmetros (3º)	$\bar{X} \pm SD$	SI
TA_D (s)	0,91±0,09	1,1
TA_E (s)	0,90±0,08	
F <sub>Xmáx_D</sub>	9,68±1,94	
F <sub>Xmáx_E</sub>	6,86±1,22	(***) 34,1
RMS_D	6,37±1,36	
RMS_E	4,16±0,73	(***) 42,0
t <sub>FY1_D</sub>	20,29±3,81	
t <sub>FY1_E</sub>	19,43±4,19	4,3
t <sub>FY=0_D</sub>	51,49±4,34	
t <sub>FY=0_E</sub>	51,59±4,50	-0,2
t <sub>FY2_D</sub>	83,99±4,90	
t <sub>FY2_E</sub>	85,31±5,21	-3,7
F <sub>Y1_D</sub>	-11,92±2,38	
F <sub>Y1_E</sub>	-10,96±2,19	8,4
F <sub>Y2_D</sub>	12,68±2,41	
F <sub>Y2_E</sub>	13,53±2,67	(**) -6,5
I <sub>Y_trv_D</sub>	-3,08±0,55	
I <sub>Y_trv_E</sub>	-2,89±0,66	6,4
I <sub>Y_ace_D</sub>	2,87±0,84	
I <sub>Y_ace_E</sub>	3,17±0,89	(**) -9,9
t <sub>FZ1_D</sub>	31,46±4,8	
t <sub>FZ1_E</sub>	30,50±3,11	3,1
t <sub>FZmin_D</sub>	48,07±4,08	
t <sub>FZmin_E</sub>	47,47±4,19	1,3
t <sub>FZ2_D</sub>	74,28±4,21	
t <sub>FZ2_E</sub>	74,54±3,79	-0,3
F <sub>Zmin_D</sub>	89,35±3,66	
F <sub>Zmin_E</sub>	88,31±3,58	(*) 1,2
F <sub>Z1_D</sub>	102,32±3,24	
F <sub>Z1_E</sub>	102,53±3,67	-0,2
F <sub>Z2_D</sub>	102,62±2,52	
F <sub>Z2_E</sub>	102,45±2,47	0,2
F <sub>Zmáx_D</sub>	104,11±2,63	
F <sub>Zmáx_E</sub>	104,48±3,04	-0,4
I <sub>Z_trv_D</sub>	34,51±4,70	
I <sub>Z_trv_E</sub>	33,84±4,02	2,0
I <sub>Z_ace_D</sub>	42,09±5,17	
I <sub>Z_ace_E</sub>	42,37±4,26	-0,7
F <sub>Zméd_D</sub>	76,93±2,19	
F <sub>Zméd_E</sub>	77,01±2,30	-0,1

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

### 4.3.2. Análise comparativa entre o 1º e o 3º trimestres de gravidez

Para a caracterização da marcha e confirmação de eventuais alterações na dinâmica do apoio induzidas pela gravidez, indicadas no estudo exploratório, foram analisadas as três componentes da FRS. Os tempos foram normalizados ao tempo de apoio, as forças ao peso e os impulsos normalizados ao TA e ao peso.

O Quadro 15, apresenta os resultados referentes aos pesos no 1º e 3º trimestres de gravidez.

A gravidez está associada a um ganho de massa média de cerca de 20%. Neste estudo os valores encontrados no 3º trimestre são ligeiramente mais baixos, como seria de esperar, uma vez que o maior ganho acontece nas últimas semanas (Girandola et al., 1999) e a última medição foi anterior ao termo da gravidez (34,8±1,2 semanas de gestação).

**Quadro 15.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos pesos relativos ao 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Peso (N)	$\bar{X} \pm SD$	(3ºT/1ºT)
P_1º	666,50±150,21	(***)w 114,39%
P_3º	762,43±135,14	
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01
		(***)p ≤ 0,001

Os tempos de apoio não apresentam diferenças significativas do 1º para o 3º trimestre. Este resultado é semelhante ao encontrado por Foti (2000) e Golomer et al. (1991), mas a generalidade dos estudos encontrados na bibliografia revista, que se debruçam sobre a marcha das grávidas ou dos obesos, aponta para uma diminuição da velocidade (aumento do TA) com o aumento da massa (Campos, 1997; Hoffman, 1997; Goldberg et al., 2001; Lymbery e Gilleard, 2005). É provável que o facto de o estudo ser realizado com os mesmos indivíduos em dois momentos distintos, possa ter possibilitado uma certa “habituação”, na segunda recolha, que poderá contribuir para esta igualdade de velocidades. Uma outra causa, pode ser o facto de o aumento do

peso não ser suficiente para influenciar a velocidade, tal como consideraram Golomer et al. (1991), num estudo longitudinal realizado entre o 3º e o 8º mês de gestação. É ainda de salientar que parte dos estudos encontrados na revisão bibliográfica utilizaram um número reduzido de elementos, o que poderá ser condicionante da generalização dos respectivos resultados.

De acordo com a metodologia escolhida, os resultados obtidos no 1º e no 3º trimestres são apresentados separadamente, para cada um dos pés.

Os parâmetros dinâmicos relativos à FRS, serão apresentados em simultâneo com alguns dos parâmetros cinemáticos, de forma a realçar possíveis correlações entre eles.

#### **4.3.2.1. Componente Médio-Lateral da FRS**

Apesar da grande variabilidade da componente médio-lateral da FRS e, conseqüentemente, da necessidade de cuidados acrescidos na sua interpretação (Giakas e Baltzopoulos, 1997; Simpson e Jiang, 1999), da análise do Quadro 16 podemos inferir que os esforços para manter o equilíbrio são maiores na grávida do 3º trimestre. Estes resultados são semelhantes aos encontrados por outros investigadores (Marques et al., 2005). A existência de edema dos pés leva a uma restrição da mobilidade (apesar do aumento da laxidez ligamentar) e, conseqüentemente, ao aumento do esforço para manter o equilíbrio durante a marcha, o que é concordante com os resultados apresentados por vários investigadores (Karzel e Friedman, 1990; Campos, 1997; Nyska et al., 1997; Lymbery e Gilleard, 2005).

No estudo exploratório realizado, utilizando um grupo de não gestantes como controlo, os resultados indicaram já um maior valor do RMS para o grupo das gestantes, mas sem diferenças estatisticamente significativas.

A maior dificuldade sentida no pé direito, no controlo das oscilações médio-laterais, pode ser agravada pelo desenvolvimento assimétrico do útero, que contribui para um maior edema deste membro (Romem et al., 1999; Roura, 2003), resultando numa maior restrição da mobilidade.

**Quadro 16.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores de  $F_{Xmáx}$  e respectivos RMS (normalizados ao peso corporal), para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Pé Direito	$\bar{X} \pm SD$		(3ºT/1ºT)
$F_{Xmáx\_1º}$	8,34±1,70		
$F_{Xmáx\_3º}$	9,68±1,94	(**)	116,07%
RMS_1º	5,24±1,30		
RMS_3º	6,37±1,36	(**)	121,56%
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01	(***)p ≤ 0,001

A análise dos dados relativos ao pé esquerdo (Quadro 17), confirma uma menor variabilidade da componente médio-lateral da FRS sobre este pé, o que reforça a função de amortecimento e suporte, atribuída em alguns estudos já referidos (Sadeghi et al., 1997; Sadeghi et al., 2000; VanZand et al., 2001).

**Quadro 17.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores de  $F_{Xmáx}$  e respectivos RMS (normalizados ao peso corporal), para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé esquerdo. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Pé Esquerdo	$\bar{X} \pm SD$		(3ºT/1ºT)
$F_{Xmáx\_1º}$	6,68±1,14		
$F_{Xmáx\_3º}$	6,86±1,22		102,70%
RMS_1º	3,75±0,83		
RMS_3º	4,16±0,73		110,91%
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01	(***)p ≤ 0,001

#### 4.3.2.2. Componente Ântero-Posterior da FRS

Relativamente à componente ântero-posterior, verifica-se durante o 3º trimestre um maior valor da  $F_{Y1}$  e do respectivo tempo, indiciando uma maior dificuldade na fase de travagem. O ajuste da postura para manter o centro de gravidade dentro da base de sustentação, provocado pelo aumento do peso corporal, com particular relevância na região do tronco, é necessário para contrariar o efeito da inércia do corpo (McNitt-Gray, 1999). A maior duração desta fase, associada a uma maior duração do duplo apoio e menor duração do apoio simples (Quadro 18), pode ser uma estratégia para garantir a

estabilização e acomodação das estruturas corporais, para a execução do próximo movimento, a saída do pé do solo, e a manutenção do equilíbrio num só pé, tal como referem Mota e Link (2001) num estudo sobre a marcha de crianças obesas.

O valor do impulso na travagem  $I_{Y\_trv\_3^o}$ , aumentado nas grávidas, deverá estar associado ao maior esforço de travagem (maior gasto energético) devido à maior massa, tal como é referido por Gottschaall (2004). Na fase de *push-off*, o menor impulso está associado à maior facilidade na progressão.

Na fase de *push-off* observa-se, nas gestantes do 3<sup>o</sup> trimestre, uma diminuição de  $F_{Y2}$  e dos respectivos tempos, concordante com a maior facilidade na progressão para a frente.

**Quadro 18.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores de  $F_Y$ , respectivos tempos e impulsos (normalizados), para a amostra no 1<sup>o</sup> e 3<sup>o</sup> trimestres de gravidez – pé direito. Razão percentual entre os valores relativos ao 3<sup>o</sup> e 1<sup>o</sup> trimestres.

Pé Direito	$(\bar{X}) \pm SD$	(3 <sup>o</sup> T/1 <sup>o</sup> T)
$t_{1Y\_1^o}$	18,76±4,60	108,16%
$t_{1Y\_3^o}$	20,29±3,81	
$t_{y=0\_1^o}$	50,93±6,00	101,10
$t_{Y=0\_3^o}$	51,49±4,34	
$t_{FY2\_1^o}$	33,66±6,23	96,55%
$t_{FY2\_3^o}$	32,50±4,90	
$F_{Y1\_1^o}$	-10,47±2,05	(*) 113,85%
$F_{Y1\_3^o}$	-11,92±2,38	
$F_{Y2\_1^o}$	13,13±3,02	96,57%
$F_{Y2\_3^o}$	12,68±2,41	
$I_{Y\_trv\_1^o}$	-2,12±1,26	(*) 145,3%
$I_{Y\_trv\_3^o}$	-3,08±0,55	
$I_{Y\_ace\_1^o}$	3,18±0,88	(*) 87,4%
$I_{Y\_ace\_3^o}$	2,78±0,84	

(\*) $p \leq 0,05$       (\*\*) $p \leq 0,01$       (\*\*\*) $p \leq 0,001$

No pé esquerdo (Quadro 19), o valor médio das médias dos impulsos associados à fase de travagem, foi maior na gestante do 3<sup>o</sup> trimestre, confirmando o maior esforço nesta fase. Na fase de *push-off*, a força e o respectivo impulso não apresentam diferenças significativas entre os dois

trimestres. No entanto, os maiores valores destas grandezas no 3º trimestre parecem indicar um papel mais activo deste pé na propulsão.

**Quadro 19.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores de  $F_y$ , respectivos tempos e impulsos (normalizados), para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé esquerdo. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Pé Esquerdo	Média± SD	(3ºT/1ºT)
$t_{FY1\_1^\circ}$	19,69±3,51	98,65%
$t_{FY1\_3^\circ}$	19,43±4,19	
$t_{FY=0\_1^\circ}$	50,85±6,55	101,45%
$t_{FY=0\_3}$	51,59±4,50	
$t_{FY2\_1^\circ}$	34,04±6,36	99,07%
$t_{FY2\_3^\circ}$	33,72±5,21	
$F_{Y1\_1^\circ}$	-10,19±2,35	107,58%
$F_{Y1\_3^\circ}$	-10,96±2,19	
$F_{Y2\_1^\circ}$	13,20±2,77	102,55%
$F_{Y2\_3^\circ}$	13,53±2,67	
$l_{Y\_trv\_1^\circ}$	-2,20±0,89	(*) 131,4%
$l_{Y\_trv\_3^\circ}$	-2,89±0,66	
$l_{Y\_ace\_1^\circ}$	3,05±0,95	103,4%
$l_{Y\_ace\_3^\circ}$	3,17±0,89	
(*) $p \leq 0,05$	(**) $p \leq 0,01$	(***) $p \leq 0,001$

O “equilíbrio” durante a marcha é fundamental e as alterações dos parâmetros cinemáticos reflectem muitas vezes estratégias para a sua manutenção.

No Quadro 20, observa-se um aumento significativo do tempo passado em duplo apoio (DA), no 3º trimestre relativamente ao 1º, concordante com o encontrado nos estudos de Golomer et al. (1991), Campos (1997), Hoffman (1998), Foti (2000) e Goldberg (2001) e também num estudo sobre a análise cinemática do andar em crianças obesas (Mota e Link, 2001). Este aumento é compensado por uma diminuição do apoio simples (AS). A elevada correlação entre a diminuição do AS e o aumento do AD (Quadro 21), pode explicar a relativa inalteração da velocidade.

**Quadro 20.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores de TAd e TAs (normalizados ao TA), para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito.

Pé Direito	$\bar{X} \pm SD$
TAd_1º (s)	0,23±0,04
TAd_3º (s)	0,25±0,04
TAs_1º (s)	0,48±0,05 (*)
TAs_3º (s)	0,46±0,06 (**)

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

**Quadro 21.** Coeficiente de correlação de Pearson entre o TAd e o TAs (normalizados ao TA), no 3º trimestre de gravidez.

	TAs_3ª
TAd_3º	Coeficiente de correlação de Pearson -,779 (***)

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

Apesar de a média do comprimento do passo ser mais elevada nas grávidas do 3º trimestre (Quadro 22), não foram detectadas diferenças estatisticamente significativas, o que é concordante com os resultados dos estudos de Golomer et al. (1991), Foti (2000) e Lymberry (2005). Os valores obtidos são semelhantes aos encontrados na literatura, para velocidades semelhantes (Zatsiorky et al., 1994; Whittle, 1996; Al-Obaidi et al., 2003).

**Quadro 22.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores do passo, para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

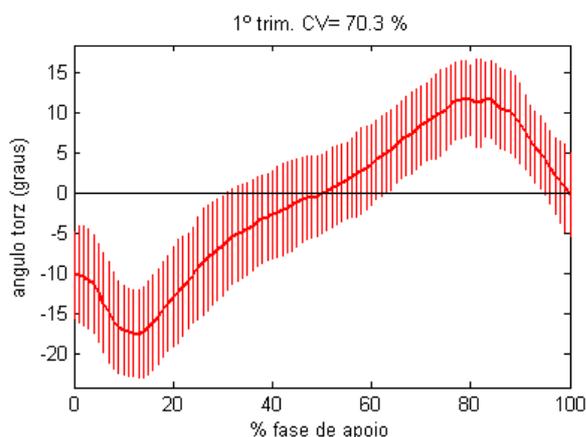
Pé Direito	$\bar{X} \pm SD$	(3ºT/1ºT)
CP_1º (m)	0,52±0,06	102,6%
CP_3º (m)	0,53±0,04	

A curva do deslocamento do tornozelo no 1º trimestre (Figura 23) e no 3º trimestre (Figura 24), durante a fase de apoio de um ciclo de marcha, apresentou o padrão característico desta articulação estabelecido na literatura (Winter, 1991; Costa, 2000). Os coeficientes de variação (CV) são semelhantes

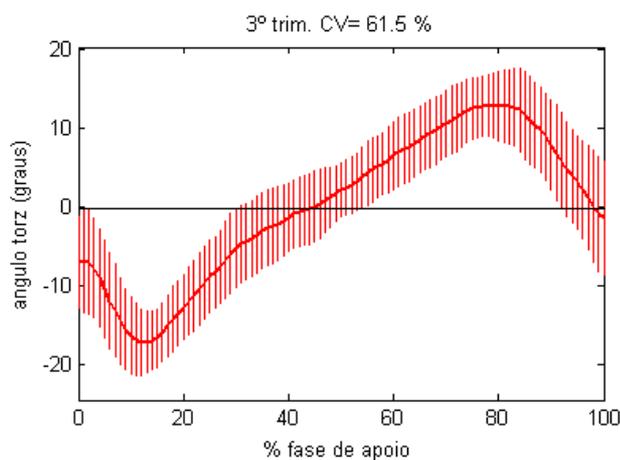
aos encontrados por Winter (1991): 75% para marcha lenta e 72% à velocidade “normal”.

