

UNIVERSIDADE DE ÉVORA | 2012



**Elaborado por:**

Elisabete da Conceição Pinto Lúcio

**Orientadores:**

Prof. Doutor Armando Raimundo

Prof. Doutor Orlando Fernandes

**Variabilidade do Perfil de Controlo Postural em  
Grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o  
primeiro trimestre pós-parto.**

**MESTRADO EM EXERCÍCIO E SAÚDE**

UNIVERSIDADE DE ÉVORA | 2012



**Elaborado por:**

Elisabete da Conceição Pinto Lúcio

**Orientadores:**

Prof. Doutor Armando Raimundo

Prof. Doutor Orlando Fernandes

**Variabilidade do Perfil de Controlo Postural em  
Grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o  
primeiro trimestre pós-parto.**

**MESTRADO EM EXERCÍCIO E SAÚDE**

## Agradecimentos

---

Ao Orientador Prof. Dr. Orlando Fernandes pela partilha dos seus conhecimentos e pelo apoio incondicional prestado em todas as fases deste trabalho.

A todas as participantes envolvidas neste estudo, pela disponibilidade mostrada, assim como pela partilha de um momento tão importante das suas vidas.

Às enfermeiras Ju Santos e Antónia Martins pelo apoio prestado na fase inicial deste trabalho.

À minha nova família, Vasco e Miguel. Vasco pelo apoio, preocupação e compreensão mostrada nas fases mais difíceis. Ao Miguel, o nosso filhote que acompanhou dentro e fora da minha barriga o desenvolvimento deste trabalho e o qual foi fonte de inspiração.

## Resumo

---

### **Variabilidade do Perfil de Controlo Postural em Grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o primeiro trimestre pós-parto.**

**Objetivo:** Analisar a Variabilidade do Perfil de Controlo Postural em Grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o primeiro trimestre pós-parto.

**Amostra:** Foi constituída por 20 participantes grávidas, idade  $33\pm 3$  anos, altura  $165\pm 0,04$  cm, com 29 ou mais semanas de gestação. Esta foi dividida em oito grupos, G1 (das 38 semanas até ao parto) e G2 (4 semanas a 8 semana após o parto); G3 (das 34 semanas até ao parto) e G4 (do parto às 12 semanas); G5 (entre as 29 e as 34 semanas) e G6 (entre as 34 e as 41 semanas); G7 (4 a 8 semanas após o parto) e G8 (8 a 16 semanas após o parto). **Metodologia:** Foi efetuada uma avaliação posturográfica em apoio bipedal de olhos abertos e fechados, unipedal olhos abertos e calculadas a Entropia Aproximada (ApEn), Expoente Lyapunov (eLy) e Autocorrelação (AuCorr) como parâmetros não-lineares. Como parâmetros lineares foram analisados a Área da Base de Suporte (Área BOS), Ângulo Formado entre os Pés ( $\alpha$  BOS), e Largura dos Pés (MFW). **Conclusão:** Não há diferenças significativas para qualquer um dos parâmetros lineares em estudos. O que parece significar que as adaptações posturais ocorridas neste período gestacional resultam do fato de existir grande variabilidade intra-individual. Quanto à análise não-linear o grupo do pré-parto parece apresentar um perfil de controlo postural mais complexo que o grupo pós-parto. Este incremento de complexidade das oscilações pode-nos indicar um controlo postural mais automático e menos restrito, com oscilações mais eficientes, característico de um sistema mais saudável.

**Palavras-chave:** Controlo postural, Base de Suporte, Gravidez, Variabilidade

## Abstract

---

### **Variability in Postural Control Profile pregnant during the last trimester of pregnancy and the first trimester postpartum.**

**Objective:** To analyze the variability profile of Postural Control in Pregnant Women, during the last trimester of pregnancy and the first trimester postpartum. **Sample:** It consisted of 20 pregnant participants, age  $33 \pm 3$  anos, height  $165 \pm 0.04$  cm, with 29 or more weeks of gestation. This was divided into eight groups, G1 (from 38 weeks until birth) and G2 (4 weeks to 8 weeks after delivery), G3 (34 weeks until delivery) and G4 (birth at 12 weeks), G5 (between 29 and 34 weeks) and G6 (between 34 and 41 weeks) and G7 (4-8 weeks postpartum) and G8 (8 to 16 weeks after delivery). **Methods:** We performed a review of posturography in support bipedal eyes open and closed, eyes open and unipodal calculated Approximate Entropy (ApEn), Lyapunov exponent (Ely) and autocorrelation (AuCorr) as nonlinear parameters. As linear parameters were analyzed Base Area Support Area (BOS), Angle Formed between Feet ( $\alpha$  BOS), and width of the Feet (MFW). **Conclusion:** No significant differences for any of the parameters linear studies. What seems to mean that the postural adjustments occurring in pregnancy result from the fact there is great intra-individual variability. As for nonlinear analysis group of antepartum seems to present a profile of postural control more complex than the postnatal group. This increase in complexity of the oscillations can tell us more automatic postural control and less restricted, with oscillations more efficient, more characteristic of a healthy system.

**Keywords:** Postural Control, Base Support, Pregnancy, Variability

**Variabilidade do Perfil de Controlo Postural em Grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o primeiro trimestre pós-parto.**

**Índice Geral**

---

<b>Agradecimentos .....</b>	<b>III</b>
<b>Resumo .....</b>	<b>14</b>
<b>Abstrat.....</b>	<b>v</b>
<b>Índice Geral.....</b>	<b>6</b>
<b>Índice de Figuras.....</b>	<b>19</b>
<b>Índice de Quadros .....</b>	<b>10</b>
<b>Lista de Siglas e Abreviaturas .....</b>	<b>11</b>
<b>Introdução.....</b>	<b>122</b>
<b>1. Revisão da Literatura.....</b>	<b>188</b>
<b>1.1 Sistema de Controlo Postural .....</b>	<b>19</b>
1.1.1 Sistema Sensorial.....	222
1.1.2 Sistema Neural .....	25
1.1.3. Musculo-Esquelético .....	25
1.1.4 Equilíbrio da postura em pé.....	28
1.1.4 Mecanismos de Controlo dos Ajustes Posturais.....	27
1.1.5 Centro de Gravidade e Centro de Pressão.....	28
1.1.6 Avaliação do Controlo Postural através da Posturografia.....	2929
<b>1.2 Gravidez .....</b>	<b>37</b>
1.2.1 Modificações fisiológicas provocadas pela gravidez.....	37
1.2.2 Gravidez e controlo postural.....	38

<b>2. Objetivos.....</b>	<b>410</b>
<b>2.1 Objetivo Geral.....</b>	<b>421</b>
<b>2.2 Objetivos Específicos.....</b>	<b>421</b>
<b>2.3 Formulação das Hipóteses de Estudo .....</b>	<b>421</b>
<b>3. Metodologia .....</b>	<b>43</b>
<b>3.1 Desenho do Estudo.....</b>	<b>44</b>
<b>3.2 Amostra.....</b>	<b>44</b>
3.2.1 Processo Amostral.....	44
3.2.2 Constituição da Amostra.....	44
<b>3.3 Variáveis de Estudo .....</b>	<b>Erro! Marcador não definido.6</b>
2.4.1 Variáveis independentes .....	<b>Erro! Marcador não definido.</b>
2.4.2 Variáveis dependentes .....	46
<b>3.4 Procedimentos .....</b>	<b>47</b>
3.3.1 Termo de Consentimento Livre e Informado.....	47
3.3.2 Medição do Peso e Altura.....	47
3.3.3 Base de Suporte (BOS) .....	47
3.3.4 Aquisição dos Centros de Pressão (CoP).....	49
3.3.5 Parâmetros Não Lineares.....	50
<b>3.4 Recolha de dados.....</b>	<b>521</b>
<b>3.5 Análise Estatística.....</b>	<b>51</b>
<b>4. Apresentação de Resultados .....</b>	<b>54</b>
<b>4.1 Área da Base de Suporte .....</b>	<b>55</b>
4.1.1 Diferenças entre G1 e G2.....	54
4.1.2 Diferenças entre G3 e G4.....	54
4.1.3 Diferenças entre G5 e G6.....	55
4.1.4 Diferenças entre G7 e G8.....	55

<b>4.2</b>	<b>Largura dos pés</b>	<b>56</b>
4.2.1	Diferenças entre G1 e G8	56
<b>4.3</b>	<b>Entropia Aproximada</b>	<b>56</b>
4.3.1	Diferenças entre pré-parto e pós-parto	57
<b>4.4</b>	<b>Expoente Lyapunov</b>	<b>58</b>
4.4.1	Diferenças entre pré-parto e pós-parto	58
<b>4.5</b>	<b>Função de Autocorrelação</b>	<b>59</b>
4.4.1	Diferenças entre pré-parto e pós-parto	60
<b>5.</b>	<b>Discussão de Resultados</b>	<b>61</b>
5.1	Área da Base de Suporte	62
5.2	Ângulo formado entre os pés	63
5.3	Largura dos pés	63
5.4	Entropia Aproximadas	66
5.5	Expoente Lyapunov	68
5.6	Função de Autocorrelação	70
	<b>Conclusão</b>	<b>72</b>
	<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>74</b>
	<b>Apêndices</b>	<b>85</b>
	Apêndice 1	86
	Apêndice 2	88



## Índice de Figuras

---

Figura 1 – Área da Base de Suporte. Área da Base de Suporte média (linha contínua). Elipse representando os limites de estabilidade média (linha tracejada) e média das elipses que descreve a oscilação do COP durante a postura erecta quieta. N = 11. Adaptado de Duarte & Zatsiorsky (2002). .....	21
Figura 2 - Três estratégias posturais normalmente usadas por adultos no controlo da postura ereta. a) Estratégia do tornozelo b) Estratégia da anca c) Estratégia do passo. Adaptado de Shummway-Cook & Woollacott (1995) citado por Duarte (2000). .....	<b>Erro! Marcador não definido.</b>
Figura 3 - Representação de uma plataforma de força e eixos de medida .....	30
Figura 4 – Representação da Área da Base de Suporte através da disposição dos pés (Chiari, et al., 2002). .....	48

## Índice de Quadros

---

Quadro 1 – Tabela descritiva das variáveis independentes em estudo .....	43
Quadro 2 - Tabela descritiva das variáveis dependentes em estudo .....	<b>Erro! Marcador não definido.</b>
<b>Marcador não definido.</b>	<b>43</b>
Quadro 3 - Caracterização da amostra quanto à idade, altura e peso (Média ± DP) .....	46
Quadro 4 - Diferenças dos valores médios de EnAp para os grupos pré-parto e pós-parto .....	<b>Erro! Marcador não definido.</b>
Quadro 5 - Diferenças dos valores médios de eLy para os grupos pré-parto e pós-parto .....	58
Quadro 6 - Diferenças dos valores médios de AuCorr para os grupos pré-parto e pós-parto .....	59
Quadro 7 – Valores médios das variáveis não-lineares, no pré-parto e pós-parto .....	59

## Lista de Siglas e Abreviaturas

---

**AP** – Antero Posterior

**ApEn** – Entropia Aproximada

**Área BOS** – Área da Base de Suporte

**BOS** – Base de Suporte

**CG** – Centro de Gravidade

**CoM** – Centro de Massa

**CoP** – Centro de Pressão

**ex.** – Exemplo

**GL** – Projeção horizontal do Centro de Gravidade

**INE** - Instituto Nacional de Estatística

**eLy** – Expoente Lyapunov

**ML** - Médio Lateral

**SCP** – Sistema de Controlo Postural

**SNC** - Sistema Nervoso Central

$\alpha$  **BOS** – Ângulo formado entre os pés

**MFW** – Largura do pé

**AuCorr** - Autocorrelação

**CP** – Controlo Postural

**FB** – Feedback

**FF** - Feedforward

# Introdução

## Temática

A gravidez é um processo natural no qual se assiste a várias alterações no corpo da mulher a partir do momento da fertilização. O corpo prepara-se para sofrer vários ajustes nos mais variados sistemas, sendo que as alterações fisiológicas que ocorrem neste período são consideradas iguais ou maiores que alguns estados patológicos (Mann, Kleinpaul, Mota e Santos, 2010)

Durante aproximadamente 36 semanas, o organismo materno sofre as mais variadas adaptações, tendo como objetivo não só alcançar a homeostasia e o desenvolvimento fetal, mas também preparar a mulher para o momento do parto e lactação.

As modificações ocorridas durante a gravidez estão ligadas à grande quantidade de hormonas que circulam no sangue e que são responsáveis pelas adaptações do organismo à sua nova condição. As principais alterações incidem sobre vários aparelhos e sistemas, por exemplo, respiratório, cardíaco e músculo-esquelético (Mann et al., 2010).

Visualmente, o aspeto mais surpreendente é a capacidade do útero aumentar rapidamente de volume e de forma e regressar, algumas semanas após o parto, ao seu tamanho habitual (Mann et al., 2010). Na mulher não grávida, o útero é uma estrutura maciça com cerca de 70g e um lúmen com cerca de 10ml de volume. Durante a gravidez, o útero transforma-se numa cavidade de parede fina capaz de comportar o feto, a placenta e o líquido amniótico. No final da gravidez o volume uterino pode ser 1000 vezes superior ao estado não gravídico. Em simultâneo há um aumento do peso do útero, que no final da gravidez pesa aproximadamente 1100g.

Durante a gravidez, os fenómenos morfológicos que ocorrem no útero são essencialmente a sua distensão e a hipertrofia das fibras musculares existentes. Nas primeiras semanas de gravidez, o útero mantém a sua forma de pêra, mas à medida que a gestação avança a sua confirmação torna-se quase esférica. No final das 12 semanas é pouco provável que o útero se mantenha dentro da cavidade pélvica, tornando-se cada vez mais visível. Continua a crescer e contacta anteriormente com a parede abdominal, deslocando os órgãos internos e aumentando a pressão sobre eles. Quando a mulher se encontra na posição ortostática, o eixo longitudinal do útero

corresponde à extensão do eixo do rebordo da cavidade pélvica. A parede abdominal suporta o útero e mantém a relação entre os dois eixos. Em decúbito dorsal, desvia-se posteriormente e repousa sobre a coluna vertebral e os grandes vasos. Com o seu afloramento da cavidade pélvica, geralmente, o útero sofre uma rotação para a direita, resultante provavelmente da presença do sigmóide e reto na porção esquerda da pelve (Soares, Fortunato & Moreira, 2003).

O aumento do útero, das mamas, do volume sanguíneo e da retenção hídrica são responsáveis pelo ganho de peso durante a gestação. Em média o ganho de peso recomendado é de 12 kg, sendo que aproximadamente metade desse peso está na área abdominal anterior à linha da gravidade (GL). O aumento do peso e o desequilíbrio no sistema articular devido ao aumento da massa corporal e de suas dimensões provocam perturbação do centro de gravidade (CG), desviando-o para a frente e para cima, exigido novas compensações posturais na manutenção do equilíbrio e da estabilidade (Perego & Bim, 2002).

Todas estas modificações mecânicas durante o período gestacional, provocam mudanças no equilíbrio e desconforto músculo-esquelético na região do tronco e dos membros inferiores, o que pode levar as grávidas a apoiar os pés de forma imperfeita.

Estas alterações derivam ainda da influência hormonal característica desta fase, da qual resulta uma diminuição da força de tensão dos ligamentos e um aumento da mobilidade das estruturas suportadas pelos ligamentos, facto que poderá contribuir para um aumento do risco de lesão (Si & Eco, 2007).

### Problema

As repercussões das alterações do estado de gravidez no sistema músculo-esquelético são as mais variadas. As mudanças na estática e na dinâmica do corpo da mulher durante o período gestacional resultam muitas vezes em desconforto ou dor, causando limitações durante a realização das tarefas diárias. As dificuldades podem estar relacionadas com alterações na mobilidade do tronco, no controlo do movimento (Mann et al., 2010) e, até mesmo, debilidade funcional para alguns movimentos (Si & Eco, 2007) como, por exemplo, andar, baixar-se, subir escadas, levantar ou alcançar objetos.

Manter o equilíbrio postural, quer estático quer dinâmico, revela-se nesta fase da vida da mulher uma tarefa complexa, o que, conseqüentemente, pode conduzir a patologias músculo esqueléticas (Gilleard, Crosbie & Smith, 2008).

