

2010

Mestrado em Desporto

ANÁLISE DO PADRÃO DE MARCHA NA GRAVIDEZ, NO ÂMBITO DO COMPORTAMENTO MOTOR E DA BIOMECÂNICA

MARCO ANTÓNIO COLAÇO BRANCO

DISSERTAÇÃO APRESENTADA COM VISTA A OBTENÇÃO DO GRAU DE **MESTRE EM DESPORTO**
ESPECIALIZAÇÃO EM CONDIÇÃO FÍSICA E SAÚDE

ORIENTADORES

DOUTOR DAVID PAULO RAMALHEIRA CATELA

DOUTORA RITA ALEXANDRA PRIOR FALHAS SANTOS ROCHA



**ESCOLA SUPERIOR
DE DESPORTO
DE RIO MAIOR**

**INSTITUTO POLITÉCNICO
DE SANTARÉM**

À Fátima e ao Gabriel

Agradecimentos:

A realização deste estudo, não teria sido possível sem a ajuda preciosa das seguintes pessoas a quem quero agradecer:

Ao Doutor António Veloso pelo acesso ao Laboratório de Neuromecânica da Faculdade de Motricidade Humana e respectiva disponibilização do equipamento, software e formação;

À Doutora Rita Santos Rocha, pelo desafio lançado, pela capacidade de resolução de problemas e pela sabedoria no acompanhamento das questões biomecânicas ao longo destes dois anos;

Ao Doutor David Catela, pela interminável paciência, rigor e aconselhamento, e pela sabedoria no acompanhamento das teorias do comportamento motor desde a licenciatura;

À Dr.^a Liliana Aguiar, pela preciosa ajuda durante as recolhas e disponibilidade durante o decurso do estudo;

Às Dr.^a Vera Moniz Pereira e à Dr.^a Filipa João, pelo apoio e pelas horas dispendidas no ensino do processo de recolha e tratamento dos dados;

A todas as participantes, pela disponibilidade durante uma etapa importante das suas vidas.

Resumo

Ao longo da gravidez, as mulheres sofrem alterações anatómicas principalmente ao nível do peso corporal, distribuição do peso, laxidão articular e força músculo-tendinosa. É de considerar que estas alterações possam causar modificações no padrão locomotor da marcha e uma sobrecarga músculo-esquelética, que por sua vez, poderão contribuir para lesões, desconforto e dor. Com base no modelo teórico dos Sistemas Dinâmicos para os Sistemas de Acção e nos pressupostos dos constrangimentos na coordenação motora pretendemos verificar: 1) a influência dos constrangimentos orgânicos no comportamento locomotor; 2) Verificar se a grávida se auto-organiza de modo a manter um comportamento locomotor estável; 3) Comparar os comportamentos observados no final da gravidez, com outros períodos de gestação e pós-parto. Para atingir os objectivos recorreremos a um sistema de captura digital do movimento (*Qualisys*) com 9 câmaras de infra-vermelhos a uma taxa de 200Hz e duas plataformas de forças com uma amostragem de 1000Hz. O erro máximo estabelecido na calibração do sistema foi de 1mm. A amostra foi constituída por 8 grávidas com $28,85 \pm 4,60$ anos. A tarefa motora realizada foi a marcha, realizada em laboratório com os pés descalços. Foram realizadas recolhas no início do terceiro trimestre ($29,74 \pm 2,04$ semanas), final do terceiro trimestre ($37,32 \pm 1,36$ semanas) e pós-parto ($7,43 \pm 0,79$ meses). Foi colocado nos membros inferiores uma configuração específica de marcas através dos protocolos *CODA* e *Visual3D*. Foi realizado o cálculo da potência e momento articular através de dinâmica inversa. Foi relativizado o peso e posteriormente correlacionado com os parâmetros temporais, nos quais se verificou uma forte associação entre o peso relativo e os tempos do ciclo, do passo direito e esquerdo, apoio simples direito e esquerdo, fase de voo esquerda e duplo apoio. Não se verificaram diferenças significativas no comprimento e largura do ciclo de marcha. Os momentos de força, potência, distribuição do centro de pressão, forças de reacção do apoio e ângulos das articulações do membro inferior mostraram diferenças significativas entre os três momentos de recolha. Os dados analisados, demonstram que as participantes realizam explorações espontâneas necessárias, para adquirirem um comportamento mais estável e confortável no final da gravidez, características que suportam a “Auto-Organização”.