A convenção utilizada para o sinal dos ângulos foi a mesma que utilizou Winter (1991), positivo para dorsiflexão e negativo para flexão plantar.

A articulação do tornozelo foi a considerada mais pertinente para analisar neste trabalho, por ser a articulação que relaciona directamente o pé e a perna.



**Figura 23.** Gráfico relativo ao deslocamento angular da articulação do tornozelo no 1º trimestre - pé direito.



**Figura 24.** Gráfico relativo ao deslocamento angular da articulação do tornozelo no 3º trimestre - pé direito.

A análise dos parâmetros angulares no início da fase de apoio (Quadro 23) mostrou uma menor flexão plantar, o que sugere uma estratégia para

amortecer o “choque”, com o prolongamento do tempo de assentamento do pé na superfície de deslocamento (maior TAd).

A velocidade de progressão durante o IC e o TO não sofreu alterações significativas com o tempo de gravidez. Estes resultados são similares aos encontrados por outros investigadores (Golomer et al., 1991; Foti et al., 2000).

**Quadro 23.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores da velocidade no contacto inicial, dos ângulos da perna, do pé e do tornozelo, para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito.

Parâmetros		$\bar{X} \pm SD$	
$V_{HIP\_IC\_1^\circ}$ (m/s)		$(95,76 \pm 13,44) \times 10^{-2}$	
$V_{HIP\_IC\_3^\circ}$ (m/s)		$(96,98 \pm 8,86) \times 10^{-2}$	
$\theta_{IC\_1^\circ}$	graus	$-11,08 \pm 5,87$	(*)
$\theta_{IC\_3^\circ}$	graus	$-7,3 \pm 5,84$	(*)

(\*)  $p \leq 0,05$       (\*\*)  $p \leq 0,01$       (\*\*\*)  $p \leq 0,001$

Na análise do Quadro 24, verifica-se uma relação directa entre o peso e o tempo de apoio tal como também apontado por alguns autores (Goldberg et al., 2001; Mota e Link, 2001). Esta relação não é, no entanto, suficiente para que os tempos de apoio no 1º e 3º trimestres apresentem diferenças estatisticamente significativas. É possível que o aumento de peso à data da recolha, no 3º trimestre, ainda não seja suficiente para tornar estas diferenças estatisticamente significativas.

**Quadro 24.** Coeficiente de correlação de Pearson entre o tempo de apoio (TA) e o Peso (p), no 1º e 3º trimestres de gravidez.

		TA_1º	P_1º	TA_3º	P_3º
TA_1º	Correlação de Pearson	1	0,407 (*)	0,179	0,432(*)
P_1º	Correlação de Pearson	0,407(*)	1	0,272	0,724(**)
TA_3º	Correlação de Pearson	0,179	0,272	1	0,537(**)
P_3º	Correlação de Pearson	0,432(*)	0,724(**)	0,537(**)	1

(\*)  $p \leq 0,05$       (\*\*)  $p \leq 0,01$       (\*\*\*)  $p \leq 0,001$

### 4.3.2.3. Componente Vertical da FRS

As alterações mais relevantes aparecem na redução do valor da  $F_{Z2}$  (Quadro 25), confirmando a menor força exigida na fase de *push-off*, para a grávida continuar o movimento para a frente, provocada pela situação de desequilíbrio anterior, devida à localização da massa adicional do útero grávido.

A velocidade aparece como condicionante dos valores da FRS em vários estudos (Crowe et al., 1996; Hsiang e Chang, 2002; Burnfield et al., 2004; Warren et al., 2004). Neste estudo, não existindo diferenças significativas no seu valor, a diferença encontrada no valor de  $F_{Z2}$  deve atribuir-se, principalmente, à alteração da localização do centro de gravidade, com implicações no modo de caminhar.

**Quadro 25.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores da componente  $F_z$  da FRS, respectivos tempos e impulsos (normalizados), para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito. Percentagem entre os valores relativos a cada um dos trimestres.

Pé Direito	$\bar{X} \pm SD$	(3ºT/1ºT)
$F_{Z1\_1^\circ}$	103,66±2,46	98,72%
$F_{Z1\_3^\circ}$	102,32±3,24	
$t_{FZ1\_1^\circ}$	30,74±4,05	102,34%
$t_{FZ1\_3^\circ}$	31,46±4,80	
$F_{Zmin\_1^\circ}$	90,28±3,50	98,96%
$F_{Zmin\_3^\circ}$	89,35±3,66	
$t_{FZmin\_1^\circ}$	46,70±4,98	102,93%
$t_{FZmin\_3^\circ}$	48,07±4,08	
$F_{Z2\_1^\circ}$	105,16±3,48	(**) 97,58%
$F_{Z2\_3^\circ}$	102,62±2,52	
$t_{FZ2\_1^\circ}$	74,05±4,16	100,31%
$t_{FZ2\_3^\circ}$	74,28±4,21	
$I_{Z\_trv\_3^\circ}$	34,51±4,70	101,56%
$I_{Z\_trv\_1^\circ}$	33,98±4,37	
$I_{Z\_ace\_3^\circ}$	42,09±5,17	97,10%
$I_{Z\_ace\_1^\circ}$	43,35±4,96	
$F_{Zméd\_1^\circ}$	78,01±2,83	98,62%
$F_{Zméd\_3^\circ}$	76,93±2,19	
$F_{máx\_1^\circ}$	106,35±2,74	(*) 97,89%
$F_{máx\_3^\circ}$	104,11±2,63	
(*) $p \leq 0,05$	(**) $p \leq 0,01$	(***) $p \leq 0,001$

No que diz respeito ao pé esquerdo (Quadro 26), além da redução no valor da  $F_{Z2}$ , verifica-se também uma redução nos valores de  $F_{Z1}$  e  $F_{Zmin}$ . Estas alterações podem, mais uma vez, ser associadas a uma função predominante do membro esquerdo no amortecimento e suporte, durante a fase de apoio.

**Quadro 26.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores da componente  $F_z$  da FRS e respectivos tempos e impulsos (normalizados), para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé esquerdo. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Pé Esquerdo	$\bar{X} \pm SD$		%(3ºT/1ºT)
$F_{Z1\_1^\circ}$	104,70±3,46	(*)	97,93%
$F_{Z1\_3^\circ}$	102,53±3,67		
$F_{Z2\_1^\circ}$	105,6±4,84	(**)	97,01%
$F_{Z2\_3^\circ}$	102,45±2,47		
$F_{Zmin\_1^\circ}$	91,21±3,90	(*)	96,82%
$F_{Zmin\_3^\circ}$	88,31±3,58		
$t_{FZ1\_1^\circ}$	30,50±3,37		99,98%
$t_{FZ1\_3^\circ}$	30,5±3,11		
$t_{FZmin\_1^\circ}$	48,17±4,91		98,55%
$t_{FZ\_min\_3^\circ}$	47,47±4,19		
$t_{FZ2\_1^\circ}$	74,67±4,36		99,83%
$t_{FZ2\_3^\circ}$	74,54±3,79		
$I_{Z\_trv\_3^\circ}$	33,84±4,02		100,12%
$I_{Z\_trv\_1^\circ}$	33,80±7,53		
$I_{Z\_ace\_3^\circ}$	42,37±4,26		100,85%
$I_{Z\_ace\_1^\circ}$	42,02±7,77		
$F_{Zméd\_1^\circ}$	78,46±3,23		98,15%
$F_{Zméd\_3^\circ}$	77,01±2,30		
$F_{máx\_1^\circ}$	107,15±4,14	(*)	97,50%
$F_{máx\_3^\circ}$	104,48±3,04		
(*)p ≤ 0,05		(**)p ≤ 0,01	
		(***)p ≤ 0,001	

Observa-se uma redução da força  $F_{Zméd}$  e  $F_{Zmáx}$  ao longo de todo o apoio, nos dois pés, o que é indicativo de um movimento mais arrastado, concordante com uma estratégia de manutenção do equilíbrio e protecção das estruturas musculoesqueléticas, suavizando os “impactos” durante a marcha.

#### 4.3.2.4. Análise Cinemática

Sendo o ataque ao solo e a fase de *push-off* etapas críticas na marcha (Chen et al., 1997; Hayafune et al., 1999; Jacob, 2001; Perry et al., 2002), foram analisadas diferentes variáveis cinemáticas, nestas duas situações.

A análise do Quadro 27, mostra que o ângulo do tornozelo no IC é menor no 3º trimestre. Este facto deve-se fundamentalmente a um maior ângulo do pé, uma vez que o ângulo da perna não apresenta diferenças estatisticamente significativas nos dois momentos estudados. No TO, o menor valor observado no terceiro trimestre, parece resultar de um retardar do descolar do pé, confirmado pelo aumento do duplo apoio observado.

**Quadro 27.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD), dos valores da velocidade e ângulos no IC e TO, para a amostra no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Pé Direito	$\bar{X} \pm SD$	(3ºT/1ºT)
V <sub>_IC1º</sub>	95,76±13,44	101,27%
V <sub>_IC3º</sub>	96,98±8,86	
$\theta_{lg\_IC1º}$	107,58±3,45	100,08%
$\theta_{lg\_IC3º}$	107,66±3,61	
$\theta_{ft\_IC1º}$	186,50±6,61	(*) 102,07%
$\theta_{ft\_IC3º}$	190,36±7,32	
$\theta_{tz\_IC1º}$	-11,08±5,87	(**) 65,94%
$\theta_{tz\_IC3º}$	-7,30±5,84	
V <sub>_TO1º</sub>	72,03±17,64	98,76%
V <sub>_TO3º</sub>	71,14±12,82	
$\theta_{lg\_TO1º}$	41,94±7,27	(**) 86,93%
$\theta_{lg\_TO3º}$	36,46±3,87	
$\theta_{ft\_TO1º}$	129,86±6,74	(**) 96,14%
$\theta_{ft\_TO3º}$	124,85±6,72	
$\theta_{tz\_TO1º}$	-1,08±6,09	142,11%
$\theta_{tz\_TO3º}$	-1,53±5,55	
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01
		(***)p ≤ 0,001

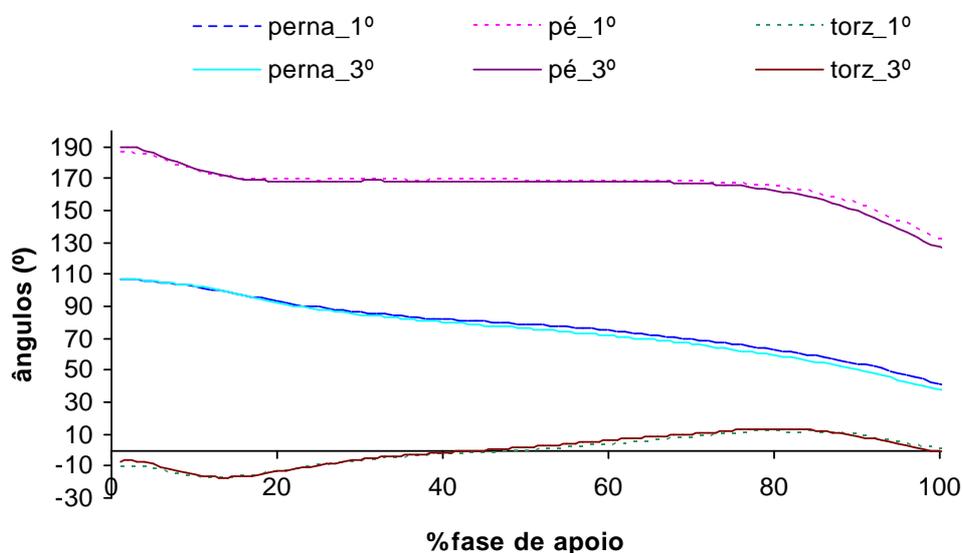
As curvas relativas às posições angulares da perna e do pé (Figura 25), definidas de acordo com o modelo proposto por Winter (1991), apresentam coeficientes de variação (inter-sujeitos) baixos (Quadro 28), indicando uma

elevada consistência no comportamento destas variáveis ao longo da fase de apoio.

**Quadro 28.** Coeficientes de variação associados às posições angulares do pé e da perna, no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito.

CV	1º trimestre	3º trimestre
pé	2,6%	3%
perna	5,1%	5%

~



**Figura 25.** Gráfico relativo ao deslocamento angular da articulação do tornozelo, da perna e do pé, no 1º e 3º trimestres - pé direito.

#### 4.3.2.5. Pressões Plantares

As pressões plantares estão directamente relacionadas com a componente vertical da força de reacção do solo e com a área que em cada instante é solicitada, durante o apoio do pé.

A análise dos valores do Quadro 29, mostra que os valores máximos absolutos, de pressão e de área ocupada, não variam significativamente ao

longo da gravidez, o que indica que, localmente, deverão ocorrer alterações significativas, uma vez que o peso aumentou significativamente.

Os valores das médias dos máximos de pressão são semelhantes aos encontrados na bibliografia para jovens e adultos, durante a marcha, medidos com o pé calçado (Tuna et al., 2004; Warren et al., 2004; Hessert et al., 2005) e inferiores aos medidos com o pé descalço (McPoil e Cornwall, 1992; Hayafune et al., 1999; Burnfield et al., 2004).

A análise dos Quadros 29 e 30, mostra que não há diferenças significativas no que diz respeito à área máxima solicitada nos dois períodos de avaliação, facto que parece contrariar os estudos de Nyska et al. (1997) e Alvarez et al. (1998), que observaram um aumento da área de contacto com a evolução da gravidez.

O valor relativo à área máxima no 3º trimestre de gravidez, para o pé esquerdo (Quadro 29), é semelhante ao obtido por Nyska et al. (1997) -  $(123 \pm 14,9) \times 10^{-4} \text{ m}^2$ . No que diz respeito ao pé direito, o valor obtido por esses investigadores é maior -  $(124 \pm 11,6) \times 10^{-4} \text{ m}^2$ .

Em relação ao 1º trimestre de gravidez, as médias dos valores das áreas são maiores (nos dois pés) do que as do grupo de controlo utilizado no estudo de Nyska e colaboradores -  $(115,0 \pm 55,8) \times 10^{-4} \text{ m}^2$  para o pé direito e -  $(111,7 \pm 14,1) \times 10^{-4} \text{ m}^2$  para o pé esquerdo

A metodologia utilizada neste estudo, nomeadamente o pé calçado e palmilhas com dimensões fixas, sensivelmente iguais às dos pés, não permitiu avaliar as possíveis variações da área do pé para além da dimensão da palmilha.