A partir do segundo trimestre de gravidez, especialmente, ocorre um ganho de peso maior, movendo o centro de massa do corpo para a frente, afetando a estabilidade postural da grávida. Como consequência destas alterações o corpo adapta-se, acentuam-se a curvatura torácica e lombar. Para compensar estas alterações e manter a linha de visão, a grávida aumenta a flexão anterior da coluna cervical, posiciona a cabeça anteriormente, hiperestende os joelhos, alarga a base de sustentação e transfere o seu peso para os calcanhares (Wang & Apgar, 1998 e Winter, 1995). Vários são os estudos que procuram verificar se com o desenvolvimento da gravidez ocorre alguma alteração ao complexo sistema de manutenção do equilíbrio, capaz de causar oscilações no corpo. Os aspetos importantes a considerar na análise do equilíbrio são a altura do centro de gravidade, o tamanho da base de suporte e a utilização dos sistemas sensoriais. O mau funcionamento de um destes aspetos pode levar a alterações significativas na estabilidade (Mann et al., 2010).

Alguns estudos referem que a principal consequência resultante da diminuição da estabilidade postural está relacionada com as quedas, (Butler, Colón, Druzin, & Rose, 2006; Mann et al., 2010; Jang, Hsiao & Hsiao-Wecksler, 2008) sendo o risco comparável ao observado em idosos. (Mccrory, Chambers, Daflary, & Redfem, 2010).

Assim, a quantificação da resposta do controlo postural é fundamental na avaliação do equilíbrio, quer sobre os efeitos da gravidez, quer em comparação com o pós-parto.

Recentemente, na área da análise do movimento humano, destaca-se o interesse pelo estudo da variabilidade de comportamentos em diferentes contextos, em atividades que impliquem controlo. Esta necessidade está relacionada com o facto de o corpo humano se comportar como um sistema não linear, organizado no domínio temporal (Glass & Mackey, 1988). Segundo o mesmo autor, é possível constatar a existência de diferentes ritmos fisiológicos associados à interação com o meio envolvente e outros sistemas, como por exemplo a frequência cardíaca e os ciclos do sono, entre outros. As oscilações do centro de pressão (CoP) e do centro de gravidade (CG) decorrentes de séries temporais relativas à manutenção da postura ereta são apontadas como um ritmo fisiológico que está associado ao CP, (Cavanaugh, Guskiewicz, & Stergiou, 2005). Alterações nestes ritmos, para valores considerados anormais, bem como o aparecimento de novos padrões fisiológicos, estão normalmente associados a doença (Glass & Mackey, 1988). Surgem, assim, novas formas de avaliação do dinamismo fisiológico do corpo humano, tornando possível distinguir ritmos normais de situações patológicas.

O presente estudo, pretende analisar a variabilidade o perfil de controlo postural em grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o primeiro trimestre pós-parto, relativamente a medidas do controlo postural e da posição dos pés, na postura ereta não perturbada.

Atendendo às capacidades destas ferramentas, efetuou-se uma análise não linear das deslocações do CoP. Simultaneamente, foi efetuada uma quantificação Área BOS,  $\alpha$  BOS e MFW a todos os sujeitos avaliados, com a finalidade de aumentar a abrangência da caracterização e garantir uma padronização dos testes realizados.



## Estrutura

Este trabalho foi organizado em seis capítulos.

No primeiro capítulo é efetuada uma revisão da literatura no âmbito do controlo postural e da gravidez, conceptualizando diferentes conceitos relacionados com a temática abordada.

No segundo capítulo são apresentados os objetivos deste trabalho, bem como definidas as hipóteses de pesquisa e as variáveis em estudo.

O terceiro capítulo indica a metodologia utilizada para a prossecução do trabalho, que se inicia com o desenho do estudo, a definição da amostra e os procedimentos utilizados ao longo do trabalho. A recolha de dados e os procedimentos estatísticos utilizados são igualmente definidos neste capítulo.

No quarto capítulo são apresentados os resultados do estudo, de acordo com as hipóteses propostas.

O quinto capítulo apresenta a discussão dos resultados obtidos, efetuando interpretações e comparações com outras pesquisas relacionadas com a temática.

Por fim, no sexto capítulo são apresentadas as principais conclusões resultantes da elaboração deste trabalho.

# **1. Revisão da Literatura**

---

## 1.1 Sistema de Controlo Postural

Cientificamente tem surgido um crescente interesse pelo estudo da postura, principalmente durante a última década, facto que se deve à importância do equilíbrio e da necessidade do seu perfeito funcionamento durante as atividades da vida diária do ser humano (Mann et al., 2010; Freitas & Duarte, 2010). O termo *postura* representa o posicionamento dos segmentos corporais, uns em relação aos outros, podendo adaptar-se dependendo de uma situação específica (Horak, 2006). A manutenção da postura engloba dois aspetos importantes: por um lado, o alinhamento postural, que considera a posição e relação entre os vários segmentos corporais relativamente ao espaço e, por outro lado, o controlo postural, que aborda a forma como as variações e posições dos segmentos corporais são controlados (Horak (2006). Quando o corpo adota uma nova postura e pretende mantê-la, o corpo desenvolve a resposta neuromuscular necessária para se manter em equilíbrio (Freitas & Duarte, 2010). A manutenção do equilíbrio é conseguida a partir de um sistema bastante complexo, que engloba os sistemas nervoso, sensorial e motor (Freitas & Duarte, 2010). Ao sistema nervoso cabe integrar as informações provenientes do sistema sensorial (visuais, vestibulares, auditivos e somatossensoriais), enviando impulsos nervosos aos músculos (Mann et al., 2010) O sistema sensorial fornece informação sobre a posição dos segmentos corporais, uns em relação aos outros e ao ambiente (Mann et al., 2010; Freitas & Duarte, 2010). Por fim, o sistema motor é responsável pela correta e adequada ativação dos músculos na realização coordenada de movimentos dos vários grupos musculares, responsáveis pela manutenção da relação entre os segmentos corporais e/ou do corpo como um todo e com o ambiente. (Mann et al., 2010; Freitas & Duarte, 2010; Júnior & Barela, 2006) O sistema nervoso central integra as informações provenientes do sistema sensorial, gerando impulsos nervosos que produzem uma resposta neuromuscular, de forma a criar os ajustes posturais necessários, garantindo que, na postura ereta e com os pés imóveis, a projeção vertical do centro de gravidade (CG) do corpo seja mantida dentro da BOS (polígono delimitado pelos bordos laterais dos pés), dando estabilidade e permitindo a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo (Freitas & Duarte, 2010).

Segundo Horak (1987) e Coelho (2010) o controlo postural pode ser entendido como a habilidade em manter o equilíbrio através da manutenção do CoM dentro da BOS. Contudo, para o ser humano, a manutenção de uma postura ereta estável é uma tarefa bastante complexa, pois o corpo está constantemente sujeito à aplicação de forças externas e internas. As forças externas mais comuns que atuam sobre o corpo humano são a força gravitacional exercida sobre todo o corpo e a força de reação do solo que, durante a postura ereta, atua sobre os pés. As forças internas podem ser perturbações fisiológicas (por exemplo, o batimento cardíaco e a respiração) ou perturbações geradas pela ativação dos músculos necessários para a manutenção da postura e a realização dos movimentos do próprio corpo. (Freitas & Duarte, 2010; Montgomery & Connolly, 2003; Horak, 2006). Do ponto de vista mecânico, poderíamos considerar que um corpo estaria em equilíbrio mecânico se a somatória de todas as forças ( $F$ ) e momentos de força ( $M$ ) fossem iguais a zero ( $\Sigma F=0$  e  $\Sigma M=0$ ) (Freitas, Duarte, & Latash, 2006). Fato que acontece momentaneamente, pois as forças internas e externas aceleram o corpo em torno do seu CG, ou seja, o corpo nunca está em condições de perfeito equilíbrio. Pode-se assim dizer que o corpo humano está em constante desequilíbrio.

Há que considerar alguns aspetos importantes na análise do estado de equilíbrio, como a altura do centro de gravidade, o tamanho da base de suporte, a utilização e importância dos sistemas sensoriais (sistema visual, somatossensorial e vestibular), entre outros. Uma alteração, como é o caso da gestação, ou um mau funcionamento de algum destes aspetos podem trazer alterações significativas (Mann et al., 2010).

No estudo dos movimentos associados ao controlo do corpo em relação à base de apoio e do equilíbrio estão normalmente relacionadas duas grandezas: CG e CoP. A oscilação do CG representa o balanço do corpo, enquanto o CoP representa a interação das forças de reação do solo com a base de suporte e é resultado das respostas neuromusculares ao balanço do CG (Mochizuki & Amadio, 2003; Freitas & Duarte, 2010). O objetivo será manter a projeção horizontal do centro de gravidade (GL) do indivíduo dentro da BOS que é definida pelo tamanho e posição dos segmentos corporais que se encontram em contacto com a superfície de apoio (Freitas & Duarte, 2006).

Normalmente associado à BOS é referenciado o conceito de limite de estabilidade, o qual expressa o quanto dessa base o sujeito consegue utilizar para se manter em equilíbrio (Freitas, Duarte & Latash, 2006). Os limites de estabilidade representam a BOS funcional do indivíduo.

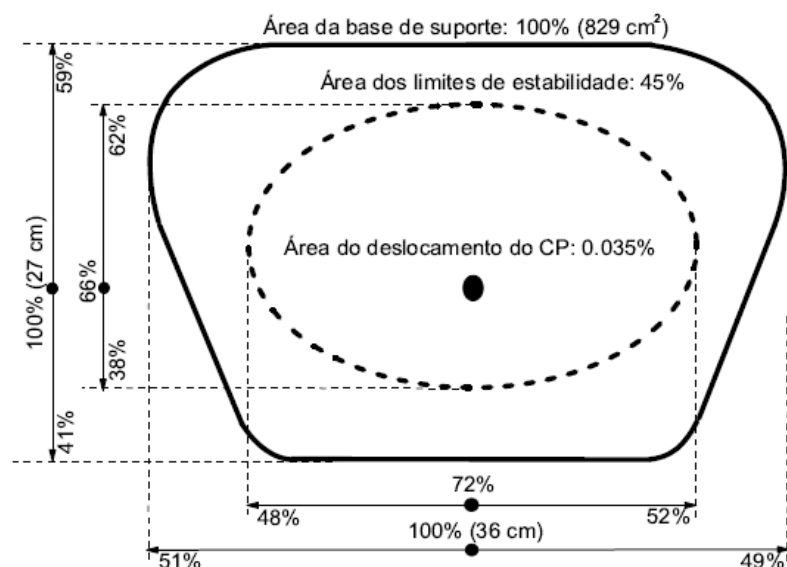


Figura 1 – Área da Base de Suporte. Área da Base de Suporte média (linha contínua). Elipse representando os limites de estabilidade média (linha tracejada) e média das elipses que descreve a oscilação do COP durante a postura erecta quieta. N = 11. Adaptado de Duarte & Zatsiorsky (2002).

Deste modo, para que o corpo alcance ou se mantenha numa posição de equilíbrio e com a orientação corporal desejada, é necessário um controle ativo, por parte do sistema de controlo postural, da intensidade e duração da atividade dos vários grupos musculares responsáveis pelo controle postural (Morasso, & Schieppati, 1999). Este controlo ativo dos músculos é realizado com base nos estímulos sensoriais captados continuamente durante a manutenção da postura ereta (Barela, 2000). Durante o processo de integração dessas informações sensoriais, o sistema de controlo postural deve receber as informações sensoriais disponíveis e, de forma dinâmica, selecionar as mais relevantes dentro de um determinado contexto, com o objetivo de gerar uma informação mais precisa do posicionamento dos segmentos corporais e do CM do corpo no espaço (Júnior & Barela, 2006). Os sistemas sensoriais são

representados num circuito de *feedback* (FB), atuam pós tratamento da informação/estimulo. A integração sensorial destas informações pode ser alterada por diferentes razões, pode sofrer alterações por uma vontade consciente em colocar uma maior ênfase numa das fontes sensoriais (Duarte, 2000). As repostas de FB podem ser realizadas por um circuito relativamente simples de arco reflexo, enquanto as respostas de *feedforward* (FF), atuam antecipadamente, necessitando de acesso a um circuito de armazenagem de padrões de ativação muscular. Uma resposta compensatória tem maior relação na manutenção do corpo em posição ereta, estática e dinâmica. Em contrapartida, o mecanismo de FF tem maior participação em resposta a uma perturbação (Riemann & Lephart, 2002; Barela, 2000).

Conclui-se que o controlo postural resulta de uma relação complexa e dinâmica entre os sistemas sensorial e motor (Barela, 2000). Torna-se, assim, importante conhecer como é que cada um destes sistemas participa na manutenção do equilíbrio e quais são as relações existentes entres eles.

### **1.1.1 Sistema Sensorial**

O sistema sensorial fornece informação sobre a posição dos segmentos corporais uns em relação a outros e ao ambiente (Freitas & Duarte, 2010). Estes estímulos são maioritariamente captados pelos sistemas vestibular, somatosensorial e visual, (Horak, Nashner & Diener, 1990; Peterka, 2002; Spirduso, Francis & MacRae, 2005) que os enviam para o SNC. A confiança de indivíduos saudáveis nos sistemas sensoriais, num ambiente bem iluminado com uma base de suporte firme, é de 70% no sistema somotosensorial, 10% no sistema visual e 20% no sistema vestibular. No entanto, quando a BOS é instável a influência dos sistemas visual e vestibular é maior (Peterka, 2002; Horak, 2006).

### *Sistema Visual*

O sistema visual é considerado, entre os sistemas sensoriais, o mais complexo. O sistema visual fornece informações sobre a direção e velocidade dos movimentos corporais em relação ao meio ambiente, através de estímulos visuais (Júnior & Barela, 2006). A importância do sistema visual para o controle postural está principalmente relacionada com a estabilização da oscilação corporal. Na manutenção da postura ereta estática, a oscilação corporal aumenta até mais que o dobro quando a informação visual não está disponível. Desta forma, essa informação atua como uma fonte de informação sensorial que proporciona um melhor desempenho do sistema de controle postural (Kleiner, Schlittler & Sáncher-Arias, 2011).

Kleiner et al., (2011) refere que a contribuição do sistema visual para o controle postural não está apenas em manter os olhos abertos, mas também depende das características do estímulo visual. O sistema de controle postural estabiliza a oscilação corporal relativa ao ambiente, minimizando a variação do cenário ambiental projetado na retina e qualquer deslocamento da imagem projetada na retina indicaria mudança de posição do corpo, sendo, então, utilizada para promover as correções. Assim, estas correções realizadas de forma contínua reduziriam a oscilação final.

Do FB dos três sistemas sensoriais, os reflexos gerados pelo FB visual é o mais lento. Contudo, sabe-se que as pessoas podem apresentar um maior ou menor grau de dependência da informação visual para o controle postural (Collins & Luca, 1995; Duarte, 2000).

### *Sistema Somatosensorial*

O sistema somatossensorial difere de outros sistemas sensoriais porque os seus recetores estão dispersos pelo corpo, não estando concentrados em locais especializados do corpo humano, respondendo ainda a diferentes tipos de estímulos, agrupados em quatro categorias: toque, temperatura, posição do corpo e dor. Um estímulo somatossensorial pode ativar muitos recetores porque o sentido somatossensorial é o conjunto de todos os sentidos. Cabe ao

sistema nervoso central interpretar a atividade dos recetores e usá-los para gerar percepções coerentes com a realidade. Os recetores somatossensoriais de toque e de posição têm especial relação com o controle postural. Estes sensores estão na pele e nas paredes do corpo, nos músculos, nos tendões, nos ligamentos, nos tecidos conectivos das articulações e nos órgãos internos. Os recetores proprioceptivos respondem sobre onde está o corpo no espaço, sobre a direção e a intensidade do movimento. Os recetores proprioceptivos servem duas funções: identificar a posição do corpo e para auxiliar na identificação do ambiente em redor, guiando os movimentos (Mochizuki & Amadio, 2006; Kleiner et al., 2011).

A informação somatossensorial reportada ao sistema nervoso informa não só sobre as qualidades da superfície de suporte, mas também sobre a força que o corpo exerce sobre estas superfícies, a posição e a velocidade de todos os segmentos corporais, o seu contacto com objetos externos, inclusive o chão, e a orientação da gravidade (Kleiner et al., 2011).

O sistema de FB somatossensorial é referenciado como o mais efetivo em perturbações rápidas (Duarte, 2000).

### *Sistema Vestibular*

O sistema vestibular fornece ao sistema nervoso central informações sobre a posição e os movimentos cefálicos em relação às forças da gravidade e da inércia por meio de medidas de velocidade angular e aceleração linear da cabeça em relação ao eixo gravitacional. É por meio dos canais semicirculares e dos órgãos otolíticos que se detetam os movimentos rotacionais e a aceleração linear da cabeça, respetivamente. O estímulo vestibular é utilizado para produzir movimentos oculares compensatórios e respostas posturais aos movimentos cefálicos (Ricci, Gazzola & Coimbra, 2009). A contribuição das informações vestibulares acontece principalmente no final de uma tarefa de equilíbrio dinâmico. A ausência dessa informação vestibular resulta na ausência da estratégia do quadril e sugerem que a informação vestibular é necessária quando a tarefa de equilíbrio dinâmico requer o uso da estratégia do quadril (Kleiner et al., 2011).