**Quadro 29.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores máximos de pressão ( $P_{\text{máx}}$ ) e de área ( $A_{\text{máx}}$ ) solicitada no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé direito. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Parâmetros	$\bar{X} \pm \text{SD}$	(3ºT/1ºT)
$A_{\text{máx}_3^\circ} (\text{m}^2)$	$(115,6 \pm 11,2) \times 10^{-4}$	
$A_{\text{máx}_1^\circ} (\text{m}^2)$	$(119,9 \pm 12,3) \times 10^{-4}$	96,47%
$P_{\text{máx}_3^\circ} (\text{kPa})$	335,3 ± 69,7	
$P_{\text{máx}_1^\circ} (\text{kPa})$	346,1 ± 93,7	96,88%
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01
		(***)p ≤ 0,001

**Quadro 30.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD), dos valores máximos de pressão ( $P_{m\acute{a}x}$ ) e de área ( $A_{m\acute{a}x}$ ) solicitada no 1º e 3º trimestres de gravidez – pé esquerdo. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Parâmetros	$\bar{X} \pm SD$	(3ºT/1ºT)
$A_{m\acute{a}x\_3^\circ}$ (m <sup>2</sup> )	$(123,5 \pm 9,6) \times 10^{-4}$	
$A_{m\acute{a}x\_1^\circ}$ (m <sup>2</sup> )	$(123,9 \pm 12,8) \times 10^{-4}$	99,24%
$P_{m\acute{a}x\_3^\circ}$ (kPa)	$365,6 \pm 63,5$	
$P_{m\acute{a}x\_1^\circ}$ (kPa)	$363,0 \pm 86,0$	100,71%

(\*) $p \leq 0,05$       (\*\*) $p \leq 0,01$       (\*\*\*) $p \leq 0,001$

#### 4.3.2.5.1. Fase de AP, instante em que ocorre $F_{z1}$ – pé direito

A análise do Quadro 31, mostra um aumento das pressões médias e máximas em todas as zonas do calcâneo, no 3º trimestre, o que é concordante com os resultados apresentados por Goldberg et al. (2001). Nyska e colaboradores, pelo contrário, referem uma diminuição dos máximos da pressão plantar no retropé, na fase final da gravidez (Nyska et al., 1997).

A ausência de diferenças significativas no número de células activadas, nestas zonas, pode ser devida ao facto de logo no 1º trimestre a área disponível das palmilhas ser já muito solicitada. A impossibilidade de medir os aumentos de área para além dos limites da palmilha, não permite avaliar em condições ideais esta variável e, por isso, tendo em conta os estudos de Nyska et al. (1997) e Alvarez et al. (1998), é possível que a área de contacto possa, por vezes, ser ligeiramente superior à área indicada.

Para caracterizar a posição do pé da gestante do 3º trimestre em relação ao solo, na fase em análise, foi efectuada uma comparação entre os valores relativos às zonas 1 e 3 (Quadro 32), sendo de realçar os maiores valores de pressão média e células activadas na zona 1, que indiciam um retropé ligeiramente pronado (evertido). Estes resultados são concordantes com os obtidos por Nyska et al. (1997).

**Quadro 31.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD), dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AP- pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

CAL_ Pé Dto_AP	1º trim.	3º trim.		
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Cel 2	11,4±1,0	11,0±0,5		96,1%
Cel 1	6,6±0,6	6,3±0,8		100,3%
Cel 3	6,2±0,8	5,8±0,8		94,2%
P máx_2 (kPa)	159,2±39,0	174,4±32,2	(*)	109,6%
P máx_1 (kPa)	158,4±37,1	180,4±41,5	(*)	113,9%
P máx_3 (kPa)	158,0±45,6	182,0±61,6	(**)	115,12%
P méd_2 (kPa)	107,0±22,8	11,87±21,6	(*)	110,9%
P méd_1 (kPa)	91,6±22,0	109,7±29,4	(**)	119,7%
P méd_3 (kPa)	98,5±22,8	101,8±27,3	(**)	103,4%

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

**Quadro 32.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD), dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AP - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez.

Zonas 1-2-3	$\bar{X} \pm SD$	
P méd_3º_3 (kPa)	101,8±27,3	
P méd_3º_1 (kPa)	109,7±29,4	
P máx_3º_3 (kPa)	182,0±61,6	
P máx_3º_1 (kPa)	180,4±41,5	
Cel_3º_3	5,8±0,8	
Cel_3º_1	6,3±0,8	(*)

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

#### 4.3.2.5.2. Fase de AM, instante em que ocorre $F_{zmin}$ – pé direito

A análise do Quadro 33, realça o aumento global das pressões médias e máximas em todas as zonas e uma ligeira diminuição da área solicitada, particularmente na zona mais medial, onde surgem diferenças estatisticamente significativas.

No mediopé verifica-se que as pressões médias, as pressões máximas e a área solicitada são globalmente mais elevadas no 3º trimestre, com particular destaque no que diz respeito à área na zona medial (Quadro 34). A ligeira diminuição do valor da média das pressões máximas, na região medial (4),

deverá estar associada ao aumento significativo do número de células activadas nesta zona.

O aumento do valor do máximo de pressão e a sua localização na zona lateral, no 3º trimestre de gravidez, é concordante com os resultados apresentados por Nyska et al. (1997).

**Quadro 33.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD), dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

CAL_ Pé Dto_AM	1º trim.	3º trim.		(3ºT/1ºT)
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Cel 2	11,2±1,1	10,9±0,6		97,1%
Cel 1	6,7±0,6	6,5±0,8	(*)	96,4%
Cel 3	5,5±1,1	5,3±1,0		97,1%
P máx_2 (kPa)	104,8±28,6	115,6±24,3		110,3%
P máx_1 (kPa)	105,6±30,6	124,0±24,8	(*)	109,5%
P máx_3 (kPa)	103,2±40,6	105,6±26,8		102,3%
P méd_2 (kPa)	74,9±17,4	84,7±17,3	(*)	116,7%
P méd_1 (kPa)	68,5±21,3	82,0±25,6	(*)	119,7%
P méd_3 (kPa)	60,4±20,2	67,8±15,9		112,2%

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

**Quadro 34.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células (Cel) activadas nas zonas 4 e 5 do médio pé (MédPé) durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

MédPé_ Pé Dto_AM	1º trim.	3º trim.		(3ºT/1ºT)
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Cel 4	2,1±2,8	3,7±4,0	(*)	178,8%
Cel 5	4,5±4,2	5,6±4,3		123,9%
P máx_4 (kPa)	22,8±24,4	20,7±14,2		90,7%
P máx_5 (kPa)	39,2±42,0	50,8±39,5		129,6%
P méd_4 (kPa)	18,0±15,0	20,7±14,2		115,0%
P méd_5 (kPa)	27,4±27,0	31,4±19,6		114,6%

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

Nas zonas do antepé, observa-se um aumento generalizado das pressões médias e uma diminuição das áreas activadas, especialmente na

região mais lateral (Quadro 35). No que diz respeito aos valores máximos da pressão, verifica-se um aumento nas regiões lateral e central e uma ligeira diminuição, sem significado estatístico, na região medial.

**Quadro 35.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD), dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 6, 7 e 8, dos metatarsos (Meta), durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Meta_ Pé Dto_AM	1º trim.	3º trim.		(3ºT/1ºT)
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Cel 7	10,0±2,1	9,8±1,6		98,0%
Cel 6	6,4±1,6	5,9±1,6		93,1%
Cel 8	6,2±2,1	4,9±1,8	(*)	76,7%
P máx_7 (kPa)	112,4±30,6	128,4±31,2	(*)	114,2%
P máx_6 (kPa)	131,6±79,6	124,0±54,5		94,2%
P máx_8 (kPa)	81,2±32,4	106,8±44,8	(*)	131,5%
P méd_7 (kPa)	71,3±17,8	8,48±22,9	(*)	118,9%
P méd_6 (kPa)	77,6±44,1	80,4±30,0		103,6%
P méd_8 (kPa)	51,3±19,6	69,3±24,5	(**)	135,1%

(\*) $p \leq 0,05$       (\*\*)  $p \leq 0,01$       (\*\*\*)  $p \leq 0,001$

Nesta fase do apoio, na região do hálux e dedos, verifica-se uma tendência para uma diminuição global das pressões médias e máximas e da área activada, com diferenças estatisticamente significativas no valor da área na região do hálux (Quadro 36). A diminuição dos valores de pressão deverá estar associada aos menores valor da  $F_z$  nesta fase do movimento.

**Quadro 36.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 9 e 10 do ante pé durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

Halux_ Pé Dto_AM	1º trim.	3º trim.		(3ºT/1ºT)
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
P máx (kPa)	84,8±52,4	75,6±47,3		89%
P méd (kPa)	55,0±39,1	52,5±29,8		95,4%
Cel	3,2±1,5	2,7±1,2	(*)	82,7%
<b>Dedos_ Pé Dto_AM</b>				
P máx (kPa)	42,0±20,6	40,8±37,6		97,1%
P méd (kPa)	30,0±14,7	29,3±21,8		97,7%
Cel	3,7±2,5	3,1±2,3		82,8%

(\*) $p \leq 0,05$       (\*\*)  $p \leq 0,01$       (\*\*\*)  $p \leq 0,001$

A posição do pé da gestante do 3º trimestre (calcâneo) em relação ao solo (pronação-supinação), na fase em análise, está caracterizada no Quadro 37, sendo de realçar os maiores valores de pressão e células activadas na zona 1, que confirmam um retopé pronado (evertido), o que é concordante com os resultados apresentados por Nyska et al. (1997).

**Quadro 37.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células (Cel) activadas nas zonas 1 e 3 no calcâneo, durante a fase de AM – pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez.

Zonas 1-3	$\bar{X} \pm SD$	
P méd_3º_3 (kPa)	67,8±15,9	(*)
P méd_3º_1 (kPa)	82,0±25,6	
P máx_3º_3 (kPa)	105,6±26,8	(*)
P máx_3º_1 (kPa)	124,0±33,7	
Cel_3º_3	5,3±1,0	(**)
Cel_3º_1	6,5±0,8	

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

#### 4.3.2.5.3. Fase de AT, instante em que ocorre F<sub>Z2</sub> – pé direito

Na análise do Quadro 38, verifica-se uma diminuição da área solicitada e um aumento global das pressões médias, com significado estatístico na região central e lateral. Observa-se ainda um aumento significativo da pressão máxima na região central e lateral e uma ligeira diminuição na região medial. Nyska e colaboradores, também encontraram uma diminuição dos valores para os picos de pressão na região medial do antepé e um aumento dos valores dos máximos de pressão na região lateral do antepé, na fase final da gravidez (Nyska et al., 1997).

Em contradição com estes resultados, Goldberg et al. (2001) observaram uma diminuição dos máximos de pressão na região do antepé, do 1º para o 3º trimestre de gravidez.

A análise do Quadro 39, mostra uma diminuição de todos os parâmetros do 1º para o 3º trimestre. A explicação para os menores valores de pressão está associada à menor força exercida pelas gestantes, nesta fase, e à maior laxidez

na 1ª articulação metatarsal que diminui a eficiência do efeito alavanca (*windlass effect* - a dorsiflexão dos dedos que ocorre à medida que o calcanhar descola, tem o efeito de aumentar a tensão na aponevrose plantar) (Nyska et al., 1997; Bolgla e Malone, 2004).

A diminuição significativa da área activada, na região do antepé, pode estar relacionada com o menor ângulo do pé nesta fase do apoio, isto é menos superfície de contacto entre o pé e o solo (Figura 25).

**Quadro 38.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células (Cel) activadas nas zonas 6, 7 e 8 dos metatarsos (Meta) durante a fase de AT - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

<b>Meta_ Pé Dto_AT</b>	<b>1º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>3º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$		<b>(3ºT/1ºT)</b>
Cel 7	10,8±1,8	10,44±1,47		97,0%
Cel 6	7,2±1,1	6,5±1,1		90,5%
Cel 8	6,6±1,7	5,6±1,8	(*)	83,7%
P máx_7 (kPa)	208,4±60,6	244,4±80,2	(*)	117,3%
P máx_6 (kPa)	254,8±131,6	251,6±101,5		98,7%
P máx_8 (kPa)	125,6±66,8	155,2±75,0	(*)	123,6%
P méd_7 (kPa)	125,8±37,4	155,4±47,4	(**)	123,5%
P méd_6 (kPa)	145,6±57,3	158,1±57,3		108,6%
P méd_8 (kPa)	73,9±32,2	95,5±46,0	(*)	129,2%
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01	(***)p ≤ 0,001	

**Quadro 39.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células (Cel) activadas nas zonas 9 e 10 do antepé durante a fase de AT - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

<b>Halux- Pé Dto_AT</b>	<b>1º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>3º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$		<b>(3ºT/1ºT)</b>
P máx (kPa)	217,2±95,9	214,8±98,2		98,9%
P méd (kPa)	131,5±49,5	130,1±57,0		98,9%
Cel	4,2±1,2	3,4±1,1	(*)	81,7%
<b>Dedos_ Pé Dto_AT</b>				
P máx (kPa)	88,4±59,0	89,6±51,4		101,3%
P méd (kPa)	46,3±20,2	49,5±21,1		106,9%
Cel	7,8±3,3	6,0±2,6	(*)	76,6%
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01	(***)p ≤ 0,001	

#### 4.3.2.5.4. Fase de AP, no instante em que ocorre F<sub>Z1</sub> – pé esquerdo

Nesta fase verifica-se um aumento da pressão máxima do 1º para o 3º trimestre de gravidez, com diferenças estatisticamente significativas nas zonas medial e central (Quadro 40). Na zona lateral, apesar de um maior valor da média das pressões máximas, não se observam diferenças estatisticamente significativas.

As pressões médias são mais elevadas no 3º trimestre, nas três zonas, com diferenças estatisticamente significativas. No que diz respeito à área activada, não se observam diferenças significativas entre os dois momentos, tal como no pé direito.

Globalmente verifica-se no pé esquerdo um maior valor das pressões médias e máximas, relativamente ao pé direito.

Tal como no pé direito, o aumento do valor máximo da pressão na zona do retopé é concordante com os resultados apresentados por Goldberg et. al. (2001). No entanto, os valores médios dos máximos de pressão são menores do que os referidos por esses investigadores (270 kPa). Esta diferença poderá estar associada à velocidade de deslocamento, situação que não pode ser confirmada por não ter sido uma das variáveis controladas no referido estudo.

**Quadro 40.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células (Cel) activadas nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AP- pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

CAL_Pé Esq_AP	1º trim.	3º trim.		(3ºT/1ºT)
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
P máx_2 (kPa)	177,8±32,5	192,2±31,6	(*)	108,1%
P máx_1 (kPa)	176,1±35,6	198,3±31,3	(*)	112,6%
P máx_3 (kPa)	164,8±45,1	177,8±36,7		107,9%
P méd_2 (kPa)	117,7±21,1	129,6±18,8	(*)	110,1%
P méd_1 (kPa)	109,3±24,2	130,3±24,9	(*)	119,2%
P méd_3 (kPa)	95,0±26,3	108,9±20,4	(*)	115,6%
Cel 2	11,3±1,6	11,9±0,5		104,2%
Cel 1	6,5±0,8	6,5±0,6		99,4%
Cel 3	6,5±0,7	6,7±0,5		103,4%

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

Tal como para o pé direito, foi efectuada uma comparação entre os valores relativos às zonas 1 e 3 do pé da gestante do 3º trimestre (Quadro 41), para caracterizar a posição do pé em relação ao solo.

Os maiores valores de pressão média e máxima na região 1, sem alterações estatisticamente significativas no número de células activadas, indicam, tal como aconteceu no pé direito, uma pronação do retropé nesta fase do apoio.

**Quadro 41.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P\_máx), médias (P\_méd) e células (Cel) activadas nas zonas 1 e 3 do calcâneo, durante a fase de AP – pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez.

Zonas 1-3	Média	SD	
P méd_3º_3 (kPa)	108,9	20,4	
P méd_3º_1 (kPa)	130,3	24,9	(**)
P máx_3º_3 (kPa)	177,8	36,7	
P máx_3º_1 (kPa)	198,3	31,3	(*)
Cel_3º_3	6,5	1,9	
Cel_3º_1	6,7	1,9	
(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01	(***)p ≤ 0,001	

#### 4.3.2.5.5. Fase de AM, instante em que ocorre $F_{zmin}$ – pé esquerdo

A área solicitada nesta fase pelo pé esquerdo, é maior no 3º trimestre (Quadro 42), e é substancialmente mais elevada do que no pé direito. O mesmo se passa com os valores das pressões máximas e médias, que apresentam nas três regiões diferenças estatisticamente significativas. Continua, assim, a observar-se valores mais elevados de pressão ao nível do pé esquerdo.

A análise do Quadro 43, mostra que não existem diferenças estatisticamente significativas em relação aos parâmetros avaliados. Em relação ao pé direito, verifica-se uma menor solicitação de área, especialmente na zona medial. É ainda de realçar a grande variabilidade, reflectida nos elevados desvios padrão.

Tal como no pé direito e concordante com os resultados apresentados por Nyska e colaboradores, o valor máximo de pressão no mediopé localiza-se na região lateral.

**Quadro 42.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células (Cel) activadas nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

CAL_Pé Esq_AM	1º trim.	3º trim.		(3ºT/1ºT)
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Cel 2	11,4±1,5	11,8±0,7		103,4%
Cel 1	6,5±0,7	6,6±0,6	(*)	100,7%
Cel 3	6,0±1,2	6,6±0,7		107,2%
P máx_2 (kPa)	121,7±32,6	146,5±27,6	(*)	120,3%
P máx_1 (kPa)	125,7±35,1	155,2±23,7	(*)	123,7%
P máx_3 (kPa)	103,0±39,7	127,0±29,6	(**)	150,7%
P méd_2 (kPa)	84,3±24,1	99,0±15,2	(*)	117,4%
P méd_1 (kPa)	85,0±28,7	107,2±19,8	(**)	126,1%
P méd_3 (kPa)	64,5±24,4	77,7±19,2	(*)	120,5%

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

**Quadro 43.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd), e células activadas (Cel) nas zonas 4, e 5 do médio pé (MédPé), durante a fase AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

MédPé_Pé Esq_AM	1º trim.	3º trim.		(3ºT/1ºT)
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Cel 4	3,4±3,7	3,0±3,4		89,2%
Cel 5	4,0±4,2	3,9±3,6		97,8%
P máx_4 (kPa)	31,4±22,3	31,8±29,9		101,3%
P máx_5 (kPa)	38,2±34,7	41,4±30,8		108,4%
P méd_4 (kPa)	25,0±11,4	21,3±16,3		85,2%
P méd_5 (kPa)	27,0±18,7	28,2±16,5		104,4%

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

Os valores das pressões médias e máximas são mais elevados na zona central da região dos metatarsos, com diferenças estatisticamente significativas no que diz respeito às pressões médias, na grávida do 3º trimestre (Quadro 44), o que, associado às maiores áreas médias, é um sinal de maior sobrecarga desta zona.

**Quadro 44.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 6, 7, e 8 dos metatarsos (Meta), durante a fase de AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

<b>Meta_Pé Esq_AM</b>	<b>1º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>3º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>(3ºT/1ºT)</b>
Cel 7	10,2±1,6	11,0±1,2	107,2%
Cel 6	7,2±1,2	7,4±0,7	103,6%
Cel 8	6,4±1,8	6,4±1,7	99,4
P máx_7 (kPa)	133,9±27,4	148,3±34,2	110,8%
P máx_6 (kPa)	154,3±68,1	157,8±53,7	102,3%
P máx_8 (kPa)	91,7±42,2	106,1±40,2	115,7%
P méd_7 (kPa)	86,0±22,9	98,5±24,8	(*) 114,5%
P méd_6 (kPa)	91,0±26,0	99,2±31,0	109,0%
P méd_8 (kPa)	57,5±23,0	67,2±23,9	123,3%

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

A análise do Quadro 45 mostra que apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas, observa-se uma tendência para uma diminuição da generalidade dos valores dos parâmetros, na região dos dedos, durante o 3º trimestre de gravidez, situação que deverá estar associada à diminuição dos valores da  $F_{z\_min}$ , nesta fase do apoio, tal como no pé direito.

**Quadro 45.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios (SD) padrão dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 9 e 10 durante a fase AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Percentagem entre os valores relativos a cada um dos trimestres.

<b>Halux_Pé Esq_AM</b>	<b>1º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>3º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>(3ºT/1ºT)</b>
P máx (kPa)	93,5±63,1	91,3±46,7	97,6%
P méd (kPa)	55,9±32,1	60,1±30,0	107,5%
Cel	3,5±1,6	3,4±1,2	97,4%
<b>Dedos_Pé Esq_AM</b>			
P máx (kPa)	46,5±32,4	37,0±26,4	79,6%
P méd (kPa)	27,4±16,8	23,0±14,6	83,9%
Cel	3,7±2,9	3,1±2,2	83,7%

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

Da análise dos valores relativos às zonas 1 e 3 do pé da gestante do 3º trimestre, nesta fase do apoio (Quadro 46), podem observar-se maiores valores da pressão média e máxima na zona 1, sem alterações estatisticamente

significativas no número de células activadas. Estes dados indicam, tal como aconteceu no pé direito, uma pronação do retropé nesta fase do apoio, que é concordante com um prolongamento da pronação do antepé, na gestante.

**Quadro 46.** Médias e desvios padrão dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1 e 3 do calcâneo, durante a fase de AP para o 1º e 3º trimestres de gravidez.

Zonas 1-3	Média	SD	
P méd_3º_3 (kPa)	77,7	19,2	(***)
P méd_3º_1 (kPa)	107,2	19,8	
P máx_3º_3 (kPa)	127,0	29,6	(***)
P máx_3º_1 (kPa)	155,2	23,7	
Cel_3º_3	6,4	0,5	
Cel_3º_1	6,6	0,7	
(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01	(***)p ≤ 0,001	

#### 4.3.2.5.6. Fase de AT, instante em que ocorre F<sub>Z2</sub> – pé esquerdo

Os valores significativamente mais elevados das pressões máximas, com excepção da zona mais medial (Quadro 47), indiciam uma alteração do comportamento do antepé nesta fase, com uma sobrecarga das zonas central e lateral, quando comparado com o 1º trimestre. Este comportamento é semelhante nos dois pés. Apesar de o máximo de pressão se localizar na zona medial do antepé, é nessa região que o máximo sofre um menor aumento, mantendo praticamente o valor do 1º trimestre. O maior valor absoluto de pressão no antepé, comparado com o 1º trimestre de gravidez, contraria os resultados apresentados por Goldberg et al. (2001), que indicam um aumento do máximo de pressão nessa região, do 1º para o 3º trimestre de gravidez.

Não se observam diferenças estatisticamente significativas nos valores das pressões médias, máximas e áreas activadas, nesta fase do apoio (Quadro 48). O comportamento é muito semelhante nos dois pés, com excepção da área solicitada, que no pé direito aparece mais reduzida no 3º trimestre.

**Quadro 47.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 6, 7 e 8 dos metatarsos (Meta) durante a fase AT - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

<b>Meta_Pé Esq_AT</b>	<b>1º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>3º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$		<b>(3ºT/1ºT)</b>
Cel 7	11,1±1,4	11,6±0,9		103,4%
Cel 6	7,6±0,8	7,7±0,6		101,2%
Cel 8	6,7±1,8	7,0±1,7		103,3%
P máx_7 (kPa)	233,9±57,7	274,8±54,8	(*)	117,5%
P máx_6 (kPa)	300,0±126,4	313,5±18,6		104,5%
P máx_8 (kPa)	119,6±52,5	150,9±67,2	(*)	134,6%
P méd_7 (kPa)	138,7±38,1	167,9±38,9	(**)	121,1%
P méd_6 (kPa)	174,4±56,5	196,4±77,4		104,9%
P méd_8 (kPa)	72,5±30,1	87,9±40,0		121,2%

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

**Quadro 48.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx), médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 9 e 10 durante a fase AT - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez. Razão percentual entre os valores relativos ao 3º e 1º trimestres.

<b>Halux_Pé Esq.AT</b>	<b>1º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$	<b>3º trim.</b> $\bar{X} \pm SD$		<b>(3ºT/1ºT)</b>
P máx (kPa)	235,7±131,9	256,5±104,0		108,8%
P méd (kPa)	137,6±60,4	146,6±49,6		106,5%
Cel	4,4±0,9	4,4±0,9		99,1%
Dedos_Pé Esq_AT				
P máx (kPa)	105,7±58,7	107,8±54,4		101,2%
P méd (kPa)	47,7±19,1	45,3±14,3		95,0%
Cel	7,7±2,4	7,8±1,7		101,0%

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

#### 4.3.3. Efeito da palmilha B nas Pressões Plantares

A segunda parte deste trabalho consistiu em analisar o efeito da utilização de uma palmilha alterada (B) nos valores da pressão máxima nas diferentes zonas do pé, no 3º trimestre de gravidez.

É desejável a diminuição dos valores máximos de pressão, sem aumentar de forma significativa os valores médios, particularmente no calcâneo,

zona onde a grávida apresenta geralmente maior sintomatologia dolorosa (Nyska et al., 1997).

No questionário efectuado às grávidas sobre o maior ou menor conforto em relação à palmilha B, 24 responderam sentir-se mais confortáveis e 2 disseram não detectar quaisquer diferenças.

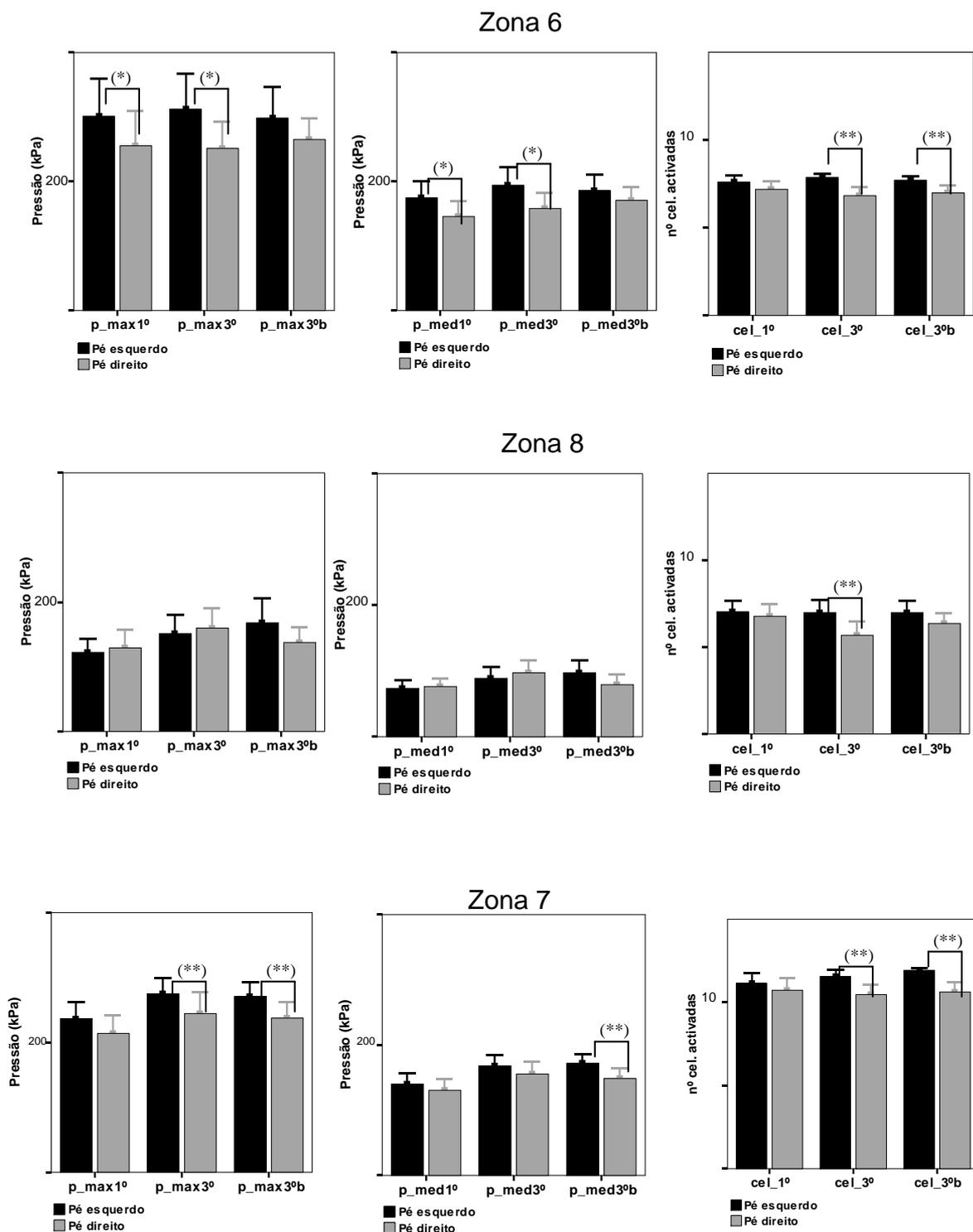
Tal como na apresentação dos resultados anteriores, os dados referentes a cada um dos pés são analisados separadamente.

A área dos metatarsos (6, 7 e 8) é aquela que é sujeita a pressões mais elevadas durante a fase de AT (Nyska et al., 1997; Goldberg et al., 2001; Marques et al., 2005) e foi aquela onde apareceram mais diferenças entre os dois pés, quer no número de células activadas, quer nos valores das pressões máximas e médias (Figuras 26, 27 e 28).

Na região medial (6) e na região central (7), observa-se que os máximos de pressão, no 1º e 3º trimestres de gravidez, são mais elevados para o pé esquerdo. Na região lateral (8), as diferenças das médias dos máximos de pressão entre os dois pés é menos acentuada.

As pressões médias e as áreas activadas são, globalmente, mais elevadas nas três regiões do pé esquerdo. Esta maior solicitação do pé esquerdo pode estar associada à função de suporte, atribuída a este pé por vários investigadores (Allard et al., 1996; Sadeghi et al., 2000), agravada pela “maior prisão” do membro inferior direito nesta fase da gravidez, provocada pelo maior edema (Nyska et al., 1997; Roura, 2003).

O pé esquerdo das grávidas do 3º trimestre, apresenta um comportamento notoriamente diferente do pé direito. Os maiores valores das médias dos parâmetros avaliados, número de células activadas, pressões máximas e pressões médias, sobre o pé esquerdo das gestantes do 3º trimestre de gravidez, são ligeiramente atenuados pela palmilha B, principalmente nas regiões 6 e 8 mantendo-se, no entanto, uma situação de assimetria entre o pé direito e o pé esquerdo.



**Figura 26.** Histogramas relativos às médias dos valores máximos e médios da pressão plantar nas regiões 6, 7 e 8 e ao número de células activadas nessas regiões, durante a fase de AT, nas três situações estudadas, 1º trim., 3º trim. e 3ºtrim. B.

### 4.3.3.1. Dados relativos ao pé direito

#### 4.3.3.1.1. Fase de AP, instante em que ocorre F<sub>Z1</sub>

A análise do Quadro 49 mostra que, a utilização da palmilha B diminui os valores máximos e médios das pressões. No caso dos máximos de pressão “restabelece” os do 1º trimestre, fazendo “desaparecer” as diferenças estatisticamente significativas que se detectavam com a palmilha normal. Este facto é concordante com os resultados dos estudos de McPoil e Cornwall (1992), que apontam o poliuretano como um material eficaz, capaz de reduzir os valores dos máximos de pressão durante o caminhar, nesta região do pé.

No que diz respeito ao número de células activadas, não se observaram variações relevantes.

Na maioria das regiões analisadas, o número de células activadas é próximo do máximo possível, por isso, é difícil detectar diferenças estatisticamente significativas.