### 1.1.2 Sistema Motor

O processo de controlo postural ocorre inicialmente pela orientação, na qual informações sobre a posição do corpo e a sua trajetória no espaço são fornecidas por meio do sistema sensorial. O SNC recebe essas informações aferentes e seleciona respostas efetivas e reguladas no tempo para desencadear uma ação estabilizadora. A execução das respostas programadas pelo SNC é feita pelo sistema efetor, composto pelo sistema músculo-esquelético (Ricci, Gazzola & Coimbra, 2009). O sistema neuromuscular contribui para a manutenção do equilíbrio através da coordenação das forças efetivas no controlo do corpo no espaço. Este sistema é responsável por produzir a atividade neural necessária para manter o tónus muscular e postural. A atividade neural pode produzir movimentos voluntários ou reflexos. A intenção de produzir os reflexos é corrigir os distúrbios posturais provocados pelas forças externas ao corpo, enquanto os distúrbios provocados pelos movimentos voluntários podem ser corrigidos por respostas posturais antecipatórias. Qualquer variação do CG, grandeza que indica a oscilação do corpo (Duarte, 2000), é detetada pela via aferente até ao SNC e corrigida pela resposta contráctil dos músculos posturais.

### 1.1.3 Estratégias de Movimento/Equilíbrio

O SCP precisa de produzir, coordenar e dosear a resposta muscular para controlar a posição do corpo no espaço. Para isso, é importante perceber qual a participação dos sistemas sensorial e motor no controlo da postura.

Durante a manutenção da postura ereta não perturbada, a ação do SCP é manter a posição do CoM dentro da BoS. O SCP utiliza mecanismos compensatórios (*FFe FB*) para controlar os deslocamentos do CoM do corpo e diminuir as oscilações. A estabilidade é alcançada quando, sobre a articulação, são gerados momentos de força de forma a neutralizar o deslocamento do CG (Duarte\_2000).

A literatura refere que um dos mecanismos conhecidos na manutenção do equilíbrio em apoio consiste na utilização de padrões de ativação muscular, em resposta a perturbações ou deslocamentos voluntários do CoM. Duas das

estratégias mantêm os pés fixos (estratégia do anca e do tornozelo) e outra altera a base de suporte através do passo, como apresentado na **Erro! A rigem da referência não foi encontrada..** (Horak, 2006; Duarte, 2000; Spirduso, et al., 2005).

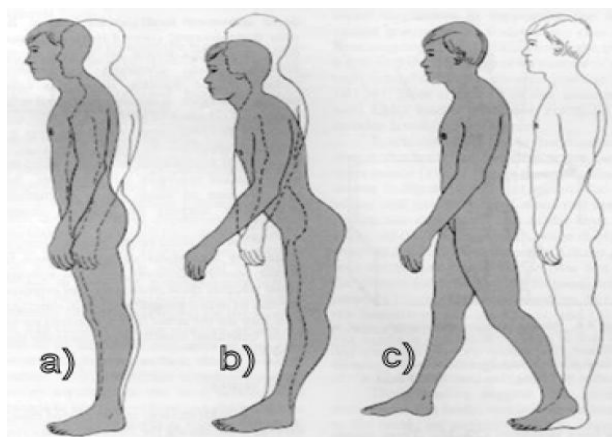


Figura 2 - Três estratégias posturais normalmente usadas por adultos no controle da postura ereta. a) Estratégia do tornozelo b) Estratégia da anca c) Estratégia do passo. Adaptado de Shummway-Cook & Woollacott (1995) citado por Duarte (2000).

A estratégia do tornozelo é frequentemente utilizada durante a manutenção da postura ereta não perturbada e em tarefas pouco complexas (Gatev, Thomas, Kepple, & Hallett, 1999). Usualmente recorre-se à utilização desta estratégia como resposta a pequenas perturbações, (Júnior & Barela, 2006) fazendo com que o corpo oscile como um pêndulo invertido. O uso desta estratégia requer pequenas amplitudes de movimento e grande força nos músculos do tornozelo (Júnior & Barela, 2006; Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Perczak, 1998).

A estratégia da anca consiste na inclinação do tronco para a frente ou para trás, através de uma flexão ou hiperextensão da anca e é utilizada perante perturbações rápidas de grande amplitude e sempre que a estratégia do tornozelo não é eficaz (Horak, Nashner & Diener, 1990; Júnior & Barela, 2006). Nesta estratégia, a oscilação do corpo efectua-se como um duplo pêndulo invertido, estando os eixos de rotação localizados no tornozelo e na anca (Júnior & Barela, 2006). Sabe-se também que, quando a superfície de suporte é diminuída, ou quando o indivíduo permanece sobre uma superfície

deformável, o SCP tem preferência para o uso da estratégia da anca (Gatev, et al., 1999).

A estratégia do passo é utilizada para perturbações muito rápidas e de grande amplitude ou quando o objetivo passa por manter uma orientação vertical do tronco. A aplicação desta estratégia é normalmente detetada quando todas as anteriores são ineficazes, conseguindo um aumento da Área da BOS (Horak, et al., 1990). Os indivíduos com risco aumentado de queda têm um predomínio da utilização desta estratégia.

Estas estratégias são utilizadas para manter o equilíbrio em várias circunstâncias como, por exemplo, em resposta a obstáculos externos, como quando damos um passo para a frente para manter o equilíbrio, etc. (Horak, Shupert & Mirka, 1989).

Segundo Carvalho e Almeida (2008), a estratégia de controlo postural levou ao conceito de sinergias musculares. As sinergias podem ser definidas como padrões de atividade muscular em resposta a perturbações, organizadas centralmente de forma a simplificar o controlo do movimento.

O aumento da rigidez intersegmentar é um desses mecanismos, conseguido pela ativação tónica dos músculos posturais e devido às características passivas dos músculos, tendões e ligamentos (Júnior & Barela, 2006). A utilização deste mecanismo diminui as exigências do controlo por parte do SNC, estabilizando partes do corpo durante a realização de movimentos voluntários.

#### **1.1.4 Mecanismos de Controlo dos Ajustes Posturais**

Além de estratégias comportamentais, o controle postural também envolve diferentes mecanismos de controlo, tais como os mecanismos de ajuste postural compensatório (FB) e antecipatório (FF).

*Mecanismo antecipatório (FF)*

A execução de movimentos voluntários promove uma esperada alteração da configuração corporal e do CG. Assim, para diminuir os efeitos destas perturbações internas e das deslocações do CG, o SCP organiza e desencadeia ajustes posturais antecipatórios, antes do início do movimento voluntário (Aruin & Latash, 1996; Aruin, Shiratori, & Latash, 2001; Hay & Redon, 1999).

Quando a perturbação é temporalmente previsível, o SCP realiza ajustes posturais através de mecanismos antecipatórios diminuindo assim os efeitos causados pela perturbação (Aruin, et al., 2001).

#### *Controlo Reativo ou de FB*

As perturbações externas suscitam ajustes posturais que visam minimizar o deslocamento do CG. Quando estas ocorrem de forma inesperada, o indivíduo apenas pode reagir ao imprevisto, ativando os músculos apropriados e tentando minimizar os efeitos da perturbação. O principal objetivo deste tipo de controlo é o de propiciar respostas compensatórias aos efeitos da perturbação (Aruin, et al., 2001; L. Hay & Redon, 1999).

### **1.1.5 Centro de Gravidade e Centro de Pressão**

Segundo Duarte (2000), o CG é o centro das forças gravitacionais agindo sobre todos os segmentos do corpo humano.

O CoP é uma medida de deslocamento que representa o ponto de aplicação resultante das forças verticais, agindo na superfície de suporte (Freitas et al., 2006). O deslocamento do CoM é a grandeza que efetivamente indica a oscilação do corpo inteiro, uma vez que a grandeza CoP consiste no somatório dos efeitos da resposta neuromuscular ao deslocamento do CoM e da própria posição do CoM (Duarte & de Freitas, 2010).

O deslocamento do CG é causado pelos movimentos dos segmentos corporais, enquanto o deslocamento do CoP é causado pela variação das

forças de reação do solo, pela aceleração do CG, pelo momento de inércia do corpo e pelas forças musculares aplicadas no tornozelo (Winter, 1995).

A forma mais comum de medir e de estudar o controlo postural é através da observação do comportamento do corpo na realização de uma tarefa sobre a plataforma de forças. O dado CoP é mensurado por uma plataforma de forças. A plataforma de forças consiste numa placa dotada de sensores de força que medem as três componentes da Força ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ), bem como os momentos de força ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ). O CoP é definido por duas coordenadas na superfície da plataforma, identificadas em relação à orientação do sujeito, na direção Antero-Posterior (AP) e Médio-Lateral (ML) (Freitas & Duarte, 2006).

Embora os conceitos de CoP e CG possam ser diferentes, estas variáveis apresentam variações semelhantes.

Se considerarmos que a projeção no plano horizontal do centro de gravidade (CG) nos dá a posição corporal e que a medida do CoP reflete as oscilações corporais (tendo sido definido como o produto da resposta neuromuscular ao controlo do centro de gravidade (Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996), poderemos considerar que o CoP pode ser útil para uma avaliação qualitativa e quantitativa do controlo postural.

Embora o CoP não seja considerado uma medida direta das oscilações do corpo, ao permitir localizar as forças exercidas na BOS, torna possível depreender as oscilações ocorridas. Esta possibilidade faz com que o CoP seja uma medida frequentemente utilizada para o estudo e análise do equilíbrio (Duarte & Freitas, 2010).

### **1.1.6 Avaliação do Controlo Postural através da Posturografia**

A posturografia pode ser entendida como uma técnica em que é medida a oscilação corporal ou outra variável relacionada com esta oscilação. Esta técnica subdivide-se em posturografia estática, quando é analisada uma postura ereta quási-estática, e posturografia dinâmica, quando a análise recai

sob a resposta de uma perturbação aplicada ao sujeito avaliado (Duarte, 2000). No âmbito deste estudo foi abordada a posturografia estática.

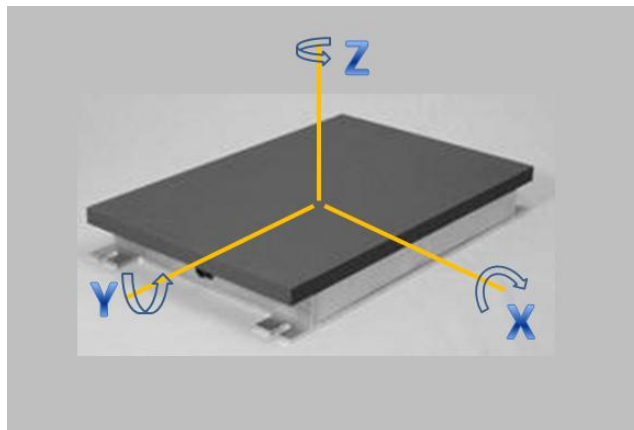


Figura 3 - Representação de uma plataforma de força e eixos de medida

### *Padronização da Posturografia*

Para garantir uma correta aquisição dos dados de controlo postural, através da plataforma de forças, devem ser tomadas algumas precauções. Atualmente, aspetos como a frequência de aquisição, o período de aquisição e o número de tentativas são tomados em consideração aquando da aquisição dos dados (Freitas et al., 2006).

#### a) A frequência de aquisição

A frequência de aquisição do sinal do CoP utilizada depende do tipo de tarefa investigada. Contudo, devido às frequências do ruído presentes, os autores Freitas e Duarte (2006) referem que são frequentemente utilizados 100 amostras por segundo (100Hz) na aquisição do CoP.

#### b) Número de tentativas

A posturografia apresenta alguma variabilidade nas medidas utilizadas o que pode desfavorecer a interpretação dos dados recolhidos. Se, por um lado, um elevado número de repetições pode provocar um efeito de aprendizagem que resultará numa redução da oscilação corporal, por outro poderemos estar a induzir um estado de fadiga que levará inevitavelmente a um aumento da oscilação corporal (Freitas et al., 2006). De forma geral recomenda-se cerca de três repetições sejam avaliadas (Corriveau, Hébert, Prince & Raïche, 2001; Freitas et al., 2006; Haas & Whitmarsh, 1998).

#### c) Duração das tentativas

A escolha da duração das tentativas é variável e depende do tipo de tarefa avaliada. Usualmente, é recomendado que a duração da avaliação na postura ereta quieta seja de um a dois minutos (Carpenter, Frank, Winter, & Peysar, 2001; Lafond, Corriveau, Hébert, & Prince, 2004). Um tempo de aquisição muito curto na postura ereta quieta, como menos de 60 segundos, pode levar a conclusões erradas, devido à grande variabilidade e não estacionariedade do sinal CoP (Carpenter, et al., 2001; Freitas & Duarte, 2006). Por outro lado, um período de tempo superior a 1 minuto poderá ser demasiado longo para o sujeito avaliado permanecer na posição bipedal, promovendo a fadiga e alterando, assim, os dados obtidos (Duarte & de Freitas, 2010).

#### d) Posição dos pés na plataforma de forças

A BOS corresponde ao polígono formado pelos limites laterais dos pés, normalmente associado a um trapézio. A estabilidade do corpo na postura ereta é proporcional à Área da BOS. Assim, com um aumento da Área da BOS, espera-se um aumento da estabilidade do participante. Esta estabilidade pode ser conseguida pela diminuição da oscilação corporal ou pelo aumento dos limites de estabilidade (máximo deslocamento do corpo para qualquer direcção, AP ou ML) (Duarte & Freitas, 2010).

Esta pode ser estabelecida relativamente à posição dos pés, ao afastamento dos calcanhares e  $\alpha$  BOS. Contudo, ao padronizar a posição dos

pés, estaremos a esquecer as características individuais de cada sujeito, promovendo a adoção de ajustes posturais diferentes, causados pela nova posição dos pés (Chiari, Rocchi & Cappello, 2002). O avaliador deve solicitar ao avaliado que adote uma posição confortável e assegurar que a posição dos pés não ultrapassa a largura dos ombros (Freitas et al., 2006).

e) Distância do campo visual

Durante a avaliação do controlo postural é comum solicitar ao sujeito avaliado que visualize uma referência colocada na parede. Geralmente, esta referência é colocada à altura dos olhos do sujeito avaliado e a uma distância horizontal padronizada (Freitas et al., 2006). Stoffregen, Pagulayan, Bardy, & Hettinger (2000) consideram que a estabilidade postural é influenciada pela distância entre os olhos e o campo visual. Esta distância deverá ser conhecida, pois outros fatores relacionados com os estímulos dentro do campo visual poderão interferir na estabilização da postura (Freitas et al., 2006).

f) Condições ambientais

A avaliação postural pode ser feita em vários locais, sendo, no entanto, necessário controlar as condições ambientais. Variáveis como a iluminação e os ruídos sonoros, bem como outras circunstâncias, devem ser tidas em linha de conta. Atualmente sabe-se que a atenção do indivíduo é um fator que interfere na avaliação do controlo postural (Freitas et al., 2006).

*Análise das Flutuações do CoP*

Através da plataforma de forças e da recolha do CoP nas direções AP e ML é possível calcular variadíssimas variáveis relacionadas com as oscilações posturais. No entanto, apesar de ser comum utilizar a plataforma de forças e a medida CoP, parece não haver consenso sobre que variáveis considerar para a avaliação do Controlo Postural (Freitas et al., 2006).



### *Análise Tradicional do CoP*

É frequente encontrar abordagens lineares de variáveis calculadas com base nas medidas do CoP nos eixos AP e ML. Godinho (2006) no estudo dos parâmetros que caracterizam o comportamento postural é possível visualizar alguns dos parâmetros encontrados na literatura.

#### *1.1.6.1 Análise não linear do CoP*

Nota-se um crescente interesse pelos conceitos como variabilidade, complexidade e as ferramentas não lineares (Pakenas, Junior & Pereira, 2007), estes conceitos têm aberto novos caminhos no estudo das disfunções do movimento humano (Harbourne & Stergiou, 2009).

A maioria dos sistemas existentes na natureza são complexos, dinâmicos e não lineares, ou seja, podem apresentar resultados considerados “instáveis” uma vez que variam com o tempo. O organismo humano reflete a variabilidade que surge da interação do organismo com o meio ambiente, apesar de serem aparentemente aleatórios (Harbourne & Stergiou, 2009; Rhea, et al., 2011).