**Quadro 49.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AP - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

CAL_ AP	Pé Direito					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel 2	11,4±1,0	11,0↓±0,5	(*)↓	10,9±0,6	(*)↓	↓
Cel 1	6,6±0,7	6,3±0,9	↓	6,4±0,7	↓	↑
Cel 3	6,2±0,85	5,8±0,8	↓	5,8±0,6	↓	
P máx_2 (kPa)	159,2±39,0	174,4±32,2	(*)↑	164,0±30,3	↑	↓
P máx_1 (kPa)	158,4±37,0	180,4±41,5	(*)↑	169,2±30,5	↑	↓
P máx_3 (kPa)	158,0±45,6	182,0±61,6	(*)↑	157,6±40,8	↓	↓
P méd_2 (kPa)	107,0±22,8	118,7±21,6	(*)↑	118,3±212,3	(*)↑	↓
P méd_1 (kPa)	91,6±22,0	109,7±29,3	(*)↑	104,3±21,7	(*)↑	↓
P méd_3 (kPa)	98,5±22,8	101,8±27,3	(**)↑	98,6±26,4	↑	↓

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

#### 4.3.3.1.2. Fase de AM, instante em que ocorre $F_{zmin}$

A análise do Quadro 50 mostra que, a utilização da palmilha B diminuiu globalmente os valores máximos e médios das pressões no calcâneo, nesta fase do apoio. A média do número de células activadas variou ligeiramente: diminuiu nas regiões 1 e 2 e aumentou na região 3.

**Quadro 50.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL) durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

CAL_ AM	Pé Direito					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel 2	11,2±1,1	10,9±0,6	↓	10,7±0,8	↓	↓
Cel 1	6,7±0,6	6,5±0,8	(*)↓	6,2±0,8	(*)↓	↓
Cel 3	5,5±1,1	5,3±1,0	↑	5,5±0,9		↑
P máx_2 (kPa)	104,8±28,6	115,6±24,3	↑	109,6±20,5	↑	↓
P máx_1 (kPa)	105,6±30,6	124,0±33,7	(*)↑	115,6±24,8	↑	↓
P máx_3 (kPa)	103,2±40,6	105,6±26,8	↑	102,4±36,2	↓	↓
P méd_2 (kPa)	74,9±17,4	84,7±17,3	(*)↑	83,2±16,7	(*)↑	↓
P méd_1 (kPa)	68,5±21,3	82,0±25,6	(*)↑	76,5±14,6	↑	↓
P méd_3 (kPa)	60,4±20,2	67,8±15,9	↑	69,0±25,9	↑	↓

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

No mediopé, não se observam variações relevantes em nenhum dos parâmetros considerados nesta análise (Quadro 51). As variações associadas à mudança de palmilhas são pouco significativas, como seria de esperar, uma vez que nesta zona as duas palmilhas são semelhantes, com excepção da zona de transição para a região dos metatarsos (região central e região lateral). Parece no entanto, haver uma relação entre o aumento da média do número de células activadas na região 4 e o valor da pressão máxima nessa região, que diminuiu ligeiramente.

**Quadro 51.** Médias ( $\bar{X}$ ) e respectivos desvios (SD) padrão dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 4 e 5 do mediopé (MédPé) durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

MédPé_AM	Pé Direito					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel 4	2,08±2,76	3,72±4,05	↑	2,76±3,41	↑	↓
Cel 5	4,52±4,20	5,60±4,34	↑	4,76±3,37	↑	↓
P máx_4 (kPa)	22,8±24,4	20,7±14,2	↓	29,2±25,5	↑	↑
P máx_5 (kPa)	39,2±42,0	50,8±39,5	↑	51,2±37,7	↑	↑
P méd_4 (kPa)	18,0±15,0	20,7±14,2	↑	20,7±17,3	↑	
P méd_5 (kPa)	27,4±27,0	31,4±19,6	↑	33,1±17,5	↑	↑

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

Os parâmetros relativos às zonas dos metatarsos, hálux e dedos são muito pouco influenciados pela utilização da palmilha B. Só a área da região 8, sofre um aumento significativo quando comparado com a utilização da palmilha normal (Quadros 52 e 53). O efeito da *almofada* na palmilha B, aparece associado ao aumento da área solicitada, com uma consequente diminuição da pressão nessa região.

**Quadro 52.** Médias ( $\bar{X}$ ) e respectivos desvios (SD) padrão dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 6, 7 e 8 durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

META_AM	Pé Direito					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel 7	10,0±2,1	9,8±1,6	↓	10,4±1,7	↑	↑
Cel 6	6,4±1,6	5,9±1,6	↓	6,4±1,4		↑
Cel 8	6,2±2,1	4,9±1,8	(*)↓	5,5±1,4	↓	↑
P máx_7 (kPa)	112,4±30,6	128,4±31,2	(*)↑	128,8±32,7	(*)	↑
P máx_6 (kPa)	131,6±79,6	124,0±54,5	↓	123,2±36,5	↓	↓
P máx_8 (kPa)	81,2±32,4	106,8±44,8	(*)↑	105,2±45,0	(*)↓	↓
P méd_7 (kPa)	71,3±17,8	84,8±22,9	(**)↑	84,4±22,6	(**)↑	↓
P méd_6 (kPa)	77,6±44,1	80,4±30,0	↑	82,0±26,2	↑	↑
P méd_8 (kPa)	51,3±19,6	69,3±24,5	(**)↑	63,2±22,6	(*)↑	↓

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

**Quadro 53.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 9 e 10 durante a fase de AM - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

HALUX_ AM	Pé direito					
	1º trim.	3º trim.	1º_3º	3º trim. B	1º_3ºB	3º_3ºB
Parâmetros	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		$\bar{X} \pm SD$		
P Máx (kPa)	84,8±52,4	75,6±47,3	↓	89,6±57,5	↑	↑
P méd (kPa)	55,0±39,1	52,5±29,8	↓	59,1±39,1	↑	↑
Cel	3,2±1,5	2,7±1,2	(*)↓	3,1±1,6	↓	↑
<b>DEDOS_ AM</b>						
P Máx (kPa)	42,0±20,6	40,8±37,6	↓	42,0±20,6		↑
P méd (kPa)	30,0±14,7	29,3±21,8	↓	30,0±14,7		↑
Cel	3,7±2,5	3,1±2,3	↓	3,6±2,6	↓	↑
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01		(***)p ≤ 0,001		

#### 4.3.3.1 3. Fase de AT, instante em que ocorre F<sub>z2</sub>

Nesta fase do apoio (Quadro 54), a utilização da palmilha B aumenta o número de células activadas nas três regiões e diminui significativamente a pressão máxima e média na região 8. Provoca ainda um aumento significativo no valor da pressão média na região 6 (medial). Parece contrariar o efeito da laxidez das articulações metatarsofalângicas (Nyska et al., 1997; Bolgla e Malone, 2004), repondo a distribuição dos máximos de pressão numa configuração semelhante à obtida no 1º trimestre de gravidez.

**Quadro 54.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 6, 7 e 8 dos metatarsos (Meta) durante a fase de AT - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

META_ AT	Pé Direito					
	1º trim.	3º trim.	1º_3º	3º trim. B	1º_3ºB	3º_3ºB
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		$\bar{X} \pm SD$		
Cel_7	10,76±1,77	10,4±1,5	↓	10,6±1,4	↓	↑
Cel_6	7,16±1,14	6,5±1,1	↓	7,0±1,1	↓	↑
Cel_8	6,6±1,7	5,6±1,9	(*)↓	6,1±1,9	↓	↑
P máx_7 (kPa)	208,4±60,6	244,4±80,2	(*)↑	237,6±60,6	(*)↑	
P máx_6 (kPa)	254,8±131,6	251,6±101,5	↓	265,2±78,5	↑	↓
P máx_8 (kPa)	125,6±66,8	155,2±75,0	↑	131,2±62,5	↑	↓
P méd_7 (kPa)	125,8±37,4	155,4±47,4	(**)↑	148,7±36,6	(*)↑	↑
P méd_6 (kPa)	145,6±57,3	158,1±57,3	↑	170,6±50,2	(*)↑	↓
P méd_8 (kPa)	73,9±32,2	95,5±46,0	(*)↑	76,3±37,6	↑	↓
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01		(***)p ≤ 0,001		

A análise do Quadro 55 confirma que, nesta fase do apoio, com a utilização da palmilha B a área activada aumenta, sem no entanto alterar de modo estatisticamente significativo os valores das pressões (máximos ou médios).

**Quadro 55.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 9 e 10 durante a fase de AT - pé direito para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

HALUX_AT	Pé direito					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
P máx (kPa)	217,2±95,9	214,8±98,2	↓	233,6±117,5	↑	↑
P méd (kPa)	131,5±49,5	130,1±57,0	↓	138,3±70,1	↑	↑
Cel	4,2±1,2	3,4±1,1	(*)↓	3,6±1,2	↓	↑
<b>DEDOS_AT</b>						
P máx (kPa)	88,4±59,0	89,6±51,4	↑	90,0±34,1	↑	↑
P méd (kPa)	46,3±20,2	49,5±21,1	↑	45,4±15,2	↓	↓
Cel	7,8±3,3	6,0±2,6	(*)↓	7,0±2,3	↓	↑
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01		(***)p ≤ 0,001		

#### 4.3.3.2. Dados relativos ao pé esquerdo

##### 4.3.3.2.1. Fase de AP, instante em que ocorre F<sub>Z1</sub>

Observa-se nesta fase (Quadro 56) uma diminuição das médias das pressões máximas nas zonas central e medial e um aumento na zona lateral. No que diz respeito às pressões médias, observa-se uma diminuição na zona medial e um aumento nas zonas central e lateral. O número de células activadas aumenta na zona lateral (3) e na zona medial (1).

Tal como no pé direito, há uma redução do valor máximo de pressão na região do calcâneo, confirmando a capacidade da palmilha para este fim (Cornwall e McPoil, 1997).

**Quadro 56.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AP - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

CAL_ AP Parâmetros	Pé Esquerdo					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
P máx_2 (kPa)	178,8±32,5	192,2±31,6	(*)↑	186,3±31,3	↑	↓
P máx_1 (kPa)	176,1±35,6	198,3±31,3	(*)↑	188,8±33,0	↑	↓
P máx_3 (kPa)	164,8±45,1	177,8±36,7	↑	181,7±36,4	(*)	↑
P méd_2 (kPa)	117,7±21,1	129,6±18,8	(**)↑	135,2±21,9	(*)↑	↑
P méd_1 (kPa)	109,3±24,2	130,3±24,9	(*)↑	125,8±31,2	(*)↑	↓
P méd_3 (kPa)	95,0±26,3	108,9±20,4	(*)↑	116,6±25,5	(**)↑	↑
Cel 2	11,3±1,6	11,9±0,5	↑	11,8±0,5	↑	↓
Cel 1	6,5±0,7	6,5±0,6		6,6±0,6	↑	↓
Cel 3	6,5±0,7	6,7±0,5	↑	6,8±0,5	(*)↑	↑

(\*)p ≤ 0,05

(\*\*)p ≤ 0,01

(\*\*\*)p ≤ 0,001

#### 4.3.3.2.2. Fase de AM, instante em que ocorre o $F_{zmin}$

Observa-se uma diminuição das médias das pressões máximas nas regiões 1 e 2 (Quadro 57), com particular relevância nas zonas medial (1) e central (2). As médias das pressões médias diminuem na região 1 e aumentam na região 2 e 3. O número de células activadas diminuiu ligeiramente na região 2.

Tal como no pé direito, o valor médio da pressão máxima sofre uma redução significativa na região 1. A utilização da palmilha B parece atenuar o efeito da pronação mais acentuada, nesta fase do apoio, na gestante do 3º trimestre.

Da análise do Quadro 58 pode observar-se um aumento do número de células activadas, das pressões máximas e das pressões médias.

São ainda de realçar as elevadas variabilidades, reflectidas nos desvios padrão, que, associadas aos baixos valores das pressões nesta área, dificultam a análise. A função preponderante de suporte associada ao pé esquerdo, pode ser a causa destes aumentos. O efeito da *almofada* na palmilha B, deverá ser responsável pelo aumento da área e da pressão máxima nesta zona,

compensando estes aumentos com a diminuição do valor da pressão máxima na região central (6) dos metatarsos.

**Quadro 57.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD), dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 1, 2 e 3 do calcâneo (CAL), durante a fase de AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

CAL_AM	Pé Esquerdo					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim.B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel 2	11,4±1,47	11,8±0,7	↑	11,7±0,9	↓	↓
Cel 1	6,5±0,7	6,6±0,6	↑	6,6±0,5		
Cel 3	6,0±1,2	6,6±0,7	↑	6,6±0,6	(*)↑	
P máx_2 (kPa)	121,7±32,6	146,5±27,6	(**)↑	136,5±23,7	↑	↓
P máx_1 (kPa)	125,7±35,1	155,2±23,7	(**)↑	144,8±50,9	(*)↑	↓
P máx_3 (kPa)	103,0±39,7	127,0±29,6	(**)↑	129,6±31,4	(**)↑	↑
P méd_2 (kPa)	84,3±24,1	99,0±15,2	(*)↑	103,6±19,5	(*)↑	↑
P méd_1 (kPa)	85,0±28,7	107,2±19,8	(**)↑	101,5±28,9	(*)↑	↓
P méd_3 (kPa)	64,5±24,4	77,7±19,2	(**)↑	84,5±24,7	(**)↑	↑

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

**Quadro 58.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 4, e 5 do mediopé (MédPé), durante a fase de AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

MédPé_AM	Pé Esquerdo					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim.B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel 4	3,4±3,7	3,0±3,4	↓	4,9±3,4	(**)↑	↑
Cel 5	4,0±4,2	3,9±3,6	↓	6,6±3,0	(**)↑	↑
P máx_4 (kPa)	31,4±22,3	31,8±29,9	↑	49,5±28,7	(*)↑	↑
P máx_5 (kPa)	38,2±34,7	41,4±30,8	↑	60,0±24,1	(*)↑	↑
P méd_4 (kPa)	25,0±11,4	21,3±16,3	↓	31,0±12,2	(*)↑	↑
P méd_5 (kPa)	27,0±18,7	28,2±16,5	↑	36,6±11,8	↑	↑

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

Nesta fase do apoio, a palmilha B provoca um aumento significativo na pressão média da região 8 e na área da região 7 (Quadro 59). Observa-se uma diminuição do valor do máximo de pressão absoluto e da pressão média na

região 6. Tal como no pé direito, a almofada na palmilha B provoca uma atenuação dos máximos de pressão, nessa região.

**Quadro 59.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 6, 7, e 8 dos metatarsos (Meta) durante a fase de AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

META_ AM	Pé Esquerdo					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel_7	10,2±1,6	11,0±1,2	↑	11,4±1,0	↑	↑
Cel_6	7,2±1,2	7,4±0,7	↑	7,2±1,0		
Cel_8	6,4±1,8	6,4±1,7		6,6±1,5	↑	↑
P máx_7 (kPa)	133,9±27,4	148,3±34,2	↑	149,1±28,4	↑	↑
P máx_6 (kPa)	154,3±68,1	157,8±53,7	↑	148,7±50,9	↓	↓
P máx_8 (kPa)	91,7±42,2	106,1±40,2	↑	117,8±66,2	↑	↑
P méd_7 (kPa)	86,0±22,9	98,5±24,8	(*)↑	103,6±20,8	(**)↑	↑
P méd_6 (kPa)	91,0±26,0	99,2±31,0	↑	94,6±28,9	↑	↓
P méd_8 (kPa)	57,5±23,0	67,2±23,9	↑	74,7±30,5	(*)↑	↑

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

As regiões do hálux e restantes dedos (Quadro 60), tal como aconteceu no pé direito, não são afectadas de forma significativa, excepto no que diz respeito ao número de células activadas na região dos dedos, onde se observa um aumento significativo.

**Quadro 60.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 9 e 10 durante a fase de AM - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

HALUX_ AM	Pé Esquerdo					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
P máx (kPa)	93,5±63,1	91,3±46,7	↓	90,4±62,2	↓	↓
P méd (kPa)	55,9±32,1	60,1±30,0	↑	53,7±26,0	↓	↓
Cel	3,5±1,6	3,4±1,2	↓	3,8±1,0	↑	↑
<b>DEDOS_ AM</b>						
P máx (kPa)	46,5±32,4	37,0±26,4	↑	45,2±21,7	↓	↑
P méd (kPa)	27,4±16,8	23,0±14,6	↑	27,1±07,1	↓	↑
Cel	3,7±2,9	3,1±2,2	↓	5,3±2,9	(*)↑	↑

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

#### 4.3.3.2.3. Fase de AT, instante em que ocorre F<sub>z2</sub>

Observa-se um aumento do número de células activadas na região central (Quadro 61), sem alterações estatisticamente significativas nos valores das médias de pressão máxima e pressão média, excepto no valor relativo à pressão média na região lateral (8), cujo valor aumenta. Embora sem significado estatístico, observa-se uma tendência para a diminuição do máximo da pressão nesta região do pé com a utilização da palmilha B.