As ferramentas não lineares introduzem novos conceitos de análise, onde é estudada a ordem inerente a um conjunto de dados aparentemente aleatórios. Este tipo de análise dá-nos informação adicional, acerca da estrutura da variabilidade e complexidade da oscilação corporal, que descreve a evolução do movimento ao longo do tempo (Harbourne & Stergiou, 2009).

A grande evolução na utilização destes métodos relaciona-se com a possibilidade de avaliar sistemas complexos, calculando e quantificando variáveis como a previsibilidade, a regularidade, a ordem e a complexidade (Harbourne & Stergiou, 2009). Avaliar o grau destas quatro variáveis, tem provado ser a ferramenta mais útil e valiosa no estudo da saúde humana (Rhea et al., 2011).

A variabilidade do movimento é inerente ao indivíduo, sendo tanto intra como inter-individual e pode estar associado à extrema complexidade e

redundância de organização do movimento (Rondano, 2008). A variabilidade associada ao movimento humano é uma condição necessária para o desenvolvimento da acção motora, reflectindo as múltiplas opções de movimento disponíveis, para integrar estratégias posturais. Assim, a informação proveniente da variabilidade do movimento não é apenas aleatória, mas também informativa do estado de saúde do sistema, das suas evoluções, e da sua flexibilidade e adaptabilidade a alteração das suas condições externas (Harbourne & Stergiou, 2009; Rondano, 2008). Donker, Roerdink, Greven, & Beek (2007) referem que da variabilidade num padrão de movimento, geralmente, indica um comportamento menos cooperativo entre os componentes subjacentes ao sistema de controlo. Menor variabilidade indica comportamento altamente estável e cooperativo.

Controlo postural humano proporciona uma oportunidade única para testar como o determinismo e ruído influenciam um sinal fisiológico, porque o controlo da postura ereta requer a integração de uma variedade de sinais sensoriais e a contração coordenada de numerosos músculos (Rhea, et al., 2011; Ting, et al., 2009).

Estudos recentes sugerem que a maior regularidade das trajetórias do CoP são indicativas de maior envolvimento cognitivo na tarefa de manter o corpo em equilíbrio, indicando assim menor grau de automatismo no CP (Donker, et al., 2007; Roerdink, et al., 2006).

Num estudo de Roerdink, et al. (2006) verificou-se que participantes que sofreram um ataque cardíaco apresentaram trajetórias de CoP mais regulares que em indivíduos saudáveis da mesma idade, e que durante o processo de recuperação dos pacientes, estas trajetórias tornavam-se progressivamente menos regulares. Estes dados levam a acreditar que a doença no ser humano leva a uma perda de complexidade e um aumento do grau de regularidade, já que regularidade das trajetórias do CoP está positivamente relacionada com a quantidade de atenção implicada no CP. Uma diminuição da complexidade ou regularidade de uma série temporal fisiológica é indicativo de uma diminuição da salubridade ou da eficácia fisiológica do sistema de controlo (Donker, et al., 2007; Pincus & Goldberger, 1991), assim sendo podemos falar de regularidade patológica versus complexidade saudável (Costa et al., 2002).

Uma das formas de quantificar o movimento do corpo é a gravação dos dados das séries temporais, resultantes da aplicação dos testes na plataforma de forças e posterior aplicação dos métodos não lineares (Deffeyes, Harbourne, Stuberger, & Stergiou, 2011).

Um método para quantificar a regularidade das séries temporais é a análise da entropia aproximada (EnAp) (Richman & Moorman, 2000; Donker, et al., 2007). EnAp foi desenvolvida por Pincus & Golberger (1991) como uma medida de complexidade para séries temporais, onde a complexidade é definida como sendo baixa para as séries cronológicas com um respetivo padrão ou elevada para uma variável aleatória, e intermédio para os sistemas com dinâmica caótica. EnAp é sensível aos índices de regularidade de uma dada série de temporal, e é usada para analisar sistemas complexos, determinísticos e aleatórios (Pincus & Golberger, 1991). Esta medida é sensível à dinâmica do sistema, apresenta um forte potencial de utilidade em variáveis médicas que alteram o controlo fisiológico ou a dinâmica do motor (Deffeyes, et al., 2011; Cavanaugh et al., 2007).

Um baixo valor de EnAp reflete um elevado grau de regularidade (Pincus & Golberger, 1991; Deffeyes, et al., 2011; Costa et al., 2003). No estudo de Deffeyes, et al. (2011), uma diminuição na EnAp é interpretada como uma diminuição da eficácia de controlo postural.

Outra das variáveis não lineares para quantificar a variabilidade do CoP é o Expoente de Lyapunov (eLy), que fornece uma medida de estabilidade local de um sistema dinâmico, isto é, a sensibilidade do sistema para as condições iniciais ou a sua resistência a pequenas perturbações internas, tais como as flutuações naturais que ocorrem durante a manutenção da postura ereta, adquirindo uma informação importante sobre a estabilidade do sistema neuromuscular (Harbourne & Stergiou, 2003; Yamada, 1995). Esta variável quantifica a divergência exponencial ou convergência de trajetórias inicialmente próximas, em espaços temporais. Se os valores desta variável são positivos, quer dizer que estamos perante um caos determinístico, isto é, uma forma de variabilidade subjacente à estrutura dinâmica não-linear, ou completa aleatoriedade, o que implica que pontos próximos divergem rapidamente, refletindo a instabilidade local e falta de previsibilidade. O que significa que para um sistema instável, o eLy será positivo e relativamente elevado em

termos de valor (por exemplo, 0,469 para os dados aleatórios). Num sistema estável, o valor do eLy com pouca ou nenhuma divergência será zero (por exemplo, onda senoidal). Assim consideramos que quanto maior o eLy maior serão as divergências nas trajetórias do movimento (Deffeyes, et al., 2009).

Num estudo sobre a análise das oscilações do CoP verificou-se que o eLy foi a única variável que demonstrou diferenças significativas entre crianças saudáveis e crianças que apresentavam atrasos de desenvolvimento motor (Deffeyes, et al., 2009). No mesmo estudo concluiu-se que o eLy apresenta valores mais elevados para crianças mais desenvolvidas, indicando menos repetições de padrões de coordenação.

Numa perspectiva clínica, Deffeyes et al., (2009) considera que valores de eLy mais elevados são sinónimo de uma maior diversidade de estratégias de controlo motor, que estará associada a uma CP mais saudável.

Por fim a última variável em estudo para quantificar a variabilidade do CoP é a Autocorrelação (AuCorr). Esta variável indica por quanto tempo o valor da série num determinado instante depende dos valores prévios. Em outras palavras, a AuCorr mede o grau de semelhança existente na série à medida que o tempo passa. Algumas vezes, uma série temporal repete padrões ou apresenta algumas propriedades pelas quais os valores prévios tem uma relação com os valores futuros (Corrêa, 2006).

Quanto maior for o valor desta variável maior será a dependência entre os fatores, maior regularidade (Corrêa, 2006).

O comportamento descendente e lento dos coeficientes de AuCorr e a elevada EnAp sugerem normalidade.

## **1.2 Gravidez**

A caracterização do CP em grávidas no último trimestre de gravidez e no primeiro trimestre pós-parto é uma importante ferramenta para a introdução de um trabalho específico na prevenção de alterações que poderão diminuir o risco de quedas.

Nos últimos anos vários estudos tem demonstrado que a prática de exercício físico durante a gravidez saudável proporciona inúmeros benefícios para a saúde da mulher, sobretudo a nível do controlo do peso, da manutenção ou melhoria da condição física, do controlo e prevenção da diabetes, da prevenção de lombalgias e diminuição das alterações posturais, da redução da perda de flexibilidade, e da melhoria do controlo emocional e mental (SMA statement, 2002; Davies, Wolfe, Mottolla, & Mackinnon, 2003; Dumas, Reid, Wolfe, Griffin, & McGrath, 1995)

### **1.2.1 Modificações fisiológicas provocadas pela gravidez**

#### *1.2.1.1 Sistema musculoesquelético*

Os músculos abdominais são alongados, chegando ao seu limite no final da gestação. A influência hormonal sobre os ligamentos é profunda, reduzido a força de tensão sobre os ligamentos e aumentando a mobilidade das estruturas articulares suportadas pelos ligamentos. Ocorre uma hipermobilidade articular como resultado da frouxidão ligamentar, predispondo o sujeito para lesões ligamentares e articulares (Heckman & Sassard, 1994). Esta alteração está relacionada com a produção da hormona relaxina. O que permite que a sínfise

púbica e a articulação sacro-iliaca se tornem mais flexíveis no momento da passagem do feto (Moccellin, 2011; Borg-Stein, Dugan & Gruber, 2005; Artal & Toole, 2003).

#### 1.2.1.2 *Alterações anatómicas*

Durante aproximadamente 38 semanas de gravidez, o crescimento e desenvolvimento do útero provocam alterações na forma, no tamanho e na inercia da gestante. O aumento do útero, das mamas, do volume sanguíneo e a retenção hídrica são responsáveis pelo peso ganho durante a gestação. A média recomendada de ganho de peso durante esse período é de 10-12 kg, podendo haver uma grande variação, observando-se que apenas 30-40% das gestantes ganham peso dentro do esperado (Rossner, 1997) Aproximadamente metade desse peso é ganha na área abdominal anterior à linha de gravidade, (Si & Eco, 2007) este facto contribui para um aumento da instabilidade postural (Jang-Hsiao & Hsiao-Wecksler, 2008).

### **1.2.2 Gravidez e controlo postural**

No decorrer dos três trimestres de gestação, as alterações que ocorrem na forma e no tamanho no corpo da gestante, devido ao aumento da massa corpórea e das dimensões do corpo, podem afetar a estabilidade, a mobilidade e o controlo dos movimentos durante esta fase (McCroory et al., 2010).

Metade da massa corpórea está presente na região abdominal, anterior à linha da gravidade, deslocando o CG anteriormente, provocando instabilidade postural no corpo (Mochizuki & Amadio, 2006), com possível acentuar da lordose lombar, e da anteversão pélvica.

O controlo postural tem como objetivo manter o corpo dentro da base de suporte, reduzindo para isso as oscilações do CoM e do CoP (Mochizuki & Amadio, 2006). O CoM representa a grandeza de oscilação do corpo, enquanto o CoP representa a combinação entre o CoM e a resposta neuromuscular ao deslocamento do CoM. (Mochizuki & Amadio, 2006; Prieto, 1996; Duarte, 2000). Os dados do CoP adquiridos podem ser visualizados de duas

formas: por um estatocinesigrama ou por um estabilograma, que representa as deslocções antero-posteriores (AP) e médio-laterais (ML) do CoP.

As repercussões da gravidez no sistema músculo-esqueléticos resultam em desconfortos na região do tronco e nos membros inferiores (Heckman & Sassard, 1994) que podem levar à posição imperfeita dos pés das gestantes, algias na coluna e nos membros inferiores, provocar mudanças na marcha e, até mesmo, impotência funcional para alguns movimentos. Portanto, as repercussões da gravidez no sistema músculo-esquelético resultam em grandes ajustes da postura estática e dinâmica da mulher. A manutenção do equilíbrio na postura ereta é tarefa complexa, além de se tratar de uma tarefa comum na vida diária, sendo, portanto, de grande importância o estudo das implicações que as desordens posturais podem desencadear (Duarte & Zatsiorsky, 2000). Por isso é importante considerar alguns pontos importantes na análise do equilíbrio, como a altura do CG, o tamanho da BOS e utilização dos sistemas sensoriais (vestibular, somatosensorial, visual), o aumento do peso. (Mann et al., 2010)

Segundo Butler et al., (2006) o equilíbrio durante o segundo e terceiro trimestre de gestação foi diminuído ao ser analisada a influência da visão, o que significa que a ausência de visão pode provocar um aumento das oscilações do corpo. As alterações na altura do CG e a frouxidão ligamentar característica desta altura pode provocar um aumento das oscilações, movendo o CoM para a frente, sendo necessário dar uma resposta neuromuscular à primeira articulação a realizar o controlo do corpo (tornozelo), no sentido de diminuir as oscilações. (Butler, Colón, Druzin & Rose, 2006)

O ganho de peso, principalmente na zona do abdómen, associado à gestação, faz com que o corpo de desloque para a frente, podendo ocorrer a ativação do torque do tornozelo, para recuperar o equilíbrio. (Duarte, 2000) Relacionado com o ganho de peso estão também as funções sensoriais, ou seja, pode ocorrer uma diminuição da sensibilidade cutânea, conseqüentemente a captação de informação sensorial é reduzida, causando ainda mais instabilidade (Hue et al, 2007). Jang (2008) e evidenciaram um aumento da base de suporte do corpo como estratégia do sistema de controlo postural para manter a estabilidade corporal e evitar quedas. o risco de quedas,

durante a gravidez, apresenta um risco associado comparável ao risco observado para indivíduos idosos (McCrory et al., 2010).



## **2. Objetivos**

## 2.1 Objectivo Geral

Caracterização do Perfil de Controlo Postural em Grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o primeiro trimestre pós-parto, através de Métodos Não Lineares.

## 2.2 Objectivos Específicos

- Verificar se existem diferenças entre os grupos G1 (das 38 semanas até ao parto) e G2 (4 semanas a 8 semana após o parto); G3 (das 34 semanas até ao parto) e G4 (do parto às 12 semanas); G5 (entre as 29 e as 34 semanas) e G6 (entre as 34 e as 41 semanas); G7 (4 a 8 semanas após o parto) e G8 (8 a 16 semanas após o parto), quanto às variáveis de Controlo Postural e da BOS.
- Verificar se existe relação entre a Área da BOS e as medidas de Controlo Postural.

## 2.3 Formulação das Hipóteses de Estudo

As hipóteses de investigação que tentámos clarificar foram as seguintes:

**Hipótese 1** – As gestantes do G1 apresentam diferenças significativas quanto às variáveis da BOS (área da BOS e  $\alpha$  BOS), quando comparados com as gestantes do G2.

**Hipótese 2** – As gestantes do G3 apresentam diferenças significativas quanto às variáveis da BOS (área da BOS e  $\alpha$  BOS), quando comparados com as gestantes do G4.

**Hipótese 3** - Sujeitos do G5 apresentam diferenças significativas quanto às variáveis da BOS (área da BOS e  $\alpha$  BOS), quando comparados com sujeitos do G6.

**Hipótese 4** – As gestantes do G7 apresentam diferenças significativas quanto às variáveis da BOS (área da BOS e  $\alpha$  BOS), quando comparados com as gestantes do G8.

**Hipótese 5** – As gestantes do G1 apresentam diferenças significativas quanto à variável da base de suporte MFW, quando comparados com as gestantes do G8.

**Hipótese 6** – Os sujeitos do grupo pré-parto (G1, G3, G5 e G6) apresentam diferenças significativas quanto à variável EnAp quando comparados com os sujeitos do grupo pós-parto

**Hipótese 7** – Os sujeitos do grupo pré-parto (G1, G3, G5 e G6) apresentam diferenças significativas quanto à variável eLy quando comparados com os sujeitos do grupo pós-parto

**Hipótese 6** – Os sujeitos do grupo pré-parto (G1, G3, G5 e G6) apresentam diferenças significativas quanto à variável AuCorr quando comparados com os sujeitos do grupo pós-parto

## **3. Metodologia**

### 3.1 Desenho do Estudo

Este é um estudo do tipo descritivo onde se pretende estimar o comportamento de parâmetros de Controlo Postural, através da análise das oscilações do CoP, utilizando técnicas de análise não lineares.

Pretende-se dar um passo importante na investigação, criando uma retrato da situação, de onde poderão surgir novas hipóteses e recomendações a serem consideradas em estudos futuros sobre esta temática.

### 3.2 Amostra

#### 3.2.1 Processo Amostral

A presente amostra é composta pelas gestantes que concordaram em participar no estudo, após conhecimento dos objetivos da mesma, através do termo de consentimento livre e esclarecido, de acordo com os seguintes critérios de elegibilidade:

- Grávidas a partir das 29 semanas de gestação;
- Inexistência de patologias que comprometam o SCP, sendo que nenhuma das participantes foi excluída;
- As grávidas foram contactadas diretamente nos cursos de preparação para o parto;
- Que não tenham associada prática específica de trabalho de equilíbrio/atividade física sistemática.

#### 3.2.2 Constituição da Amostra

A amostra foi constituída por 20 participantes grávidas, idade  $33 \pm 3$  anos, altura  $165 \pm 0,04$  cm; peso  $69 \pm 11$  Kg) considerando os critérios de elegibilidade mencionados anteriormente. A amostra está dividida em oito

grupos: grupos G1 (das 38 semanas até ao parto) e G2 (4 semanas a 8 semana após o parto); G3 (das 34 semanas até ao parto) e G4 (do parto às 12 semanas); G5 (entre as 29 e as 34 semanas) e G6 (entre as 34 e as 41 semanas); G7 (4 a 8 semanas após o parto) e G8 (8 a 16 semanas após o parto)

No Quadro temos uma caracterização da amostra (Média  $\pm$  DP) quanto à idade, altura e peso.