**Quadro 61.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 6, 7 e 8 dos metatarsos (Meta) durante a fase de AT - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de gravidez (palmilha simples e palmilha alterada B).

Meta_ AT	Pé Esquerdo					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
Cel 7	11,1±1,4	11,6±0,9	↑	11,9±0,3	(*)↑	↑
Cel 6	7,6±0,8	7,7±0,6	↑	7,7±0,6	↑	↑
Cel 8	6,8±1,8	7,0±1,7	↑	7,0±1,7	↑	↑
P máx_7 (kPa)	233,9±57,7	274,8±548,0	(**)↑	273,0±50,2	(**)↑	↓
P máx_6 (kPa)	298,7±126,4	313,5±118,6	↑	300,0±108,4	↑	↓
P máx_8 (kPa)	119,6±52,5	150,9±67,2	(*)↑	168,3±85,1	(**)↑	↑
P méd_7 (kPa)	138,7±38,1	167,9±38,9	(**)↑	174,5±32,6	(***)↑	↑
P méd_6 (kPa)	174,4±56,5	194,7±61,6	↑	188,5±58,1	↓	↓
P méd_8 (kPa)	72,5±30,1	87,9±40,0	↑	97,0±45,3	(*)↑	↑

(\*)p ≤ 0,05      (\*\*)p ≤ 0,01      (\*\*\*)p ≤ 0,001

Observa-se uma diminuição dos valores médios das médias das pressões máximas e médias e um aumento da área, na região do hálux (9) (Quadro 62). A palmilha B repõe, nesta área, uma distribuição dos valores das pressões semelhante à observada no 1º trimestre de gravidez.

Na região correspondente aos restantes dedos (10) não há alterações relevantes, excepto no aumento do número de células activadas.

A lateralização do apoio nesta fase, é concordante com os resultados dos estudos de Nyska et al. (1997).

**Quadro 62.** Médias ( $\bar{X}$ ) e desvios padrão (SD) dos valores das pressões máximas (P máx) médias (P méd) e células activadas (Cel) nas zonas 9 e 10 durante a fase de AT - pé esquerdo para o 1º e 3º trimestres de (palmilha simples e palmilha alterada B).

HÁLUX_ AT	Pé Esquerdo					
	1º trim. $\bar{X} \pm SD$	3º trim. $\bar{X} \pm SD$	1º_3º	3º trim. B $\bar{X} \pm SD$	1º_3ºB	3º_3ºB
P máx (kPa)	235,7±131,9	256,5±104,0	↑	237,4±102,2	↓	↓
P méd (kPa)	137,6±60,4	146,6±49,6	↑	134,2±47,3	↓	↓
Cel	4,4±0,9	4,4±0,8		4,6±0,5	↑	↑
<b>DEDOS_ AT</b>						
P máx (kPa)	105,7±58,7	107,8±54,4	↑	107,4±89,3	↓	↓
P méd (kPa)	47,7±19,1	45,3±14,3	↓	48,6±26,4	↑	↑
Cel	7,7±2,4	7,8±1,7	↑	8,8±2,3	↑	↑
	(*)p ≤ 0,05	(**)p ≤ 0,01		(***)p ≤ 0,001		

Numa análise global sobre o comportamento da palmilha B, pode-se afirmar que a sua acção é mais eficaz na atenuação dos máximos de pressão no calcâneo, nas fases de acomodação de peso (AP) e Apoio médio (AM), nos dois pés. Este facto é concordante com os resultados dos estudos de McPoil e Cornwall (1992), que apontam o poliuretano como um material eficaz, capaz de reduzir os valores dos máximos de pressão durante o caminhar, nesta região do pé.

Ao nível do pé esquerdo, na fase de AM, no mediopé e metatarsos, observa-se um aumento global do número de células activadas e das pressões médias e máximas. Este facto está provavelmente associado ao “volume adicional” de espuma da palmilha nessa zona, mais notada devido à função preponderante de suporte deste pé, como é referido por Sadeghi et al. (2000),

Nos metatarsos e dedos do pé esquerdo, continua a fazer-se sentir a presença deste volume, aumentando a área activada nesta região e diminuindo os valores máximos e médios das pressões na região do hálux.



## **CAPITULO 5. CONCLUSÕES**

Os objectivos gerais deste trabalho foram: 1) caracterizar e comparar os padrões da marcha da gestante no 1º e 3º trimestres de gravidez; 2) testar o efeito de uma palmilha anatómica sobre as pressões plantares e o conforto, no 3º trimestre de gravidez.

A realização dos dois estudos experimentais descritos, forneceu importantes contribuições para a discussão das alterações no padrão da marcha da grávida e para as possíveis atenuações de efeitos menos desejáveis.

São múltiplos os factores descritos na literatura que podem influenciar o padrão da marcha da mulher grávida, principalmente na fase final da gravidez. Destacam-se, os elevados níveis hormonais de relaxina, progesterona e estrogénios, com efeitos sobretudo ao nível do relaxamento muscular e laxidez ligamentar e articular; o aumento da massa corporal, essencialmente na região do tronco, com consequente alteração do centro de gravidade e implicações na alteração da postura.

A intervenção na correcção de situações patológicas ou de simples desconforto recorrendo a ortóteses, e em particular a palmilhas, é prática comum, nomeadamente na área da podologia. A bibliografia revista aponta para uma prática baseada na experiência dos clínicos, em detrimento de um conhecimento científico estruturado, fruto essencialmente da falta de estudos sistemáticos e reprodutíveis, que limita a troca de informação e conhecimentos entre os especialistas da área. Este trabalho pode ser uma contribuição para minimizar esta lacuna.

A gestante do 3º trimestre de gravidez apresenta diferenças em vários parâmetros característicos da análise da marcha, quando comparada com a gestante do 1º trimestre ou com a não gestante.

A grávida apresenta maior facilidade na “progressão” e maior dificuldade na “travagem”, reflectida nos menores valores das componentes da FRS na

direcção ântero-posterior e vertical, na fase de propulsão, e no aumento do tempo em duplo apoio e da componente da força ântero-posterior, na fase de travagem.

O aumento do tempo em duplo apoio, o maior ângulo do pé no contacto inicial e o atraso no descolar do pé (menor ângulo na saída do pé), poderão corresponder a uma estratégia para garantir a estabilização e acomodação das estruturas corporais, para a execução do movimento para a frente.

As médias dos valores máximos de pressão, nas gestantes no 1º e 3º trimestres e das não gestantes, são mais elevadas no pé esquerdo e ocorrem na região dos metatarsos.

As grávidas do 3º trimestre apresentam médias dos valores máximos de pressão mais elevados do que as do 1º trimestre, no retropé, mediopé e antepé, sendo esses máximos mais elevados em todas as regiões do pé esquerdo.

As médias dos valores das pressões médias no retropé, nas fases de AP e AM, são mais elevadas no 3º trimestre de gravidez, com valores mais elevados no pé esquerdo.

No que diz respeito à área solicitada, a grávida do 3º trimestre solicita mais área na região do mediopé, na fase de AM, ao nível do pé direito. Este facto, pode explicar o aparecimento das médias dos valores máximos de pressão mais elevadas nesta região, ao nível do pé esquerdo.

A gravidez aumenta as assimetrias entre os dois pés, nomeadamente no que diz respeito à manutenção do equilíbrio, aumentando as dificuldades ao nível do pé direito e diminuindo o valor da componente da FRS durante a fase de propulsão, no pé direito.

O pé esquerdo das grávidas do 3º trimestre apresenta um comportamento notoriamente diferente do pé direito, no que diz respeito à distribuição das médias dos valores máximos de pressão, das médias dos valores das pressões médias e das médias dos valores do número de células activadas (área solicitada).

O uso de uma palmilha adaptada (B), construída com base nos resultados de um estudo prévio, diminui globalmente as médias dos valores

médios das pressões máximas, no retropé, na fase de AP e de AM; aumenta ligeiramente a globalidade dos valores dos parâmetros analisados, no mediopé, na fase de AM; não provoca alterações relevantes ao nível dos metatarsos, hálux e dedos, na fase de AM; aumenta globalmente a área solicitada no hálux e restantes dedos, na fase de AT; aumenta as médias dos valores médios das pressões máximas na região 6 (região medial do antepé) e diminui-as nas regiões 7 e 8 (regiões central e lateral do antepé), do pé direito. Globalmente, a palmilha B reduz as médias dos valores médios dos máximos de pressão no calcâneo e aumenta o conforto da gestante durante a marcha.

Os aspectos fundamentais deste estudo, foram a possibilidade de identificar as zonas da superfície plantar do pé que são sujeitas a maiores pressões e planificar e construir uma palmilha, utilizada para diminuir os picos de pressão ao nível do calcâneo, aumentando o conforto da mulher grávida durante a marcha.

Os resultados deste trabalho, nomeadamente os resultantes do uso da palmilha B, podem ser desenvolvidos para permitir a planificação e construção de novas interfaces, para minimizar patologias vasculares, osteo-musculares e articulares pré existentes, bem como para prevenir o seu agravamento ou o seu aparecimento noutras populações específicas, como sejam os diabéticos e os obesos.



**CAPITULO 6. BIBLIOGRAFIA**

- Abboud, R.J. (2002). Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, 16 (3), 165-179.
- ACOG Committee (2002). Exercise during pregnancy and the postpartum period. *ACOG Committee Obstetric Practice*, 99 (1), 171-173.
- Al-Obaidi, S.; Wall, J.C.; Yaqoub, A.A.; Ghanim, M.A. (2003). Basic gait parameters: A comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 40 (4), 21-28.
- Allard, P.; Lachance, R.; Aissaoui, R.; Duhaime, M. (1996). Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Human Movement Science*, 15 (3), 327-346.
- Alvarez, R.; Stokes, I.; Asprinio, D.; Trevino, S.; Braun, T. (1988). Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg Am*, 70 (2), 271-274.
- Amadio, C.A.; Vecchia, E.D.; Fernandes, E.; Sacco, I.C.; Serrão, J.C.; Mochizuki, I.; Duarte, M. (1996). Fundamentos Biomecânicos para Análise do Movimento. Laboratórios de Biomecânica - EEFUSP.
- Artal, R. (1992). Exercise and Pregnancy. *Clinics in sports medicine*, 11 (2), 363-377.
- Artal, R.; Sherman, C. (1999). Exercise During Pregnancy. *The Physician and SportsMedicine*, 27 (8).
- Artal, R.; Wiswell, R.A.; Drinkwater, B.L. (1999). O Exercício na Gravidez. São Paulo: Manole LTDA.
- Baptista, D.C.; Chiara, V.L.; Gugelmin, S.A.; Martins, P.D. (2003). Atividade física e gestação: saúde da gestante não atleta e crescimento fetal. *Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil*. 3: 151-158.
- Barros, R.M.L.; Brenzikofer, R.; Leite, N.J.; Figueiroa, P.J. (1999). desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 15: 79-86.
- Belyea, S.D.P.M. (2005). *Pregnancy & Your Feet*, Foot.com.
- Bhatia, M.M.; Patil, K.M. (1999). New on-line Parameters for Analysis of Dynamic foot Pressures in Neuropathic Feet of Hansen's Disease Subjects. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 36 (3).
- Bird, A.R.; Menz, H.B.; Hyde, C.C. (1999). The Effect of Pregnancy on Footprint Parameters. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89 (8), 405-409.
- Blanc, Y.; Balmer, C.; Landis, T.; Vingerhoets, F. (1999). Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults. *Gait & Posture*, 10 (2), 97-108.
- Blanc, Y.; Plas, M.F.; Viel, E. (1983). *La Marche Humaine*. Paris: Masson.
- Bolgia, L.A.; Malone, T.R. (2004). Plantar Fasciitis and the Windlass Mechanism: A Biomechanical Link to Clinical Practice. *Journal of Athletic Training*, 39 (1), 77-82.
- Bontrager, E.L.; Boyd, L.A.; Heino, J.G.; Mulroy, S.J.; Perry, J. (1997). Determination of novel pedar masks using harris mat imprints. *Gait & Posture*, 5 (2), 167-168.

- Boyd, L.A.; Bontrager, E.L.; Mulroy, S.J.; Perry, J. (1997). The reliability and validity of the novel pedar system of in-shoe pressure measurement during free ambulation. *Gait & Posture*, 5 (2), 165.
- Burke, R.; Reyes, R.; Bompa, T. Put to the test: Foot Orthoses. (2001), (Outubro 2004). [http://www.biomech.com/db\\_area/archives/2001/0110.puttest.bio.shtml](http://www.biomech.com/db_area/archives/2001/0110.puttest.bio.shtml).
- Burnfield, J.M.; Few, C.D.; Mohamed, O.S.; Perry, J. (2004). The Influence of Walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19 (1), 78-84.
- Campos, G.M.C.B.d. (1997). A Marcha da Grávida: Análise Cinemática e Dinâmica. Faculdade de Motricidade Humana. Lisboa, Universidade de Lisboa. Mestrado: 271.
- Castro, C.L.N.d.; Santos, J.A.d.C.B.; Leifeld, P.S.; Bizzo, L.V.; Silva, L.d.C.; Almeida, T.F.; Bueno, A.P.C.; Teixeira, R.D. (2000). Estudo da Marcha em Idosos - resultados preliminares. *Acta Fisiátrica*, 7 (3), 103-107.
- Cavanagh, P.R.; Hewitt, J., F. G.; Perry, J.E. (1992). In-shoe plantar pressure measurement: a review. *The Foot*, 2 (4), 185-194.
- Cavanagh, P.R.; Morag, E.; Boulton, A.J.M.; Young, M.J.; Deffner, K.T.; Pammer, S.E. (1997). The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*, 30 (3), 243-250.
- Cavanagh, P.R.; Ulbrecht, J.S.; Caputo, G.M. (2000). New developments in the biomechanics of the diabetic foot. *Diabetes Metabolism Research and Reviews*, 16 (suppl 1), s6-s10.
- Chen, I.H.; Kuo, K.N.; Andriacchi, T.P. (1997). The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait & Posture*, 6 (3), 171-176.
- Clapp, I.J.F. (1994). A Clinical Approach to Exercise During Pregnancy. *Women, Sport, and Performance Perspective*. Champaign, Human Kinetics. 13: 443-459.
- Clapp, I.J.F. (2000). Exercise During Pregnancy. *Clinics In Sport Medicine*, 19 (2), 273-286.
- Clapp, I.J.F.; Hyungjin Kim, B.; Burciu, B.; Schmidt, S.; Kristin Petry, M.; Beth Lopez, R.; Cleveland, O. (2002). Continuing regular exercise during pregnancy: Effect of exercise volume on fetoplacental growth. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 186 (1), 142-147.
- Cornwall, M.W.; McPoil, T.G. (1992). Effect of Insole Material on Force and Plantar Pressure During Walking. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 82 (8), 412-416.
- Cornwall, M.W.; McPoil, T.G. (1995). Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. *Clinical Biomechanics*, 10 (1), 36 - 40.
- Cornwall, M.W.; McPoil, T.G. (1997). The effect of foot orthotics on the initiation of plantar surface loading. *Clinical Biomechanics*, 12 (3), S4.
- Cornwall, M.W.; McPoil, T.G. (2002). Motion of the Calcaneus, Navicular and First Metatarsal During the Stance Phase of Walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 92 (2), 67-76.
- Costa, P.H.L. (2000). Aspectos Biomecânicos da Locomoção Infantil: Grandezas cinéticas no andar e correr. São Paulo, Universidade de São Paulo - Escola de Educação Física e Esporte. Doutorado: 189.