**Quadro 3 - Caracterização da amostra quanto à idade, altura e peso (Média  $\pm$  DP)**

	<b>Total</b>
Idade (anos)	33 $\pm$ 3
Altura (cm)	165 $\pm$ 0,04
Peso (Kg)	69 $\pm$ 11

Aos participantes deste estudo foi solicitada, a leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Informado consoante o Apêndice 1, elaborado de acordo com as recomendações da “Declaração de Helsínquia”, da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964).

## 3.3 Variáveis de Estudo

### 3.3.1 Variáveis independentes

As variáveis independentes são em número de três e estão resumidas na tabela seguinte:

Quadro 1 – Tabela descritiva das variáveis independentes em estudo

Variável	Escalada de Medida	Nível	Descrição
Pré-parto/Pós-parto	Nominal Dicotômica	2	1 – G1, G3, G5 e G6 2 – G2, G4, G7 e G8
Informação sensorial	Nominal Dicotômica	3	BOA – Bipedal Olhos Abertos BOF – Bipedal Olhos Fechados UA – Unipedal Olhos Abertos

### 3.3.2 Variáveis dependentes

Neste estudo foram estudadas seis variáveis dependentes, sendo que duas estão relacionadas com a BOS dos sujeitos avaliados e as restantes quatro com análises não lineares das deslocações do CoP.

Quadro 2 - Tabela descritiva das variáveis dependentes em estudo

Base de Suporte (BOS)		Análise Não Linear da Deslocação CoP	
Variável	Escala de Medida	Variável	Escala de Medida
Área da BOS	Quantitativa Contínua	EnAp_AP	Quantitativa Contínua
$\alpha$ BOS	Quantitativa Contínua	EnAp_ML	Quantitativa Contínua
MFW	Quantitativa Contínua	eLy_AP	Quantitativa Contínua
		eLy_ML	Quantitativa Contínua
		AuCorr_ML	Quantitativa Contínua
		AuCorr_AP	Quantitativa Contínua

### 3.4 Procedimentos

#### 3.4.1 Termo de Consentimento Livre e Informado

Através da leitura do Termo de Consentimento Livre e Informado (Apêndice 1) as gestantes da amostra concordaram em participar no estudo, ficando cientes dos testes que teriam de efectuar e comprometendo-se a colaborar em todas as tarefas. Este termo, assinado por cada um dos participantes, esclarece os objectivos do estudo e solicita a autorização dos dados, garantindo um carácter sigiloso e permitindo que em qualquer momento durante o teste o participante possa desistir sem qualquer penalização.

#### 3.4.2 Medição do Peso e Altura

Para a medição do peso foi utilizada a plataforma de forças BERTEC CORPORATION, modelo 4060-10 e número de série 3110021041202526 (Made in USA) em conjunto com um Amplificador BERTEC Modelo AM6800 (Made in USA) tendo sido utilizada a saída digital através de USB. O peso de cada indivíduo foi recolhido a pé descalço, na posição bipodal estática em cima da plataforma de forças, através do Software ACQ Digital Acquire 1.4.7.

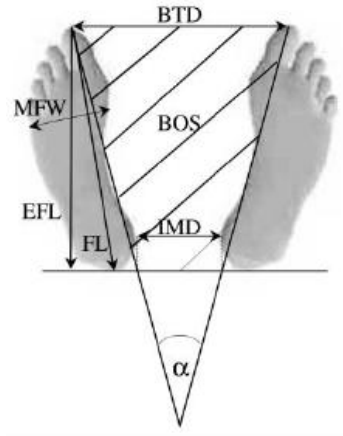
A altura dos sujeitos foi mensurada através de um estadiómetro, colocando o bordo móvel do estadiómetro junto à cabeça, comprimindo o cabelo, medido a distância entre a planta dos pés e o vertex.

#### 3.4.3 Base de Suporte (BOS)

Os cálculos relacionados com a BOS consistem numa técnica apresentada por Chiari, et al. (2002) e utilizada num de estudo de Rocchi, Chiari, & Cappello (2004) que quantifica diferentes variáveis relacionadas com



a posição dos pés, tais como a Área da BOS e  $\alpha$  BOS. Para tal é efectuado um registo da posição dos pés adotada pelos participantes onde se calcula a Área da BOS e  $\alpha$  BOS. Estas variáveis são consideradas importantes e sugeridas por Chiari, et al. (2002) como uma forma de controlar a posição dos pés em qualquer protocolo experimental realizado numa plataforma de forças.



**Figura 4 – Representação da Área da Base de Suporte através da disposição dos pés (Chiari, et al., 2002).**

Legenda: Medidas antropométricas dos pés: Comprimento do pé (FL), Largura máxima do pé (MFW). Medidas da posição dos pés: Distância entre os dedos grandes (BTD), Distância intermaleolar (IMD), Comprimento efetivo do pé (EFL). Medidas calculadas: Área da base de suporte (Área da BOS) e Ângulo formado entre os pés ( $\alpha$  BOS).

De acordo com Chiari, et al. (2002), para o cálculo da Área da BOS é utilizada a seguinte fórmula:

$$Bos = \left( \frac{BTD + IMD}{2} \right) \times EFL$$

O  $\alpha$  BOS é calculado através da fórmula indicada por Chiari, et al.(2002):

$$\alpha = 2 \cdot \text{tg}^{-1} \times \left( \frac{BTD - IMD}{2 \cdot EFL} \right)$$

Assim, considerando a importância referida por Chiari, et al. (2002), foi efectuado o cálculo da Área da BOS e do  $\alpha$  BOS de cada sujeito avaliado.

Para este procedimento colocaram-se quatro folhas A4 na base da plataforma para possibilitar o registo. Foi pedido a cada sujeito para escolher uma posição confortável em cima da plataforma de forças, dando oportunidade para reajustar a mesma se necessário e não deixando que a largura dos pés ultrapassasse a largura dos ombros. Após definida a posição dos pés, procedeu-se à marcação da mesma que registou os contornos de ambos os pés.

De forma a possibilitar o manuseamento informático destes dados, cada registo da posição dos pés foi fotografado com uma máquina FUJIFILM corporation, Modelo A100, resolução de 10 pixéis de cor no modo de Flash Automático.

Calcularam-se as variáveis sugeridas por Chiari, et al. (2002) para cada uma das imagens, através de uma rotina de MATLAB ® (*R2009B, versão 7.9.0.529 64-Bit, 12 de Agosto de 2009*) (Apêndice ).

### **3.4.4 Aquisição dos Centros de Pressão (CoP)**

A recolha das posições dos centros de pressão nos eixos AP e ML foi efectuada através da plataforma de forças BERTEC CORPORATION, referenciada anteriormente.

Para o armazenamento da informação foi utilizado um computador portátil Compaq Presario CQ60 Notebook PC Processador Intel(R) Pentium(R) Dual CPU T3400 @ 2.16GHz com o sistema operativo Windows 7 Premium e Software ACQ Digital Acquire 1.4.7.

De forma a garantir a correcta aquisição e uniformizar o protocolo, foram tomadas algumas precauções.

Foi realizado uma prova experimental que consistiu na posição bipedal estática com os olhos abertos. Posteriormente foram realizados dois testes na condição de olhos abertos e dois na condição de olhos fechados. O número de repetições foi decidido com base na recomendação de vários autores, que referem que se deve avaliar cerca de três repetições (Corriveau, et al., 2001; Freitas et al., 2006; Haas & Whitmarsh, 1998). Contudo, de acordo com os mesmos autores, de forma a evitar a fadiga, no segundo teste apenas se realizaram duas repetições, uma vez que foi considerado que poderíamos estar a promover a acumulação de fadiga das repetições anteriores.

Cada teste teve uma duração de precisamente 60 segundos, iniciada no momento em que o sujeito se apresentava numa posição aparentemente estática e terminando na interrupção da captura de dados da plataforma. A duração do teste está de acordo com as recomendações de Lafond, et al. (2004), tendo em linha de conta a amostra em estudo. Testes de maior duração poderiam induzir fadiga nos sujeitos, causando assim um aumento da oscilação corporal (Duarte & Freitas, 2010). Entre cada uma das recolhas realizou-se um intervalo de 60 segundos.

Foi solicitado aos sujeitos que visualizassem uma referência fixa na parede em frente da plataforma de forças à altura dos olhos dos participantes. A distância horizontal entre a plataforma e a referência visual foi de 1 metro, ficando assim padronizada para todos os indivíduos. Esta padronização está de acordo com Freitas & Duarte (2006) que refere que esta distância deverá ser conhecida.

Para garantir as mesmas condições ambientais, a sala onde decorreram os testes manteve sempre o mesmo nível de luminosidade artificial e todas as portas e estiveram fechadas durante os testes de forma a eliminar os ruídos sonoros.

### **3.4.5 Aquisição dos Parâmetros Não Lineares**

Para o cálculo da EnAp, eLy e AuCorr foi utilizada uma rotina de MATLAB realizada para o efeito (Apêndice 2).

### 3.5 Recolha de dados

Os dados foram recolhidos entre os dias 18 de abril de 2011 e 27 de fevereiro de 2012, numa sala no Pavilhão da Universidade de Évora. Participaram gestantes pertencentes ao Curso de Preparação para o Parto no Everybody Health&FitnessClub e Ritmus Health Club em Évora e ao Curso de Preparação para o Parto da Unidade de Saúde Familiar Planície do Centro de Saúde de Évora.

Para a recolha dos dados procedeu-se ao preenchimento do Termo de Consentimento Livre e Informado (Apêndice 1), medição do peso e altura, e realização dos testes de controlo postural na plataforma de forças.

Todos os testes foram realizados no mesmo local e sob condições semelhantes, cumprindo com os procedimentos definidos anteriormente e pela seguinte ordem:

1. Apresentação e preenchimento do Termo de Consentimento Livre e Informado;
2. Recolha dos dados Antropométricos e da BOS;
3. Realização dos testes de controlo postural.

### 3.6 Análise Estatística

Para o tratamento estatístico foi utilizado o PASW STATISTICS (versão 18.0 de 30 Julho, 2009).

Os dados obtidos na primeira repetição de olhos abertos, considerado como período experimental não foram usados para a análise estatística. Com a finalidade de obter um valor para cada teste, foi efectuada a média dos dados obtidos nas duas repetições de cada condição experimental, constituindo este o valor da variável dependente (Donker, et al., 2007; Huang, 2009; Termoz, et al., 2008).

Foram utilizadas as seguintes técnicas da estatística descritiva que possibilitaram caracterizar a amostra estudada em função das variáveis seleccionadas: média e desvio padrão.

A análise das medidas descritivas e os testes aplicados foram antecedidos de uma análise exploratória das variáveis dependentes (Área da BOS,  $\alpha$  Bos e MFW), de forma a avaliar a normalidade da distribuição. Para tal recorreu-se ao teste de Shapiro-Wilk, uma vez que a amostra foi inferior a 30 gestantes.

A análise do pressuposto da normalidade da distribuição levou-nos a aceitar a hipótese de que a distribuição é normal para Área da BOS,  $\alpha$  Bos e para a variável MFW. Quanto à variável  $\alpha$  BOS, não segue um padrão normal, por isso utilizámos o teste não-paramétrico Mann-Whitney-U.

Para o estudo das hipóteses 1, 2, 3, 4 e 5 foi aplicado o t-test para amostras independentes, comparámos os grupos G1 e G2, G3 e G4, G5 e G6, G7 e G8, G1 e G8 quanto à sua variância.

No estudo das variáveis do controlo postural voltamos a utilizar a análise das medidas descritivas para a EnAp\_ML, EnAp\_AP, eLy\_ML, eLy\_AP, AuCorr\_ML e AuCorr\_AP possibilitou caracterizar a amostra estudada em função das variáveis média e desvio-padrão. Para avaliar a normalidade da distribuição recorreu-se ao teste de Shapiro-Wilk.

Foi considerado um nível de significância para a rejeição das hipóteses nulas, em todos os testes estatísticos aplicados, de  $p \leq 0,05$ , isto é, com um intervalo de confiança de 95%.

## **4. Apresentação de Resultados**

---

### 4.1 Área da Base de Suporte

Os dados foram analisados por meio de teste paramétricos após a aplicação do teste de normalidade Shapiro-Wilk e do teste não-paramétrico Mann Whitney-U. O teste estatístico aplicado foi o t-test para amostras independentes.

#### 4.1.1 Diferenças entre G1 e G2

No que concerne à hipótese 1 (onde se procurou encontrar diferenças significativas quanto à variável Área da BOS e  $\alpha$  BOS entre grupos) verificou-se que G2 apresentam em média, valores ligeiramente mais elevados de Área da BOS (M = 412.09, DP = 29.68), que o G1 (M = 407.95, DP = 125.95). Após a análise estatística verifica-se que não há diferenças significativa  $t = -0.077$ ,  $p = 0.94$ . Estes resultados apontam que as gestantes no pré-parto e no pós-parto utilizam a mesma área da BOS.

Quanto à variável  $\alpha$  BOS entre o G1 e G2, verificou-se que sujeitos do G1 apresentam em média, valores ligeiramente mais elevados de  $\alpha$  BOS (M=19,57, DP=6,26) do que G2 (M=15,36, DP=5,13). Esta diferença não é significativa  $t=1,472$ ,  $p=1,164$ . Não sendo encontradas diferenças significativas, assume-se que  $\alpha$  BOS é sensivelmente o mesmo para G1 e G2.

#### 4.1.2 Diferenças entre G3 e G4

Relativamente à hipótese 2 (onde se procurou a existência de diferenças significativas de Área da BOS e  $\alpha$  BOS entre sujeitos G3 e G4) verificou-se que as gestantes do G3, apresentam em média, valores mais baixos de Área da BOS (M = 361.77, DP = 137.75) do que o G4 (M = 391.35, DP = 110.09). Esta diferença não é significativa  $t = -0.556$ ,  $p = 0.584$ . Não encontrando diferenças significativas, assume-se que a Área da BOS é sensivelmente a mesma para ambos os grupos.

Relativamente à variável  $\alpha$  BOS entre o G3 e G4, verificou-se que sujeitos do G3 apresentam em média, valores mais elevados de  $\alpha$  BOS (M=29,68, DP= 33,75) do que G4 (M=12,68, DP=10,91). Esta diferença não é

## Apresentação de Resultados

---

significativa  $p=0,123$ . Não sendo encontradas diferenças significativas, assume-se que  $\alpha$  BOS é sensivelmente o mesmo para G3 e G4.

### 4.1.3 Diferenças entre G5 e G6

Quanto à hipótese 3 (onde se procurou a existência de diferenças significativas de Área da BOS entre sujeitos G5 e G6) verificou-se que as gestantes do G5 apresentam em média, valores mais elevados de Área da BOS ( $M = 435.18$ ,  $DP = 85.16$ ) do que o G6 ( $M = 391.25$ ,  $DP = 98.81$ ). Esta diferença não é significativa  $t = 1.177$ ,  $p = 0.253$ . Não encontrando diferenças significativas, assume-se que a Área da BOS é sensivelmente a mesma para ambos os grupos.

Na variável  $\alpha$  BOS entre o G5 e G6, verificou-se que sujeitos do G5 apresentam em média, valores mais elevados de  $\alpha$  BOS ( $M=41,48$ ,  $DP= 2,83$ ) do que G6 ( $M=17,42$ ,  $DP=5,72$ ). Esta diferença não é significativa  $p=0,511$ . Não sendo encontradas diferenças significativas, assume-se que  $\alpha$  BOS é sensivelmente o mesmo para G5 e G6.

### 4.1.4 Diferenças entre G7 e G8

Relativamente à hipótese 4 (onde se procurou a existência de diferenças significativas de Área da BOS entre sujeitos G7 e G8) verificou-se que as gestantes do G7 apresentam em média, valores mais elevados de Área da BOS ( $M = 404.19$ ,  $DP = 94.14$ ) do que o G8 ( $M = 376.28$ ,  $DP = 113.75$ ). Esta diferença não é significativa  $t = 0.598$ ,  $p = 0.558$ . Não encontrando diferenças significativas, assume-se que a Área da BOS é sensivelmente a mesma para ambos os grupos.

No que relata à variável  $\alpha$  BOS entre o G7 e G8, verificou-se que sujeitos do G7 apresentam em média, valores mais elevados de  $\alpha$  BOS ( $M=16,40$ ,  $DP= 5,95$ ) do que G8 ( $M=11,83$ ,  $DP=11,90$ ). Esta diferença não é significativa  $p=0,292$ . Não sendo encontradas diferenças significativas, assume-se que  $\alpha$  BOS é sensivelmente o mesmo para G7 e G8.



### 4.2 Largura dos pés

#### 4.2.1 Diferenças entre G1 e G8

No que se relaciona com a hipótese 5, onde se pretendeu verificar a existência de diferenças significativas quanto à largura dos pés (MFW) em grávidas com 38 semanas ou mais de gravidez e passado 8 a 16 semanas no pós-parto (G1 e G8). Verificou-se que os sujeitos do G1 apresentam os seguintes valores: pé direito  $M=10,12$  e  $DP=0,18$  e pé esquerdo  $M=10,31$  e  $DP=0,84$ , quanto aos sujeitos do G8 os valores apresentados são, pé direito  $M=10,18$  e  $DP=0,12$  e pé esquerdo  $M=10,16$  e  $DP=0,12$ . Após a aplicação do t-test verifica-se que não há diferenças significativas entre os dois grupos (pé direito  $t=0,303$ ,  $p=0,765$  e pé esquerdo  $t=0,939$ ,  $p=0,362$ ). Não sendo encontradas diferenças significativas, assume-se que MFW não varia com as semanas de gravidez, nem no pós-parto.

### 4.3 Entropia Aproximada

Quadro 4 – Caracterização descritiva da EnAp para os grupos pré-parto e pós-parto

Componente	Grupo	Condições experimentais	Média	DP ( $\pm$ )	N
Antero-posterior	Pré-parto	Bipedal olhos abertos	0,79	0,64	76
		Bipedal olhos fechados	0,76	0,69	76
		Unipedal olhos abertos	0,75	0,54	76
		Total	0,76	0,63	228
	Pós-parto	Bipedal olhos abertos	0,39	0,16	74
		Bipedal olhos fechados	0,34	0,22	74
		Unipedal olhos abertos	0,35	0,11	74
		Total	0,36	0,17	222
Medio-lateral	Pré-parto	Bipedal olhos abertos	0,87	0,63	76
		Bipedal olhos fechados	0,81	0,68	76
		Unipedal olhos abertos	0,79	0,52	76
		Total	0,82	0,61	228
	Pós-parto	Bipedal olhos abertos	0,46	0,23	74
		Bipedal olhos fechados	0,41	0,30	74
		Unipedal olhos abertos	0,40	0,18	74
		Total	0,42	0,24	222

Analisando os valores de cada condição experimental no Quadro 4, verifica-se que a condição de olhos abertos no eixo ML foi a que apresentou valores de EnAp mais elevados (0,87). O teste bipedal de olhos fechados, no mesmo eixo (ML), também apresenta valores de EnAp superiores (0,81), quando comparada com o eixo AP das restantes condições experimentais. A EnAp revela-se mais elevada para o grupo pré-parto, para ambos os eixos, quando comparada com o grupo pós-parto.

Os valores de EnAp mais baixos foram apresentados pelo pós-parto para a componente AP.

### **4.3.1 Diferenças entre pré-parto e pós-parto**

Relativamente à hipótese 6, onde se previa analisar a existência de diferenças significativas quanto à variável EnAp entre os grupos pré-parto e pós-parto (G1, G3, G5 e G6) e pós-parto (G2, G4, G7 e G8), o que se veio a verificar para ambas as componentes ( $F= 86,53$  e  $p= 0,00$  para a componente AP;  $F= 83,55$  e  $p= 0,00$  para a componente ML). Assim sendo, podemos considerar que EnAp de sujeitos do pré-parto apresentam diferenças significativas quando comparados com sujeitos do pós-parto.

### 4.4 Expoente de Lyapunov

Quadro 5 – Caracterização descritiva da eLy para os grupos pré-parto e pós-parto

Componente	Grupo	Condição de teste	Média	DP ( $\pm$ )	N
Antero-posterior	Pré-parto	Bipedal olhos abertos	0,08	0,08	76
		Bipedal olhos fechados	0,08	0,06	76
		Unipedal olhos abertos	0,11	0,09	76
		Total	0,09	0,08	228
	Pós-parto	Bipedal olhos abertos	0,12	0,04	74
		Bipedal olhos fechados	0,13	0,04	74
		Unipedal olhos abertos	0,17	0,03	74
		Total	0,14	0,04	222
Medio-lateral	Pré-parto	Bipedal olhos abertos	0,17	0,16	76
		Bipedal olhos fechados	0,16	0,14	76
		Unipedal olhos abertos	0,20	0,12	76
		Total	0,18	0,14	228
	Pós-parto	Bipedal olhos abertos	0,23	0,14	74
		Bipedal olhos fechados	0,18	0,12	74
		Unipedal olhos abertos	0,30	0,17	74
		Total	0,24	0,15	222

Através da análise dos valores do Quadro 5 verifica-se que os valores de eLy mais elevados estão na condição unipedal de olhos abertos, na componente ML e em ambas as componentes para o pós-parto.

A condição bipedal de olhos abertos no mesmo eixo (ML) para o grupo pós-parto apresentou igualmente valores de eLy elevados (0,23). Estes resultados indicam valores de eLy mais elevados no eixo ML (pré-parto=0,09 e pós-parto=0,14), quando comparados com o eixo AP (pré-parto= 0,18 e pós-parto= 0,24).

#### 4.4.1 Diferenças entre pré-parto e pós-parto

Relativamente à hipótese 7, onde se previa analisar a existência de diferenças significativas quanto à variável eLy entre os sujeitos do pré-parto e do pós-parto, onde se verificou existirem diferenças significativas entre ambos os grupos para esta variável, tanto na componente AP como na ML, respetivamente,  $F = 63,35$  com  $p = 0,00$  e  $F = 18,96$  com  $p = 0,00$ .

## Apresentação de Resultados

### 4.5 Função de Autocorrelação

Quadro 6 – Caracterização descritiva da AuCorr para os grupos pré-parto e pós-parto

Componente	Grupo	Condição do teste	Média	DP ( $\pm$ )	N
Antero-posterior	Pré-parto	Bipedal olhos abertos	0,27	0,14	76
		Bipedal olhos fechados	0,31	0,16	76
		Unipedal olhos abertos	0,66	0,29	76
		Total	0,41	0,27	228
	Pós-parto	Bipedal olhos abertos	0,26	0,11	74
		Bipedal olhos fechados	0,33	0,12	74
		Unipedal olhos abertos	0,47	0,16	74
		Total	0,35	0,16	222
Medio-lateral	Pré-parto	Bipedal olhos abertos	0,29	0,19	76
		Bipedal olhos fechados	0,33	0,20	76
		Unipedal olhos abertos	0,68	0,19	76
		Total	0,43	0,26	228
	Pós-parto	Bipedal olhos abertos	0,38	0,19	74
		Bipedal olhos fechados	0,32	0,15	74
		Unipedal olhos abertos	0,66	0,23	74
		Total	0,45	0,24	222

Quadro 7 – Valores médios das variáveis não-lineares, no pré-parto e pós-parto

	Enap_ap	Enap_ml	aucorr_ap	aucorr_ml	eLy_ap	eLy_ml
Pré-parto	0,285	0,285	0,328	0,449	0,123	0,212
	1,042	1,042	0,458	0,401	0,061	0,140
	0,633	0,633	0,409	0,491	0,112	0,224
	0,935	0,935	0,420	0,392	0,076	0,140
Pós-parto	0,297	0,297	0,342	0,448	0,124	0,199
	0,389	0,389	0,365	0,447	0,145	0,244
	0,321	0,321	0,349	0,470	0,143	0,265
	0,378	0,378	0,353	0,446	0,142	0,233

Através da análise dos valores do Quadro 6 verifica-se que a condição unipedal de olhos abertos apresentou valores de AuCorr mais elevados em ambas as componentes. Na componente ML, os valores da variável AuCorr,

dos testes bipedal de olhos abertos e olhos fechados mantêm-se muito próximos para ambos os grupos.

Os valores médios de AuCorr são semelhantes na componente AP e ML, na componente AP são superiores no grupo pré-parto quando comparado com o pós-parto, respetivamente 0,41 e 0,35. Na componente ML os valores totais no pré-parto 0,43 e no pós-parto 0,45.

Quanto aos valores do Quadro 11 verifica-se que os valores médios das várias variáveis são ligeiramente inferiores na componente AP, para o pós-parto.

### **4.5.1 Diferenças entre pré-parto e pós-parto**

Relativamente à hipótese 8, onde se pretendia analisar a existência de diferenças significativas quanto à variável AuCorr entre os sujeitos do pré-parto e do pós-parto, onde se verificou existirem diferenças significativas entre ambos os grupos na componente AP ( $F=7,10$  e  $p= 0,008$ ). No que se referiu à componente ML não se verificou existirem diferenças significativas entre o pré-parto e o pós-parto, respetivamente  $F=0,71$  e  $p= 0,40$ .

## **5. Discussão de Resultados**

### 5.1 Área da Base de Suporte

Os valores referentes à Área de BOS do presente estudo demonstraram não existir diferenças significativas entre as gestantes do pré-parto com as gestantes do pós-parto.

Si e Eco, (2007) referem que com o decorrer da gravidez, o CoP move-se, como resposta às oscilações do corpo, procurando trazê-lo para dentro da Área da BOS, com o objetivo de manter a estabilidade. No presente estudo este aspecto não se verifica, ou seja, não há diferenças significativas entre os grupos: G1 e G2, G3 e G4, G5 e G6, G7 e G8, aspecto corroborado por Foti, Bagky & David, (1998), que referem que não foram encontradas diferenças significativas na BOS, quanto comparadas com momentos anteriores à gravidez. A influência do posicionamento dos pés também é um fator considerado por Mazzucato & Borges, (2009). O autor avaliou 20 gestantes em quatro condições distintas: olhos abertos e pés separados, olhos fechados e pés separados, olhos abertos e pés juntos, e olhos fechados e pés juntos, isto ao longo dos três trimestres de gravidez. Este verificou que o tamanho da BOS não variou significativamente com o avançar da gravidez.

Si e Eco, (2007) concluem que não há relação entre a área de contato dos pés e as oscilações do centro de força, depreendendo-se que não há influência do tamanho da base de apoio e da área de contato dos pés com as oscilações corporais.

Apesar das divergências com outros estudos (Jang et al., 2008; Foti et al., 2000; Lyberty & Gilleard, 2005) que apontam para um aumento da BOS ao longo do período gestacional, que pode variar entre 17,9 cm na 16ª semana e 21,9 na 40ª semana, como estratégia do sistema de controlo postural para manter a estabilidade corporal (Jang et al., 2008).

Dumas et al., (1995) observaram que a BOS é significativamente maior no final da gravidez, o que não é comprovado pelo presente estudo.

Relativamente aos valores médios obtidos na Área de BOS não superiores nos grupos G2, G4 e G5, ou seja, nos grupos que procedem o parto e no que representa as gestantes entre a 29ª e a 34ª semana de gestação ou seja, mais longe do parto.

Num estudo sobre a influência da posição dos pés no controlo postural de 50 adultos saudáveis (Chiari et al., 2002) e da mesma ordem de grandeza do presente estudo. Por outro lado, (Lelard, Doutrelot, David & Ahmaidi, 2010), num estudo envolvendo 28 idosos, apresentam valores de Área de BOS bastante inferiores aos obtidos no presente estudo. Estes dados sugerem uma grande variabilidade desta medida, já que os valores médios se demonstraram bastante diferentes.

Provavelmente as adaptações posturais corrigidas neste período gestacional podem ser explicadas pelo fato de existir uma variabilidade intra-individual, isto é, cada gestante sente as alterações fisiológicas subjacente à gravidez de forma diferente, de acordo com características posturais brévia (Si & Eco, 2007). Deste modo seria importante acompanhar a postura das grávidas no período que antecede a fecundação para perceber quais as adaptações posturais adotadas durante a gravidez.

### 5.2 Ângulo Formado entre os Pés

Os valores referentes a  $\alpha$  Bos do presente estudo demonstraram não existir diferenças significativas entre as gestantes do pré-parto com as gestantes do pós-parto.

Embora não se tenham encontrado diferenças significativas quanto à comparação dos grupos G1 e G2, G3 e G4, G5 e G6, G7 e G8, verificou-se que G1 e G3 apresentam valores médios superiores de  $\alpha$  BOS. O que mostra que no pré-parto o ângulo  $\alpha$  BOS é superior relativamente ao pós-parto.

Comparado os sujeitos pertencentes ao grupo da 29<sup>a</sup> semanas à 34<sup>a</sup> semanas (G5), com 34<sup>a</sup> semanas ao parto (G6), verificou-se que quanto mais perto do parto maior é o  $\alpha$  BOS. O mesmo acontece com o G7 quando comparado com G8, prospectivamente, 4<sup>a</sup> semana pós-parto até 8<sup>a</sup> semana pós-parto.

Chiari, et al., (2002) pretendeu reconhecer e quantificar a influência de fatores biomecânicos, ou seja, antropometria e colocação de pé, sobre o estabilograma, comparando os fatores biomecânicos entre géneros. Os valores médios obtidos nesse estudo para o grupo feminino de  $\alpha$  BOS são ligeiramente



inferiores, quando comparados com o presente estudo, exceto para os grupos G4, G5, G7 e G8. Isto poderá significar que o ângulo formado pelos pés das grávidas torna-se mais pequeno quanto mais próximo está o parto, fato confirmado pelos valores obtidos  $\alpha$  BOS no G5 ( $2,83^\circ$ ) neste estudo.

Nos grupos G4, G7 e G8, relativos ao período pós-parto, os valores aproximam-se dos apresentados por Chiari, et al., (2002) no grupo feminino.

### 5.3 Largura dos Pés

Quanto aos valores referentes à largura do pé (MFW) obtidos no presente estudo demonstraram não existir diferenças significativas quanto à largura dos pés (MFW) em grávidas com 38 ou mais de semanas de gestação e no pós-parto, passado 8 a 16 semanas (G1 e G8). Optou-se por analisar estes dois grupos porque representam os sujeitos mais próximos do parto e os mais distantes ao parto, para verificar se havia alterações nesta variável.

Teoricamente o stress mecânico da gravidez ou os efeitos fisiológicos da hormona relaxina, ou ambos, podem causar laxidão dos ligamentos dos pés durante a gravidez, acumulação de líquido e pode explicar as queixas de dor e alargamento dos pés durante e após a gravidez (Alvarez, Stokes, Asprinio, Trevino & Braun, 1988; Niska et al., 1997; Borg-Stein et al., 2005; McCrory et al., 2010). Neste trabalho não houve alterações decorrentes deste estado estatisticamente significativas, fato confirmado por Si & Eco (2007), a largura dos pés durante a gravidez ou após o parto manteve-se.

Alvarez et al., (1988) refere que durante a gravidez, houve um aumento estatisticamente significativo do volume dos pés, este volume oito semanas após o nascimento tinha diminuído em comparação com o volume de trinta e cinco semanas de gestação, presumivelmente, devido a retenção de líquidos.

Este resultado é consistente com os alcançados por Si & Eco (2007) e Alvarez et al., (1988), será então de destacar a importância de medir também a posição dos pés, a fim de abordar todas as principais características biomecânicas do corpo do pé.

Há escassez de estudos sobre esta temática que justifiquem as alterações relativas a este período de vida da mulher, e alguns divergem

relativamente ao padrão motor adotado pela grávida. Moccellini (2011) refere que durante o primeiro trimestre, as mulheres grávidas ainda preservam a sua estabilidade postural, mas no segundo e terceiro trimestre, há um aumento dos deslocamentos do COP, afetando o equilíbrio.

De uma maneira geral os resultados obtidos apresentam-se como contraditórios, ou seja, numa primeira fase os resultados alcançados na Área de BOS parecem diminuir com a proximidade ao parto. Com a variável  $\alpha$  BOS os valores são superiores quanto mais perto estiver o parto. Será importante perceber como é feito o controlo postural de uma forma mais profunda.

Provavelmente, a adaptação postural frente às mudanças da gravidez ocorrem de forma individual e de acordo com as características posturais prévias.

Recentemente surgiu uma temática de crescente interesse científico, o conceito de variabilidade do movimento (Stergiou, Harbourne & Cavanaugh, 2006). Este termo é geralmente considerado funcional, permitindo flexibilidade, adaptação e aprendizagem. Assim, a funcionalidade da variabilidade é provavelmente dependente do contexto.

Wu et al., (2004) com o objetivo de avaliar os efeitos da gravidez sobre a coordenação das rotações transversais pélvicas e torácicas durante a marcha, descobre que a máxima variabilidade intraindividual da pelve-tórax ocorreu perto da velocidade de andar confortável.