- Crowe, A.; Samson, M.M.; Hoitsma, M.J.; van Ginkel, A.A. (1996). The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces. *Human Movement Science*, 15 (3), 347-367.
- David, A.C.d.; Ávila, A.O.V. (2004). Análise cinemática dos membros inferiores durante o andar em crianças. *Revista Brasileira de Biomecânica*, 5 (8), 25-32.
- Dowling, A.M.; Steele, J.R.; Baur, L.A. (2004). What are the effects of obesity in children on plantar pressure distributions? *International Journal of Obesity*, 28 (11), 1514-1519.
- Duarte, M. Bionica-A Matlab toolbox for data analysis in Biomechanics and Motor Control. [Em linha]. (s.d.), (Maio 2005). <http://www.usp.br/eef/efb/mduarte/software/bionica/>.
- Eng, J.J.; Winter, D.A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics*, 28 (6), 753 - 758.
- Enoka, R.M. (2000). *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. Manole.
- Erdemir, A.; Piazza, S.J. (2002). Rotational foot placement specifies the lever arm of the ground reaction force during the push-off phase of walking initiation. *Gait & Posture*, 15 (3), 212-219.
- Femery, V.; Moretto, P.; Renaut, H.; Lensel, G.; Thevenon, A. (2002). Analyse des asymétries baropodométriques lors de la marche chez le sujet valide: application à l'étude des asymétries chez l'enfant infirme moteur cérébral. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 45 (3), 114 -122.
- Finch, P.M. (1999). Technology in biomedicine: the EMED pedar pressure measurement system. *The Foot*, 9 (1), 1-5.
- Forner Cordero, A.; Koopman, H.J.F.M.; van der Helm, F.C.T. (2004). Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*, 37 (9), 1427 - 1432.
- Foti, T.; Davids, J.R.; Bagley, A. (2000). A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82.A (5).
- Gard, S.A.; Miff, S.C.; Kuo, A.D. (2004). Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Human Movement Science*, 22 (6), 597-610.
- Gheluwe, B.V.; Kirby, K.A.; Roosen, P.; Phips, R.D. (2002). Reliability and Accuracy of Biomechanical Measurements of the Lower Extremities. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 29, 317-326.
- Giakas, G.; Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*, 5 (3), 189-197.
- Girandola, R.N.; Khodiguan, N.; Artal, R.; Wiswell, R.A. (1999). *Composição Corporal na Gravidez. O Exercício na Gravidez*. S. Paulo:
- Goble, D.J.; Marino, G.W.; Potvin, J.R. (2003). The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. *Human Movement Science*, 22 (3), 271-283.
- Goldberg, J.; Besser, M.P.; Selby-Silverstein, L. (2001). Changes in foot function throughout pregnancy. *Obstetrics & Gynecology*, 97 (4, Supplement 1), S39.

- Golomer, E.; Ducher, D.; Arfi, G.; Sud, R. (1991). Simple locomotion and during load carrying in pregnant women. *J Gynecol Obstet Biol Reprod (Paris)*, 20 (3), 406-12.
- Goodwin, A.; Astbury, J.; McMeeken, J. (200). Body image psychological well-being in pregnancy. A comparasion of exercisers and non-exercisers. *Austalian & New Zealand Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 40 (4), 442-447.
- Gottschaall, J.S. (2004). Forward Propulsion, Leg Swing, an Hill Locomotion. Department of Integrative Physiology. Colorado, University of Colorado. Ph.D.
- Gravante, G.; Russo, G.; Pomara, F.; Ridola, C. (2003). Comparison of ground reaction forces between obese and control young adults during quiet standing on a baropodometric platform. *Clinical Biomechanics*, 18 (8), 780 -782.
- Hansen, A.H.; Childess, D.S.; Margrid, R.M. (2002). A simple method for determination of gait events. *Journal of Biomechanics*, 35 (1), 135-138.
- Hartmann, S.; Bung, P. (1999). Physical exercise during pregnancy - Physiological considerations and recommendations. *Journal of Perinatal Medicine*, 27 (3), 204-215.
- Hayafune, N.; Hayafune, Y.; Jacob, H.A.C. (1999). Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot*, 9 (2), 88-92.
- Hayafune, N.; Hayafune, Y.; Jacob, H.A.C. (2002). Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot*, 9 (2), 88-92.
- Hazlewood, M.E.; J., H.S.; M., L.A.; E., R.J. (1997). Marker Attachement in Gait Analysis: On Skin or Lycra. *Gait & Posture*, 6 (3), 171-284.
- Hennig, E.M. (1998). Measurement and evaluation of loads on the human body during sports activities. XVI International Symposium on Biomechanics in Sports. Konstanz, Germany: UVK.
- Hessert, M.J.; Vyas, M.; Leach, J.; Hu, K.; Lewis (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics*. 5.
- Hof, A.L. (2000). On the interpretation of the support moment. *Gait & Posture*, 12 (3), 196-199.
- Hoffman, L.A. (1997). Walking gait During pregnancy: A dynamic systems perspective. School of Health, Physical Education and recreation. Indiana, Indiana University: 304.
- Hoffman, L.A. (1998). Walking during pregnancy: a dynamic Systems perspective. Microform Publications, University of Oregon Eugen.
- Holstein, B.B. (1988). Pregnancy Exercise Guidelines. Shaping Up for a healthy Pregnancy:
- Hsiang, S.M.; Chang, C. (2002). The effect of gait speed and load carrying on the reliability of ground reaction forces. *Safety science*, 40 (7-8), 639-657.
- Hunt, A.E.; M. Smith, R.; Torode, M.; Keenan, A.-M. (2001). Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 16 (7), 592-600.
- Ireland, M.L.; Ott, S.M. (2000). The Effects of Pregnancy on the Musculoskeletal System. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372, 169-179.

- Jacob, H.A.C. (2001). Forces Acting in Forefoot During Normal Gait. *Clinical Biomechanics*, 16, 783-792.
- Jensen, R.K.; Doucet, S.; Treitz, T. (1996). Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 29 (2), 251- 256.
- Jordan, C.; Payton, C.J.; Bartlett, R.M. (1997). Perceived comfort and pressure distribution in casual footwear. *Clinical Biomechanics*, 12 (3), S5.
- Jordan, R.P.; Cooper, M.; Schuster, R.O. (1979). Ankle Dorsiflexion at the Heel-Off Phase of de Gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 69, 41-46.
- Karzel, R.P.; Friedman, M.J. (1990). Lesões Ortopédicas na Gravidez. O Exercício na Gravidez 123-132. São Paulo: Manole
- Kellis, E. (2001). Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. *Gait & Posture*, 14 (2), 92-97.
- Kim, C.M.; Eng, J.J. (2002). Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait and Posture*, 18 (1), 23-28.
- Kirtley, C.; Whittle, M.W.; Jefferson, R.J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng*, 7 (4), 282-8.
- Kwon, O.-Y.; Mueller, M. (2001). Walking Patterns Used to Reduce Forefoot Plantar Pressures in People With Diabetic Neuropathies. *Physical Therapy*, 81.
- Lear dini, A.; Benedetti, M.G.; Catani, F.; Simoncini, L.; Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clinical Biomechanics*, 14 (8), 528-536.
- Ledoux, W.R.; Hillstrom (2002). The Distributed Plantar Vertical Forces of Neutrally Aligned and pes Planus Feet. *Gait& Posture*, 15 (1), 1-9.
- Lersel, M.B.V.; Mulley, G.P. (2004). What is a Waddling Gait? *Disability & Rehabilitation*, 26 (11), 678-682.
- Lopes, J.T.F. (2002). O transporte de Cargas em Mochilas Escolares e o Desenvolvimento Harmonioso das Crianças. Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física. Porto, Universidade do Porto.
- Lymbery, J.K.; Gilleard, W. (2005). The Stance Phase of Walking During Late Pregnancy. Temporospatial and Ground Reaction Force Variables. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95 (3), 247-253.
- Machado, D.B.; Henning, E.; Hartmut, R. (2001). Plantar Pressure Distribution In Children: Movement Patterns and Footwear Influences. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 2 (2), 19-25.
- MacWilliams, B.A.; Cowley, M.; Nicholson, D.E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait & Posture*, 17 (3), 214 - 224.
- Manfio, E.F.; Vilardi, N.P.; Abrunhosa, V.M.; Furtado, C.d.S.; Sousa, L.V.d. (2001). Análise do comportamento da distribuição plantar em sujeitos normais. *Fisioterapia Brasil*, 2 (3), 157-168.
- Marques, A.S.; Gonçalves, P.; Santos, R.; Boas, J.P.V. (2005). Comfort and Functionality of Pregnant Women's feet. Study of kinetic parameters with silicon insoles. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 6 (10).
- McNitt-Gray, J.L. (1999). Biomecânica relacionada ao exercício na gravidez. O exercício na gravidez 133-140. São Paulo: Manole

- McNitt-Gray, J.L. (1999). Biomecânica relacionada ao exercício na gravidez. O exercício na gravidez: E. Manole
- McPoil, T.G.; Cornwall, M.W. (1992). Effect of Insole Material on Force and Plantar Pressure During Walking. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 82 (8), 412-416.
- McPoil, T.G.; Cornwall, M.W. (1995). Comparasion of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during Walking. *Clinic Biomechanics*, 10, 36-40.
- McPoil, T.G.; Orlin, M.N. (2000). Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*. 80: 399-409.
- Menz, H.B. (2004). Two feet, or one person? Problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *The Foot*, 14 (1), 2-5.
- Mills, P.M.; Barrett, R.S. (2001). Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Human Movement Science*, 20 (4-5), 427-446.
- Mochizuki, I.; Bianco, R.; Brandina, K.; Soares, R.J.; Soares, A.S.O.C.; Albuquerque, J.E.; Ávila, A.O.V.; Serrão, J.C.; Amadio, A.C. (2003). Efeito da normalização na força de reacção do solo durante a locomoção. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 4 (1), 75-81.
- Morais, A.A.C.; Tavares, G.M.; Pezzin, A.C.; Moana, A.A.; Galvão, H.P.; Faintuch, J. (1997). Avaliação da Composição Corporal em Gestantes de Termo. *Assoc. Med. Brasileira*, 42 (2).
- Moseley, L.; Smith, R.; Hunt, A.; Gant, R. (1996). Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical Biomechanics*, 11 (1), 39 - 45.
- Mota, C.B.; Link, D.M. (2001). Análise cinemática do andar de crianças obesas. *Brazilian Journal of Biomechanics*, (2).
- Mueller, M.J.; Strube, M.J. (1996). Generalizability of in-shoe peak pressure measures using the F-scan system. *Clinical Biomechanics*, 11 (3), 159-164.
- Mueller, M.J.; Strube, M.J.; Allen, B.T. (1997). Effect of six types of footwear on peak plantar pressures in patients with diabetes and transmetatarsal amputation. *Clinical Biomechanics*, 12 (3), S3.
- Nester, C.J.; Linden, M.L.v.d.; Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics an kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture*, 17 (2), 180-187.
- Nyska, M.; Shabat, S.; Simkin, A.; Neeb, M.; Matan, Y.; Mann, G. (2003). Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 495-497.
- Nyska, M.; Sofer, D.; Porat, A.; Howard, C.B.; Levi, A.; Meizner, I. (1997). Planter foot pressures in pregnant women. *Isr. J. Med. Sci.*, 33 (2), 139-46.
- Osman, N.; Ghazali, R. (2002). Biomechanical Evaluation on Gait Patterns of Pregnant Subjects. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2 (1), 99-116.
- Perry, J.; Hall, J.O.; Davis, B.L. (2002). Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals. *Gait & Posture*, 15 (1), 101-107.
- Pivarnik, J.M. (1998). Potential effects of maternal physical activity on birth weight: brief review. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30 (3), 400-4006.
- Pratt, D.J. (2000). A critical Review of the Literature on Foot Orthoses. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90, 317-326.

- Quesada, P.M.; Rash, G.S. (1997). Simultaneous PEDAR and Fscan plantar pressure measurements during walking. *Gait & Posture*, 5 (2), 164-165.
- Randolph, A.L.; Nelson, M.; Akkapeddi, S.; Levin, A.; Alexandrescu, R. (2000). Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81 (5), 573-578.
- Redmond, A. (2004). Two feet or one person? *The Foot*, 14 (1), 1.
- Richards, J. (2001). *Functional Biomechanics in Clinic and Research*, University of Salford.
- Romem, Y.; Masaki, D.I.; Artal, R. (1999). Ajustes Fisiológicos e Endocrinológicos à Gravidez. *O Exercício na Gravidez*:
- Rosado, J.C.d.O. (2004). *Dor na região lombar em mulheres no terceiro trimestre de gestação*. Faculdade de Motricidade Humana. Lisboa, Técnica de Lisboa: 98.
- Roura, L.C. (2003). *Tratado de Ginecologia, Obstetrícia y Medicina de la Reproducción*. Madrid: Editorial Médica - panamericana.
- Russo, S.J.; Chipchase, L.S. (2001). The effect of Low-Dye taping on peak plantar pressures of normal feet during gait. *Australian journal of Physiotherapy*, 47 (4), 239-244.
- Saadi, L.M.d.V.; Knackfuss, I.G.; Castro, C.L.N.; Emydgio, R. (1997). Subtalar joint: Tree-dimensional kinematics analysis. *Gait & Posture*, 6 (3), 264.
- Sadeghi, H.; Allard, P.; Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*, 16 (2-3), 245-258.
- Sadeghi, H.; Allard, P.; Prince, F.; Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12 (1), 34-45.
- Serrão, J.C. (1999). *Aspectos Biomecânicos da Influência do Calçado Esportivo na Locomoção Humana*. Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo, Universidade de São Paulo. Doutorado: 164.
- Shu-Zon, L.; Chou, Y.-L.; Chou, P.-H.; Chii-Jeng Lin, U.-C.C.; Su, F.-C. (2001). Sit-to-stand at different periods of pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 16 (3), 194-198.
- Simpson, K.J.; Jiang, P. (1999). Foot Landing Position During Gait Influences Ground Reaction Forces. *Clinical Biomechanics*, 14, 396-402.
- Springett, K.P.; Whiting, M.F.; Marriott, C. (2003). Epidemiology of plantar forefoot corns and callus, and the influence of dominant side. *The Foot*, Volume 13 (Issue 1), Pages 5-9.
- Stergiou, N.; Giakas, G.; Byrne, J.B.; Pomeroy, V. (2002). Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17 (8), 615-7.
- Sternfeld, B. (1997). Physical Activity and Pregnancy Outcome. *Sports Medicine*, 23 (1), 33-47.
- Sternfeld, B.; Quesenberry, C.P.; Eskenazi, B.; Newman, L. (1995). Exercise during pregnancy and pregnancy outcome. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 27 (5), 634-640.
- Sutherland, D.H. (2002). The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics. *Gait & Posture*, 16 (2), 159-179.
- Tuna, H.; Yildiz, M.; Celtik, C.; Kokino, S. (2004). Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 38 (3), 200-205.