Goldberger, Peng & Lipsitz (2002), introduz a noção de variabilidade como um fenómeno inerente ao movimento e não considerado ruído do sistema, permitindo obter informação sobre o dinamismo do próprio sistema. Considera ainda que, ao envelhecimento pode estar associada uma maior variabilidade na resposta fisiológica dos sistemas em situação de stress, por forma a oferecer maior flexibilidade e controlo adaptativo às exigências da tarefa a realizar, às mudanças no ambiente, ou a ambos (Barrett, Noordegraaf & Morrison, 2008).

Pelo contrário, associada à redução da variabilidade estão determinadas condições patológicas (Silva, 2002), da qual pode resultar em mais stress mecânico localizado em estruturas anatómicas, podendo ser um fator de risco para lesões (Barrett et al., 2008).

Os elementos que podem influenciar as variações de ordem mecânica são mudanças ao nível do apoio, também podem influenciar o equilíbrio nesta posição, sendo de salientar também o alinhamento dos diferentes segmentos corporais, o processamento sensorial, a representação interna da imagem corporal (Silva, 2002). Enquanto as variações intra e interindividual podem ser justificadas pelo número de repetições do gesto, durante as duas repetições dos testes.

Corriveau et al. (2000) referem que a pobre reprodutibilidade dos dados encontrados pode ser explicada pelo reduzido número de repetições do gesto, pois, consideram que para se obter uma elevada fiabilidade dos dados através do estabilometria toma-se necessário recolher no mínimo quatro repetições do gesto.

Não se verificou neste trabalho as quatro repetições do gesto durante as recolhas, aspeto a melhorar no futuro de modo a aumentar a fiabilidade dos dados recolhidos. Outra fonte de erro é a que está associada à variabilidade do próprio fenómeno em estudo, ou seja, ao longo de 40 semanas de gestação a grávida sofre as mais diversas alterações e adaptações no seu corpo, ou a ligada à variabilidade da posição dos pés na plataforma, em repetição.

Silva (2002), indica que uma variabilidade excessivamente alta ou baixa em manter o movimento reflete um grau de disfunção do sistema. Para perceber como flutua a variabilidade durante o pré-parto e o pós-parto foram analisadas as próximas três variáveis não-lineares.

### 5.4 Entropia Aproximada

Analisando os dados resultantes da variável EnAp verificou-se que os valores mais elevados resultam das oscilações no eixo ML. Uma vez que o aumento da EnAp está positivamente relacionado com um aumento da irregularidade ou da complexidade das oscilações do COP (Harbourne & Stergiou, 2009), parece que o CP no eixo ML requer menos atenção e pode assim funcionar de forma mais automática no eixo ML (Stins et al., 2009). Segundo Nagai et al. (2009) a análise de oscilação do corpo no eixo ML

mostraram que a estabilização do COP é feita pelo aumento da sensibilidade aos sinais somatossensoriais.

No que concerne à privação ou não da informação visual, verificou-se que a EnAp é sempre superior no teste bipedal de olhos abertos. Os resultados indicam uma maior confiança na contribuição visual para o CP durante as fases mais avançadas da gravidez. Indicando, segundo Nagai et al. (2009), maior dependência da informação proveniente dos sistemas somatossensorial e visual. Tal como é referido por Mann et al. (2009), que relatam que com o avançar da gravidez torna-se cada vez mais difícil manter o equilíbrio, porém, as diferenças não são significativas com a ausência de visão.

Se assumirmos que um aumento da EnAp está relacionado com uma redução na atenção ao CP (Donker et al., 2007), então neste caso teremos que considerar o aumento da EnAp poderá estar relacionado com a incapacidade da grávida em exercer atenção de forma adequada no CP (Borg & Laxaback, 2010). Naturalmente, esta situação pode manifestar-se através de oscilações do COP mais irregulares.

Relativamente ao teste unipedal de olhos abertos o valor da EnAp é inferior. Nagai et al. (2009), refere o CP depende, em grávidas, de fatores somatossensoriais.

No seguimento da análise dos resultados verifica-se que a EnAp é mais elevada para o grupo do pré-parto, fato mostra que a complexidade é maior neste grupo. Aparentemente, o CP em grávidas requer menos atenção, funcionando como um automatismo. O que significa que o controlo do COP é feito pelo aumento da sensibilidade aos sinais somatossensoriais.

Quanto à hipótese relativa à existência de diferenças significativas entre o grupo pré-parto com o grupo pós-parto, podemos considerar que a EnAp dos sujeitos do pré-parto apresenta diferenças significativas quando comparados com sujeitos do pós-parto. Os valores médios da EnAp são mais reduzidos nos grupos do pós-parto. Alguns autores referem que um baixo valor de EnAp reflete um elevado grau de regularidade (Pincus et al., 1991; Deffeyes et al., 2011; Costa et al., 2003). No estudo de Deffeyes et al. (2011), uma diminuição na EnAp é interpretada como uma diminuição da eficácia de CP. Donker, Ledebt, Roerdink Savelsbergh & Beek (2008), num estudo com crianças com

paralisia cerebral e crianças saudáveis, associaram aumentos da regularidade do COP a condições patológicas.

Na mesma linha de raciocínio, valores de EnAp mais elevados podem demonstrar que o SCP requer menos atenção, conseguindo assim funcionar de forma mais automática (Stins et al., 2009). Costa et al. (2002), e Pincus & Goldberger (1994), caracterizam valores de EnAp aumentados, como característica de um sistema fisiológico mais saudável. Poderemos assim dizer que o sistema fisiológico mais saudável apresenta maior complexidade ou irregularidade nas oscilações do COP.

Apesar de esta análise ser relevante, é importante considerara que outros estudos têm detetado valores de EnAp mais reduzidos aquando da privação visual (Donker et al., 2007; Stins et al., 2009), contrastando assim com os resultados obtidos no presente estudo.

O grupo de pré-parto parece apresentar um perfil de CP mais complexo que o grupo pós-parto. Este incremento de complexidade das oscilações podemos indicar um CP mais automático e menos restrito, com oscilações mais eficientes, característico de um sistema mais saudável (Borg & Laxaback, 2010). A complexidade mais reduzida do grupo pós-parto é indicativa de um sistema mais regular (menos complexo) que se revela mais rígido e fixo à repetição padrão, demonstrado assim uma menor capacidade de sucesso na resposta às necessidades (Borg & Laxaback, 2010).

O grupo pré-parto parece apresentar um CP mais adequado, justificado pelas oscilações mais irregulares (Cavanaugh et al., 2005), em comparação com o grupo pós-parto que apresentaram oscilações de COP mais regulares, sinónimas de um CP menos eficiente (Donker et al., 2007).

### 5.5 Expoente Lyapunov

Verifica-se que eLy apresenta valores ligeiramente mais elevados quando as oscilações do COP são analisadas no eixo ML, comparativamente ao eixo AP. Este dado pode indicar uma maior divergência das trajetórias do COP para o eixo ML, onde de acordo com Deffeyes et al. (2009), poderá existir uma maior diversidade de estratégias no CP, sinónimo de um CP mais saudável.

## Discussão de Resultados

---

Relativamente à privação ou não da informação visual, verificou-se um pequeno aumento dos valores de eLy no este unipedal de olhos abertos. À semelhança do que aconteceu para a variável EnAp, os resultados indicam uma maior confiança na contribuição visual para o controlo postural durante as fases mais avançadas da gravidez (Nagai et al., 2009).

Quanto à hipótese relativa à existência de diferenças significativas entre o grupo pré-parto e pós-parto, podemos considerar que o eLy apresenta diferenças significativas entre os sujeitos do pré-parto quando comparados com o outro grupo, onde se verificou existirem diferenças significativas entre ambos os grupos para esta variável, tanto na componente AP, como ML.

Representados por valores de eLy mais elevados, os sujeitos do grupo pós-parto parecem apresentar uma diversidade de estratégias (Deffeyes et al., 2009) significativamente mais elevadas quando comparados com os sujeitos do grupo pré-parto. Numa perspetiva clínica, Deffeyes et al. (2009), considera que valores de eLy mais elevados são sinónimo de uma maior diversidade de estratégias de controlo motor, que estará associada a um CP mais saudável. O mesmo autor conclui que o eLy apresenta valores mais elevados para crianças mais desenvolvidas, indicando menos repetição de padrões de coordenação (Deffeyes et al., 2009).

Os valores de eLy são positivos, sendo que para o grupo pós-parto os valores mais elevados, o que significa que o sistema é mais instável neste grupo. Relativamente aos valores no pré-parto, este aproxima-se de zero, existindo pouca ou nenhuma divergência, parecendo este grupo um sistema estável. Assim consideramos que quanto maior o eLy maior serão as divergências nas trajetórias do movimento (Deffeyes et al., 2009).

No entanto, há um valor ótimo, sendo que a patologia existe se o eLy for demasiado alto ou demasiado baixo. Nos dados de postura, com um ponto fixo dinâmica intrínseca, a tendência é para associar a regularidade da oscilação postural a patologia (Vaillancourt & Newell, 2003). Fato que se verifica no grupo do pré-parto com valores de eLy muito próximos de zero (valor médio total para a componente AP de 0,09). Estes valores aproximam-se bastante dos obtidos por Deffeyes et al. (2009), que mostram que a medida não-linear eLy foi a única variável de oscilação postural que revelou diferenças significativas entre crianças com desenvolvimento típico versus crianças com desenvolvimento

tardio. Os valores obtidos nesta variável são positivos, quer isto dizer que estamos perante a presença de caos determinístico, isto é, uma forma de variabilidade subjacente à estrutura dinâmica não-linear, ou completa aleatoriedade, o que implica que pontos próximos divergem rapidamente, refletindo a instabilidade local e falta de previsibilidade (Deffyes et al., 2009).

### 5.6 Função de Autocorrelação

Quanto à função de AuCorr verificou-se que os valores médios da variável são semelhantes em ambas as componentes, AP e ML, para os dois grupos. Constatou-se que existem diferenças significativas entre o pré-parto e o pós-parto na componente AP. No que se refere à outra componente ML não se verificou existirem diferenças significativas entre o pré-parto e o pós-parto.

Esta função indica por quanto tempo o valor da serie, num determinado instante, depende dos valores prévios. Em outras palavras, a AuCorr mede o grau de semelhança existente na serie à medida que o tempo passa. Algumas vezes, uma serie temporal repete padrões ou apresenta algumas propriedades pelas quais os valores prévios tem uma relação com os valores futuros (Corrêa, 2006).

Quanto maior for o valor de AuCorr, maior será a dependência entre os fatores, maior a regularidade (Corrêa, 2006).

O comportamento descendente e lento do coeficiente de AuCorr e a elevada EnAp sugerem normalidade, fato que não se verificou nos resultados alcançados neste trabalho.

Verificou-se no presente estudo, uma maior AuCorr no teste unipedal de olhos abertos, o que mostra a dependência deste fator relativamente às oscilações posturais.

Uma diminuição da complexidade ou irregularidade de uma série temporal fisiológica do sistema de controlo (Donker et al., 2007; Pincus et al., 1991), assim sendo podemos falar de regularidade patológica versus complexidade saudável (Costa et al., 2002).

## **Conclusão**



Com a realização deste estudo, pretendeu-se elaborar um documento que demonstrasse utilidade dentro da temática abordada. O principal objetivo prendeu-se em analisar a Variabilidade do Perfil de Controlo Postural em Grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o primeiro trimestre pós-parto, através de medidas de oscilação do COP na postura ereta não perturbada e da BOS.

As explicações que se seguem não são únicas, podendo os demais efetuar as suas inferências. Assim e de acordo com as questões levantadas no presente estudo, conclui-se:

- Existem diferenças significativas entre os dois grupos, quanto às variáveis Área de BOS,  $\alpha$  BOS e MFW;
- Quanto à análise não-linear verificaram-se diferenças significativas apenas na variável AuCorr na componente ML, enquanto a EnAp e o eLy são apenas sensíveis às ações do SCP, apresentando robustez quanto a alterações na Área de BOS e  $\alpha$  BOS;
- A análise das variáveis EnAp e eLy, aplicadas aos deslocamentos do CoP, possam dispensar uma standardização da posição dos pés, desde que a distância deste não ultrapasse a distância horizontal formada pelos ombros.

### Limitações

- Os dados recolhidos no presente estudo apenas dizem respeito a deslocações do COP na condição bipedal quasi-estática. A realização de uma condição experimental dinâmica ou com uma segunda tarefa cognitiva poderia adicionar informação relevante à caracterização deste estudo.
- Neste estudo apenas foi considerado o último trimestre de gravidez, seria interessante caracterizar o primeiro e segundo trimestre de gravidez.
- O presente estudo não considerou o CP prévio, ou seja, antes da gravidez.

- A organização do grupo de participantes, o modo como foi estruturado pode não ser muito perceptível.

### Recomendações para Estudos Futuros

Parece que a EnAp pode acrescentar informação importante à avaliação tradicional do controlo postural. Seria interessante medir a EnAp das oscilações do COP ao longo de toda a gravidez, fazendo uma avaliação mais profunda dos diferentes trimestres de gravidez, bem como acompanhar durante um período mais longo de tempo o pós-parto, em diferentes condições experimentais, no intuito de definir quais os valores de EnAp característicos de um sistema de CP saudável.

A variável eLy não apresenta um poder tão grande quanto a EnAp na distinção dos grupos. Contudo, ao ser capaz de encontrar diferenças significativas quanto à maior ou menor utilização de estratégias diferenciadas no CP, pode-se considerar como uma ferramenta útil na avaliação do perfil de CP. Parece que, à semelhança da EnAp, é necessário definir quais os valores de eLy típicos de um sistema de CP saudável. A consecução desta tarefa pode trazer informação relevante quanto à caracterização do sistema de CP.

A AuCorr indica por quanto tempo o valor da série, num determinado instante, depende dos valores prévios. Em outras palavras, a AuCorr mede o grau de semelhança existente na série à medida que o tempo passa. Algumas vezes, uma série temporal repete padrões ou apresenta algumas propriedades pelas quais os valores prévios têm uma relação com os valores futuros. Seria portanto, importante avaliar grávidas desde a fecundação até passado aproximadamente um ano após a gravidez, para perceber de que forma a semelhança existente na série à medida que o tempo passa.

Seria interessante acompanhar as gestantes ao longo de um programa de exercício físico e comparar os resultados obtidos no grupo experimental com o grupo controlo, para perceber de que forma o exercício físico pode melhorar as estratégias de CP.

## **Referências Bibliográficas**

---

## Referências Bibliográficas

---

- Alvarez, R., Stokes, I., Asprinio, D., Trevino, S., & Braun, T. (1988). Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg Am*, 271-274.
- Artal, R., & Toole, M. (2003). Guidelines of the American College of Obstetricians and Gynecologists for exercise during pregnancy and the postpartum period. *J Sports Med*, 6-12.
- Aruin, A., & Latash, M. (1996). Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 497-503.
- Aruin, A., Shiratori, T., & Latash, M. (2001). The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Experimental Brain Research*, 458-466.
- Barela, J. (2000). Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista Paulista de Educação Física*, 79-88.
- Barrett, R., Noordegraaf, M., & Morrison, S. (2008). Gender differences in the variability of lower extremity kinematics during treadmill locomotion. *Journal of Motor Behavior*, 62-70.
- Borg, F., & Laxaback, G. (2010). Entropy of balance- some recent results. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 38.
- Borg-Stein, J., Dugan, S., & Gruber, J. (2005). Musculoskeletal aspects of pregnancy. *Am J*, 180-192.

## Referências Bibliográficas

---

- Butler, E., Colón, I., Druzin, M., & Rose, J. (2006). Postural equilibrium during pregnancy: Decreased stability with an increased reliance on visual cues. *Am J Obstet Gynecol.*, pp. 1104-8.
- Carpenter, M., Frank, J., Winter, D., & Peysar, G. (2001). Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait & Posture*, 35-40.
- Carvalho, R., & Almeida, G. (2008). Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Revista de Neurociencia*.
- Cavanaugh, J., Guskiewicz, K., & Stergiou, N. (2005). A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Medicine*, 935-950.
- Chiari, L., Rocchi, L., & Cappello, A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech*, 666-677.
- Coelho, D. (2010). Modelo de ativação neural do controle postural humano durante postura ereta. *Engevista*.
- Collins, J., & Luca, C. (1995). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*, 151-163.
- Corriveau, H., Hébert, R., Prince, F., & Raïche, M. (2001). Postural control in the elderly: An analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable\* 1. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(1), 80-85.
- Corrêa, P. (2006). Variabilidade de frequência cardíaca no Domínio do Caos como preditora de infecções pulmonares em pacientes submetidos à cirurgia de revascularização do miocárdio. *Tese (doutorado); Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto, Brasil*.
- Costa, M., Goldberger, A., & Peng, C. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical Review Letters*, 68102.

## Referências Bibliográficas

---

- Costa, M., Penga, C., Goldberger, A., & Hausdorff, J. (2003). Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica A*, 53 – 60.
- Coury, H. (1998). Self-administered preventive programme for sedentary workers: reducing musculoskeletal symptoms or increasing awareness? *Applied Ergonomics*, 415-421.
- Davies, G., Wolfe, L., Mottolla, M., & MacKinnon, C. (2003). Exercise in pregnancy and the postpartum period. *J Obstet Gynaecol*, 516–22.
- Deffeyes, J., Harbourne, R., Kyvelidou, A., Stuberg, W., & Stergiou, N. (2009). Nonlinear analysis of sitting postural sway indicates developmental delay in infants. *Clinical Biomechanics*, 564-570.
- Deffeyes, J., Harbourne, R., Stuberg, W., & Stergiou, N. (february de 2011). Approximate entropy used to assess sitting postural sway of infants with developmental delay. *Infant Behav Dev*, pp. 81–99.
- Donker, S., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G., & Beek, P. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, 363-370.
- Donker, S., Roerdink, M., Greven, A., & Beek, P. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1-11.
- Duarte, M. (2000). Análise estabilográfica da postura ereta humana quasiestática. *São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo*.
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. (2000). Stabilographic analysis of prolonged unconstrained standing. *Ergonomics*, 1824-39.
- Dumas, G., Reid, G., Wolfe, L., Griffin, M., & McGrath, M. (1995). Exercise, posture, and back pain during pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 106-109.

## Referências Bibliográficas

---

- Foti, T., Davids, J., & Bagley, A. (2000). A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*.
- Foti, T., Bagky, A., & David, J. (1998). Biomechanical Alterations in Gait During Pregnancy. *Gait & Posture*, 169-170.
- Freitas, S., & Duarte, M. (maio/jun de 2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, pp. 183-92.
- Freitas, S., Duarte, M., & Latash, M. (2006). Two kinematic synergies in voluntary whole-body during standing. 636–645.
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*, 915-928.
- Glass, L., & Mackey, M. (1988). *From clocks to chaos: The rhythms of life*.
- Gilleard, W., Crosbie, J., & Smith, R. (2008). A longitudinal study of the effect of pregnancy on rising to stand from a chair. *Journal of Biomechanics*, 779–787.
- Godinho, C. (2006). *Parâmetros do comportamento postural*. Faculdade de Motricidade Humana, Lisboa.
- Goldberger, A., Peng, C., & Lipsitz, L. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, 23–26.
- Haas, B., & Whitmarsh, T. (1998). Inter and intra tester reliability of the balance performance monitor in a non patient population. *Physiotherapy Research International*, 135-147.
- Harbourne, R., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, 267.

## Referências Bibliográficas

---

- Hay, L., & Redon, C. (1999). Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Experimental Brain Research*, 153-162.
- Heckman, J., & Sassard, R. (1994). Current concepts review - Musculoskeletal considerations in pregnancy. *Journal of bone and Jointe Surgery*, 1720-1730.
- Horak, F. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67(12), 1881.
- Horak, F. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35(suppl 2).
- Horak, F., Shupert, C., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 727-38.
- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Dore, J., Marceau, P., & Body. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait Posture*, 32-38.
- Huang, M. (2009). Age Differences in the Control of Posture and Movement During Standing Reach.
- Jang, J., Hsiao, K., & Hsiao-Wecksler, E. (2008). Balance (perceived and actual) and preferred stance width during pregnancy. *Clinical Biomechanics* , pp. 468–476.
- Júnior, P., & Barela, J. (2006). Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 94-105.
- Júnior, P., & Barela, J. (jan de 2006). Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, pp. 94-105.



## Referências Bibliográficas

---

- Kleiner, A., Schlittler, D., & Sánchez-Arias, M. (2011). O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. *Revista de Neurociência*, 349-357.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., & Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people<sup>1</sup>. *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 896-901.
- Lelard, T., Doutrelot, P., David, P., & Ahmaidi, S. (2010). Effects of a 12-week Tai Chi Chuan program versus a balance training program on postural control and walking ability in older people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 9-14.
- Lymbery, J., & Gilleard, W. (2005). The stance phase of walking during late pregnancy. Temporospatial and ground reaction force variables. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 247-253.
- Mann, L., Kleinpaul, J., Mota, C., & Santos, S. (jul/set de 2010). Alterações biomecânicas durante o período gestacional: uma revisão. *Motriz*, v. 16, pp. 730-741.
- Mann, L., Kleinpaul, J., Teixeira, C., Lopes, L., Konopka, C., & Mota, C. (2009). Gestação: equilíbrio corporal, dor lombar e quedas. *Rev Bras Biomec*, 14-21.
- Mazzucato, A., & Borges, A. (2009). Influência da reabilitação vestibular em indivíduos com desequilíbrio postural. *Rev Neurociência*, 183-8.
- McCrary, J., Chambers, A., Daftary, A., & Redfem, M. (2010). Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *Journal of Biomechanics*, pp. 2434–2439.
- Moccellin, A. (2011). Adaptações no controlo postural estático e dinâmico durante a gravidez. *Universidade federal de São Carlos; Centro de Ciências Biológicas e da Saúde; Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia*.

## Referências Bibliográficas

---

- Mochizuki, L., & Amadio, A. (2003). Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 77-83.
- Mochizuki, L., & Amadio, A. (2006). As informações sensoriais para o controle postural. *Fisioterapia em Movimento*, 11-18.
- Montgomery, P., & Connolly, B. (2003). *Clinical Applications for Motor Control*. Thorofare, NJ 08086 USA: SLACK Incorporated.
- Morasso, P., & Schieppati, M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *American Physiological Society*, 1622-1626.
- Niska, M., Sofer, D., Porat, A., Howard, C., Levi, A., & Meizner, I. (1997). Planter foot pressures in pregnant women. *Isr J Med Sci*, 139-46.
- Pakenas, A., Junior, T., & Pereira, B. (2007). Dinâmica não-linear e exercício físico: conceitos e aplicações. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 331-335.
- Pate, R., Platt, M., Blair, S., Haskell, W., Macera, C., Bouchard, C., & Buchner, D. (1995). Physical Activity and Public Health. *A recommendation from the centers of disease control and prevention and the American College of Sport Medicine* (pp. 400-407). JAMA.
- Perego, A., & Bim, C. (mar/jul de 2002). Fisioterapia aplicada à ginecologia e obstetrícia. *Iniciação científica*, 57-61.
- Peterka, R. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 1097-1118.
- Pincus, S., Gladstone, I., & Ehrenkranz, R. (1991). A regularity statistic for medical data analysis. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 335-345.
- Pitanga, F. (2002). Epidemiologia, atividade física e saúde. *Rev. Bras. Ciên. e Mov.*, 49-54.

## Referências Bibliográficas

---

- Prieto, T., Myklebust, J., & Hoffmann, R. (1996). Measures of postural steadiness: Difference between healthy young and elderly adults. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 956-966.
- Rocchi, L., Chiari, L., & Cappello, A. (2004). Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 71-79.
- Rhea, C., Silver, T., Lee Hong, S., Ryu, J., Studenka, B., Hughes, C., & Haddad, J. (2011). Noise and Complexity in Human Postural Control: Interpreting the Different Estimations of Entropy. *PLOS ONE*.
- Richman, J., & Moorman, R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, H2039–H2049.
- Ricci, N., Gazzola, J., & Coimbra, I. (2009). Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. *Sensory systems in the postural balance of elderly people. Arq bras ciênc Saúde*, 34(2), 94-100.
- Riemann, B., & Lephart, S. (2002). The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 71–79.
- Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S., Geurts, A., & Beek, P. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, 174(2), 256-269.
- Rondano, E. (2008). Nonlinear analysis of race walking gait: movement variability, entropy and motor skills assessment. *ISBS Conference*, (pp. 374-377). Seoul, Korea.
- Rossner, S. (1997). Weight gain in pregnancy. *European Society for Human Reproduction & Embryology*, 110-115.
- Spiriduso, W., Francis, K., & MacRae, P. (2005). *Physical dimensions of aging: Human Kinetics Publishers*.

## Referências Bibliográficas

---

- Shrock, P. (s.d.). Psychotherapeutic and Sexual Health. *Department of Obstetrics and Gynecology, Winthrop University Hospital, Mineola, New York.*
- Stins, J., Michielsen, M., Roerdink, M., & Beek, P. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait & Posture*, 106-109.
- Stoffregen, T., Pagulayan, R., Bardy, B., & Hettinger, L. (2000). Modulating postural control to facilitate visual performance. *Human Movement Science*, 203-220.
- Si, R., & Eco, G. (set/out de 2007). Análise da pressão plantar e do equilíbrio postural em diferentes fases da gestação. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, pp. 391-396.
- Silva, M. (2002). Estabilidade postural nos adultos seniores, estudo da sua variabilidade.; Dissertação de Mestrado. *Universidade do Porto-Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física; Porto; Portugal.*
- SMA statement. (2002). the benefits and risks of exercise during pregnancy. *J Sci Med Sport*, 11-9.
- Soares, S., Fortunato, S., & Moreira, A. (2003). *Adaptações Fisiológicas na Mulher Grávida*. Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Serviço de Fisiologia; Porto.
- Spirduso, W., Francis, K., & MacRae, P. (2005). *Physical dimensions of aging*. Human Kinetics Publishers.
- Stergiou, N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: A new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 120-130.
- Termoz, N., Halliday, S., Winter, D., Frank, J., Patla, A., & Prince, F. (2008). The control of upright stance in young, elderly and persons with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 27(3), 463-470.

## Referências Bibliográficas

---

- Ting, I., Antwerp, K., Scrivens, J., J.Welch, Bingham, J., & DeWeerth, S. (2009). Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics. *American Institute of Physics*, 26111-26123.
- Ting, L., Antwerp, K., Scrivens, J., McKay, J., Welch, T., Bingham, J., & DeWeerth, S. (2009). Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics. *Chaos*, pp. 26111-123.
- Vaillancourt, D., & Newell, K. (2003). Aging and the time and frequency structure of force output variability. *J Appl Physiol* 903–912, 2003, 903–912.
- Wang, T., & Apgar, B. (Apr de 1998). Exercise During Pregnancy. *Am Fam Physician*, pp. 1846-1852.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait&Posture*.,193-214.
- Winter, D., Patla, A., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology* 1211.
- Winter, D., Prince, F., Frank, J., Powell, C., & Zabjek, K. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*,75(6), 2334.
- Winter, D. e. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. J. *Electromyogr Kinesiol*, 2003. 13(1): p. 49-56., 13(1): p. 49-56.
- World Health Organization. (2010). *Global Recommendations on Physical Activity for Health*. Switzerland: WHO Library Cataloguing-in-Publication Data.
- Wu, W., Meijer, O., Lamothe, C., Uegaki, U., Dieen, C., Wuisman, P., . . . Beek, P. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clinical Biomechanics*, 480–488.
- Yamada, N. (1995). Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, 14(6), 711-726

## **Apêndices**

# **Apêndice 1**

Termo de Consentimento Livre e Informado

## Termo de Consentimento Livre e Informado



Eu, abaixo-assinado(a), concordo em participar no estudo de caracterização do perfil de controlo postural em grávidas, durante o último trimestre da gravidez e o primeiro trimestre pós-parto, através de métodos não lineares.

Estou ciente que, para participar no estudo, terei que permanecer em posições de equilíbrio estático, durante a prova experimental na plataforma de forças, e disponho-me a colaborar no que for possível.

Declaro estar ciente e suficientemente esclarecido(a) dos objectivos do estudo e autorizo a utilização dos dados obtidos para análise e elaboração da Monografia no âmbito do Mestrado em Exercício e Saúde, pela Universidade de Évora.

Realizarei os testes conforme solicitado, sabendo do carácter estritamente científico para qual serão utilizados os dados.

Declaro ainda que a minha participação é totalmente voluntária e que estou ciente que não sofrerei nenhuma penalização caso não queira participar e que os dados e informações colhidas, para fins do estudo em questão, serão tratadas anónima e sigilosamente.

Nome: \_\_\_\_\_

Nº documento de identificação: \_\_\_\_\_

Assinatura

\_\_\_\_\_

Data: \_\_/\_\_/\_\_



# Apêndice 2

Rotinas Matlab

## Cálculo da Entropia Aproximada (ApEn)

```
%*****
%*
%*****
clear all;
close all;clc;
ext='.txt';
SR=1000;dt=1/SR;
cut=5;n=2;
tTotal=50000;
%*****
subj=input('Indroduza o código do Sujeito : ','s');
rec=input('Indroduza o número de recolha : ','s');
%*****
%* GRUPO *
%*****
G_final
comp=length(nome);
for j=1:comp
    r=1;
    file=char(nome(j));
    RawData=load(file);
    CoPx=RawData(:,3)*100;
    CoPy=RawData(:,4)*100;
    %*****
    fin=length(RawData);
    ini=fin-tTotal;
    %-----
    AP=detrend(CoPx(ini:fin));
    ML=detrend(CoPy(ini:fin));
    %-----
    A_P=downsample(AP,20);
    M_L=downsample(ML,20);
    %-----
    EnAp1=apentropy(A_P);
    dados(j,r)=EnAp1;
    r=r+1;
    EnAp2=apentropy(M_L);
    dados(j,r)=EnAp1;
    r=r+1;
    %-----
    [ACF1, Lags, Bounds] = autocorr(A_P, 30, 2);
    dados(j,r)=ACF1(2)-ACF1(30);
    r=r+1;
    [ACF2, Lags, Bounds] = autocorr(M_L, 30, 2);
    dados(j,r)=ACF2(2)-ACF2(30);
    r=r+1;
    [LLE1 lambda]=lyaprosen(A_P,1,2);
    dados(j,r)=LLE1;
```

```

    r=r+1;
    [LLE2 lambda]=lyaprosen(M_L,1,2);
    dados(j,r)=LLE2;
    r=r+1;
end
%-----
folha=[subj rec];
xlswrite('ELucioCoP_final.xls',dados,folha,'E2:J100');

%*****
%*          FIM DA ROTINA          *
%*****

```

### Cálculo dos Parâmetros da Base de Suporte (BOS)

```

clear all;
close all;clc;
%-----
subj=input('Indroduza o código do Sujeito : ','s');
rec=input('Indroduza o número de recolha : ','s');
ext='.jpg';
%-----
nome={
    [subj rec '_BOS' ext];
};
comp=length(nome);
file=char(nome(1));
Img=imread(file);
ImgBW=rgb2gray(Img);
imshow(ImgBW);
rad2grd=180/pi;
%-----
%-----
RawDados=load(file);
title('Recolha 8 coordenadas')
[x,y]=ginput(8);
coord=[x y];
close
plataforma=coord(1:4,:);
pontos=coord(5:8,:);
%*****
%***** Ficheros de Calibração *****
%*****
refeReal= load(['Coord_plataforma.txt']);
refeVirtual= plataforma;
%*****
%***** Cálculo dos parametros DLT *****
%*****
Cut=[];
[PDLT,res]=dltfu2d(refeReal,refeVirtual,Cut);

```

```

%*****
%***** Coordenadas Reais *****
%*****
pR=reconfu2(PDLT,pontos);
%*****
bertec
plot(pR(:,1)-30,pR(:,2)-20,'r')
%*****
%*** Calcular os parâmetros de estudo ***
%*****
%***** Vector entre jogadores *****
p1=pR(1,:);
p2=pR(2,:);
p3=pR(3,:);
p4=pR(4,:);
%*****
%*****
p5_p7=[p5-p7];p9_p10=[p9-p10];
p5_p6=[p5-p6];p7_p8=[p7-p8];
p11_p12=[p11-p12];p13_p14=[p13-p14];
%*****
%***** Parâmetros a calcular *****
MFW1=norm(p5_p7)
MFW2=norm(p13_p14)
FLe=norm(p5_p6);FLd=norm(p7_p8);
FL=mean([FLe FLd]);
EFLe=abs(p5(:,2)-p6(:,2));
EFLd=abs(p7(:,2)-p8(:,2));
EFL=mean([EFLe EFLd])
BOSe=((BTD+IMD)/2)*EFLe;
BOSd=((BTD+IMD)/2)*EFLd;
BOS=((BTD+IMD)/2)*EFL
alfa=2*(atan((BTD-IMD)/(2*EFL)))
alfa1=2*(atan((BTD-IMD)/(2*EFLe)));
alfa2=2*(atan((BTD-IMD)/(2*EFLd)));
alfas=rad2deg([alfa alfa1 alfa2]);
valores=[BTD EFL BOS]

```