- VanZand, R.S.; McPoil, T.G.; Cornwall, M.W. (2001). Symmetry of Plantar Pressures and Vertical Forces in Healthy Subjects During Walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91 (7), 337-342.
- Vaughan, C.L.; Davis, B.L.; O'Connor, J.C. (1999). *Dynamics of Human Gait*. Cape: Kiboho Publishers.
- Viel, E. (2004). *A Marcha Humana, a corrida e o salto*. Manole.
- Viladot, A. (2002). *Quince lecciones sobre la patologia del pie*. Barcelona: Masson.
- Vull, V.J.; Richardson, J.K.; Hurvitz, E.A. (1996). Hip, knee, and foot pain during pregnancy and the postpartum period. *The Journal of family practice*, 43 (1), 63-68.
- Warren, G.L.; Maher, R.M.; Higbie, E.J. (2004). Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait & Posture*, 19 (1), 91-100.
- Whittle, M. (1996). Clinical Gait Analysis: A review. *Human Movement Science*, 15 (3), 369-387.
- Whittle, M. (1996). *Gait Analysis - an introduction*. London: Reed Educational and Professional Publishing.
- Winter, D.A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during, fast, natural and slow cadences. *Clinical orthopaedics and related research.*,(175), 147-154.
- Winter, D.A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo: University Waterloo Press.
- Winter, D.A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. University of Waterloo Press.
- Woodburn, J.; Phil, M.; Helliwell, P.S. (1996). Observation on the F-Scan In-shoe pressure measuring system. *Clinical Biomechanics*, 11 (5), 301-304.
- Wu, W.; Meijer, O.G.; Jutte, P.C.; Uegaki, K.; Lamothe, C.J.; Sander de Wolf, G.; van Dieen, J.H.; Wuisman, P.I.; Kwakkel, G.; de Vries, J.I.; Beek, P.J. (2002). Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17 (9-10), 678-86.
- Zatsiorsky, V.M.; Werner, S.L.; Kaimin, M.A. (1994). Basic Kinematics of walking. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34 (2), 109-134.
- Zernicke, R.F.; Hoy, M.G.; Whiting, W.C. (1985). Ground reaction forces and center of pressure patterns in the gait of children with amputation: preliminary report. *Arch Phys Med Rehabil*, 66 (11), 736-41.
- Zhang, J.; Savitz, D. (1996). Exercise during Pregnancy among US Women. *Ann. Epidemiol.*, 6 (1), 53-59.

## ANEXOS

### ANEXO 1. PROGRAMA ADAPTADO PARA O MATLAB®

```

%
clc;          %clear screen
clear all;    % vars, etc
close all;    %plot windows
fclose('all'); %close all dangling files
%
% GENERAL PARAMETERS (adjust ONLY here)
%
channels=12;   %total number of channels from the force plate
physical_channels=6; %number of channels with physical information (the last ones)
first_physical=7; %first channel with physical information (all contiguous)
labels=['Fx';'Fy';'Fz';'Mx';'My';'Mz'];
%g=9.8;       %gravity aceleration
noise=1/1000; %below this factor is just noise
factor=1.5;   %factor for Fz's inflection point detection (SEMPRE <=2)
stime=0.01;  %sample godogram at 0.01s
%
% DEPENDENT PARAMETERS
%
% HEADER
%
disp('#####');
disp('Biomecânica - FCDEF e FEUP - Universidade do Porto - PORTUGAL');
disp('#####');
disp('Assumido (se incorrecto mudar os parâmetros gerais do programa):');
disp(['Numero Total de canais nos ficheiros do AcqKnowledge ' num2str(channels)]);
disp(['Numero de canais Fisicos nos ficheiros do AcqKnowledge '
num2str(physical_channels)]);
disp(['Os canais fisicos são contiguos e iniciam-se no canal ' num2str(first_physical)]);
disp(['Sinais abaixo de ' num2str(noise) ' vezes o pico são ruido']);
disp('#####');
%
% READ DATA
%
[filename,pathname]=uigetfile('C:\Rubim\*.txt', 'Force Plate File');
file=strcat(pathname,filename);
disp(filename)
fid=fopen(file,'r');
if fid==-1
    disp(['Não é possível abrir o ficheiro ' file])
    return

```

```

end
[data,N]=fscanf(fid,'%f',[channels,inf]);
fclose(fid);
data_aux=data;
rate=input('Sample rate (samples/s)? ');
sample=fix(stime*rate);
%
weight=input('Athlete"s Peso (N)? ');
%
% Data Processing
%
% weight=g*weight;
N=N/channels; % numero de pontos por canal=numero total de pontos/numero de
canais
% Analog signal tests
for i=1:first_physical-1
    % saturated?
    if max(abs(data(i,2:N-1))>9.99)
        disp(['Canal ' num2str(i) ' SATURADO']);
    end
    % low resolution?
    if max(abs(data(i,2:N-1))<4)
        disp(['Canal ' num2str(i) ' deve aumentar o ganho']);
    end
    % excessive analog offset?
    if abs(mean([data(i,2:21) data(i,N-20:N-1)]))>0.150
        disp(['Canal ' num2str(i) ' tem excesso de offset']);
    end
end
% Only physical channels
data=data(first_physical:first_physical+physical_channels-1,1:N);
%
for i=1:physical_channels-3
    % baseline removal
    %baseline=mean([data(i,2:21) data(i,N-20:N-1)]); %Pedro G. 6/3
    baseline=mean([data(i,N-20:N-1)]); %Pedro G. 6/3
    %
    %disp('canal');
    %disp(i);
    %disp('entre valor offset->');
    %baseline=input('OFFSET:');
    %baseline=mean([data(i,N-20:N-1)]);
    data(i,:)=data(i,:)-baseline;
end
% Time vector in ms
time=(0:N-1)/rate;

```

```
% Absolute minimum in Fy
miny=min(data(2,4:N-1));
ominy=find(data(2,)==miny);
tminy=time(ominy);

% Absolute maximum in Fy
maxy=max(data(2,4:N-1));
omaxy=find(data(2,)==maxy);

%correçç ao ao pico inicial em Fy
if (omaxy<ominy)
    maxy=max(data(2,ominy:N-1));
    omaxy=find(data(2,)==maxy);
end
tmaxy=time(omaxy);

% Central zero in Fy
minabsy=min(abs(data(2,ominy:omaxy)));
ozy=ominy-1+find(abs(data(2,ominy:omaxy))==minabsy);
tzy=time(ozy);

% Rubim segundo zero até o máximo de Fy
% minabsy1=min(abs(data(2,ozy-1:omaxy)));
% ozy1=ozy-1+find(abs(data(2,ozy+1:omaxy))==minabsy1); % 2º zero quando existe
% tzy1=time(ozy1);
%
% if minabsy1<minabsy
%     tzy=tzy1;
%     ozy=ozy1;
% end

% Absolute maximum in Fz
maxz=max(data(3,4:N-1));
omaxz=find(data(3,)==maxz);
tmaxz=time(omaxz);

maxze1=max(data(3,4:ozy));
omaxze1=find(data(3,4:ozy)==maxze1);
tmaxze1=time(omaxze1);

maxze2=max(data(3,ozy:N-1));
omaxze2=find(data(3,4:N-1)==maxze2);
tmaxze2=time(omaxze2);
% %ZEROS DE Z
```

```

% % reduce search interval - this is an HEURISTIC!
% % fim=round(ozy-(ozy-omaxz)/factor)
% fim=400;
% maxz2=max(data(3,fim:omaxz));
% omaxz2=fim-1+find(data(3,fim:omaxz)==maxz2);
% tmaxz2=time(omaxz2);
%
% if omaxz<fim
% maxz2=max(data(3,fim:N));
% omaxz2=fim-1+find(data(3,fim:N)==maxz2);
% tmaxz2=time(maxz2);
% end
% tz2=tmaxz2;

% mínimo de z
minz=min(data(3,omaxze1:omaxze2));
ominz=omaxze1-1+find(data(3,omaxze1:omaxze2)==minz);
tzmin=time(ominz);

% Absolute maximum in Fx
maxX=max(data(1,4:N-1));
omaxX=find(data(1,)==maxX);
tmaX=time(omaxX);
% Absolute minimo in Fx
minX=min(data(1,4:N-1));
ominX=find(data(1,)==minX);
tminX=time(ominX);

% data redution (from start to stop contact)
% yys
ostarty=min(find(data(2,4:ominy)<=noise*miny));
ostopy=omaxy-1+min(find(data(2,omaxy:N)<=noise*maxy));
% zzs <-> subtract the weight
ostartz=1;
ostopz=ozy-1+min(find(data(3,ozy:N)<=50));
% start
if ostarty>ostartz
    ostarty=ostartz;
else
    ostartz=ostarty;
end
tstarty=time(ostarty);
tstartz=tstarty;
tstopy=time(ostopy);
tstopz=time(ostopz);

```

```

%Plots
for i=1:3
    subplot(3,1,i);
    plot(time(ostarty:ostopy)-time(ostarty),data(i,ostarty:ostopy));
    grid on;
    title(labels(i,:));
end
% for i=1:6
% subplot(6,1,i);
% plot(time(ostarty:ostopy)-time(ostarty),data(i,ostarty:ostopy));
% grid on;
% title(labels(i,:));
% end

subplot(3,1,1);
hold on;
plot([0,tstopy-tstarty],[0,0],'-k');
%
subplot(3,1,2);
hold on;
plot([0,tstopy-tstarty],[0,0],'-k');
plot([tminy-tstarty,tminy-tstarty+1/rate],[miny,0],'-r');
plot([tmaxy-tstarty-1/rate,tmaxy-tstarty],[0,maxy],'-r');
%
% subplot(3,1,3);
% hold on;
% plot([0,tstopz-tstartz],[0,0],'-k');
% plot([tmaxz-tstartz,tmaxz-tstartz+1/rate],[maxz,0],'-r');
% %plot([tinflz-tstartz,tinflz-tstartz+1/rate],[inflz,0],'-r');
% %plot([tmax2z-tstartz,tmax2z-tstartz+1/rate],[max2z,0],'-r');
% % plot([tzy-tstarty,tzy-tstarty+1/rate],[data(3,ozy),0],'-r');

% %rubim 3 graficos no mesmo sistema de eixos
subplot(3,1,3);
hold on;
plot([0,tstopz-tstartz],[0,0],'-k');
plot([tmaxze1-tstartz,tmaxze1-tstartz+1/rate],[maxze1,0],'-r');
plot([tmaxze2-tstartz,tmaxze2-tstartz+1/rate],[maxze2,0],'-r');
%plot([tzy-tstarty,tzy-tstarty+1/rate],[data(3,ozy),0],'-r');
plot([tzmin-tstartz,tzmin-tstartz+1/rate],[minz,0],'-r');

figure;
plot(time(ostarty:ostopy)-time(ostarty),data(1,ostarty:ostopy),'r',time(ostarty:ostopy)-
time(ostarty),data(2,ostarty:ostopy),'k',...
time(ostarty:ostopy)-time(ostarty),data(3,ostarty:ostopy),'b');
grid on;

```

```

%% nao esta salvaguardada a situacao em que omazx2<omaxz1
S1Z=trapz(data(3,ostartz:omaxze1))/rate;
S2Z=trapz(data(3,omaxze1:ominz))/rate;
S3Z=trapz(data(3,ominz:omaxze2))/rate;
S4Z=trapz(data(3,omaxze2:ostopy))/rate;

% if omazx2>ozy
%   S4Z=trapz(data(3,ozy:omaxz2))/rate;
% end
% S5Z=trapz(data(3,ozy:ostopz))/rate;
%
% Angulos
% AngAlfa=(atan((S1Z+S2Z+S3Z+S4Z)/(S1Y+S2Y)))*180/pi %qual o significado
angulo

%Força Média vertical
AverageForce_vertical1=((S1Z+S2Z+S3Z+S4Z)/(tstopz-tstartz));
%Força Média vertical normalizada ao peso
AverageForce_vertical=((S1Z+S2Z+S3Z+S4Z)/(tstopz-tstartz))/weight
Maximo_abs_Fx=max(abs(data(1,3:end-2)));
Fx_rms=sqrt( trapz( time(ostartz:ostopz),(data(1,ostartz:ostopz).^2)/ (time(ostopz)-
time(ostartz)) ) );
valor_percentual=100*Fx_rms/weight;

AreaFZ=trapz(data(3,ostartz:ostopz))/rate;
maximo_Fz=maxz;
tempo_apoio=time(ostopz)-time(ostartz);
% tempo_apoio=Total_time/rate
%
Geral_1=[Maximo_abs_Fx;Fx_rms;valor_percentual;Excentric_time;Concentric_time]
% Geral_2=[tempo_apoio;AreaFZ;AverageForce_vertical1 ;AverageForce_vertical]

T_A=tempo_apoio
Peso=weight
% The real thing here YYYY

Tzy=tzy;
T1Y=tminy-tstarty;
T2Y=tzy-tminy;
T3Y=tmaxy-tzy;
T4Y=tstopy-tmaxy;
T5Y=NaN;
F1Y=miny;
F2Y=maxy;

```

```
F3Y=NaN;  
S1Y=trapz(data(2,ostarty:ominy))/rate;  
S2Y=trapz(data(2,ominy:ozy))/rate;  
S3Y=trapz(data(2,ozy:omaxy))/rate;  
S4Y=trapz(data(2,omaxy:ostopy))/rate;  
S5Y=NaN;
```

```
%Tempos
```

```
Excentric_time=T1Y+T2Y;  
Concentric_time=T3Y+T4Y;  
Total_time=T1Y+T2Y+T3Y+T4Y;  
%  
%ZZZZ
```

```
TmaxZ1=tmaxze1-tstartz;  
TminZ=tzmin;  
TmaxZ2=tmaxze2-tstartz;  
T4Z=tzy-tmaxze2;  
T5Z=tstopz-tzy;  
Fmax1Z=maxze1;  
FminZ=minz;  
Fmax2Z=maxze2;  
Fz_med=AverageForce_vertical1;  
Fz_med_N=AverageForce_vertical;
```

```
%XXXX
```

```
XXX=[Maximo_abs_Fx;Fx_rms;valor_percentual]
```

```
YYY=[T1Y;Tzy;T2Y;T3Y;T4Y;F1Y;F2Y;S1Y;S2Y;S3Y;S4Y]
```

```
ZZZ=[TmaxZ1;TminZ;TmaxZ2;T5Z;FminZ;Fmax1Z;Fmax2Z;maxz;S1Z;S2Z;S3Z;S4  
Z;Fz_med;Fz_med_N;AreaFZ]
```



**ANEXO 2. Consentimento informado**

Caracterização da marcha na grávida desportista (2 a 8 meses). Optimização de uma **palmilha** para adaptar o calçado “normal” à situação específica.

Autor: Manuel Rubim Silva Santos

Orientador: Prof. Doutor José Ferreira da Silva

Co-Orientador: Prof. Doutor João Paulo Vilas Boas

O presente projecto tem como principais objectivos caracterizar a marcha da gestante no início e no final da gravidez e testar o efeito de uma palmilha no conforto e na atenuação dos valores máximos de pressão, durante o 3º trimestre de gravidez.

O protocolo consistirá em calçar uns sapatos que têm no seu interior umas palmilhas anatómicas simples e umas palmilhas medidoras de pressão. Calçar os mesmos sapatos com umas palmilhas anatómicas diferentes, mantendo as palmilhas medidoras de pressão, e andar sobre uma espécie de estrado onde se encontra a plataforma de forças, ao mesmo tempo que os seus membros inferiores estarão a ser filmados. Cada evento repetir-se-á três vezes para cada pé.

O estudo pretende registar as alterações decorrentes da evolução da gravidez, pelo que deverá ser repetido no 3º trimestre.

Tomei conhecimento do estudo e dos seus objectivos e aceito participar voluntariamente, permitindo a realização do protocolo descrito, nas duas fases da gravidez.

Assinatura\_\_\_\_\_



**ANEXO 3. Questionário Informativo**

Data \_\_\_\_\_

Caracterização da marcha na grávida desportista (2 a 8 meses). Optimização de uma **palmilha** para adaptar o calçado “normal” à situação específica.

Autor: Manuel Rubim Silva Santos

Orientador: Prof. Doutor José Ferreira da Silva

Co-Orientador: Prof. Doutor João Paulo Vilas Boas

1. Dados Pessoais

2. Nome \_\_\_\_\_

Data de nascimento \_\_\_\_\_

Endereço \_\_\_\_\_

Telefone de contacto \_\_\_\_\_

Profissão \_\_\_\_\_

Peso \_\_\_\_\_ Altura \_\_\_\_\_ Lateralidade \_\_\_\_\_

Semanas de Gravidez \_\_\_\_\_

Pratica alguma actividade física (qual/regularidade/duração)

\_\_\_\_\_

Sente alguma diferença, no que diz respeito ao conforto, com esta nova palmilha ?

Mais confortável Menos confortável Sem diferenças apreciáveis

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.  
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.