Palavras-chave: Grávidas, marcha, sistemas dinâmicos, dinâmica inversa

Abstract

Throughout pregnancy, women undergo anatomical changes mainly at the level of body weight, weight distribution, joint laxity and muscle-tendon force. It is considered that these changes may cause changes in locomotor pattern gait and musculoskeletal overload, which in turn may contribute to injury, discomfort and pain. Based on the theoretical model of Dynamic Systems to Action Systems and in the assumptions of the motor coordination constraints, the aims of this study were to analyze: 1) the influence of organic constraints on motor behavior, 2) To analyze if pregnant woman self-organize in order to maintain a stable motor behavior and, 3) To compare the patterns observed in late pregnancy with other periods of pregnancy and postpartum. To achieve the goals we have used a digital system for capturing motion with nine infra-red high-speed cameras (Qualisys) at a rate of 200 Hz and two force plates with a sampling of 1000 Hz. The maximum error established in the system calibration was 1mm. The task performed was to walk in the laboratory in barefoot. Three-dimensional gait analysis was performed on eight women (28.85 ± 4.60 years), earlier of third trimester (29.74 ± 2.04 weeks), end of third trimester (37.32 ± 1.36 weeks) and postpartum (7.43 ± 0.79 months). For the modeling of lower limb segments we used CODA and Visual3D markers setup. We performed the calculation of power and joint moment by inverse dynamics. The weight was relativized and was correlated with the temporal parameters, were we found a strong association with time of: gait cycle, right and left step, right and left single support phase, left swing phase and double support phase. There were no statistical differences in length and width of gait cycle. Moments, power, center of pressure distribution, ground reaction forces and joint angles of the lower limb showed statistical differences among the three captures. The results show that participants perform spontaneous exploration to acquire a more stable and comfortable gait in late pregnancy, characteristics that support the "Self-Organization."

Keywords: Pregnant, gait, dynamic systems, inverse dynamics

Índice

1. INTRODUÇÃO	1
2. QUADRO CONCEPTUAL	3
2.1. LOCOMOÇÃO HUMANA	3
2.1.1. <i>Forças de reacção do apoio</i>	6
2.1.2. <i>Centro de Pressão</i>	6
2.1.3. <i>Dinâmica Inversa</i>	6
2.1.4. <i>Reflexão</i>	8
2.2. CONSTRANGIMENTOS NA LOCOMOÇÃO	9
2.2.1. <i>Constrangimentos do Organismo</i>	10
2.2.2. <i>Constrangimentos do Envolvimento</i>	10
2.2.3. <i>Constrangimentos da Tarefa</i>	11
3. MODELO TEÓRICO.....	12
3.1. SISTEMAS DINÂMICOS E ACÇÃO MOTORA	12
3.2. BIOMECÂNICA E SISTEMAS DINÂMICOS	16
4. ESTADO DA ARTE.....	19
5. PROBLEMÁTICA.....	25
5.1. OBJECTIVOS	26
5.2. HIPÓTESES	26
6. METODOLOGIA	28
6.1. AMOSTRA.....	28
6.2. TAREFA	29
6.3. DESENHO EXPERIMENTAL	29
6.4. RECOLHA DE DADOS.....	30
6.5. PROCEDIMENTOS E PROTOCOLOS	33
6.6. TRATAMENTO DOS DADOS.....	34
6.7. VARIÁVEIS	34
6.8. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	36
6.9. AMEAÇAS À VALIDADE DO ESTUDO.....	37
6.9.1. <i>Ameaças à Validade Interna</i>	37
6.9.2. <i>Ameaças à Validade Externa</i>	38

7. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	39
7.1. CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA NO FINAL DA GRAVIDEZ	39
7.2. DADOS ESPÁCIO-TEMPORAIS	45
7.3. DADOS CINÉTICOS	48
7.3.1. <i>Momento articular</i>	48
7.3.2. <i>Potência articular</i>	50
7.3.3. <i>Centro de pressão</i>	52
7.3.4. <i>Forças de reacção do apoio</i>	53
7.4. DADOS CINEMÁTICOS	54
8. DISCUSSÃO GERAL.....	61
9. RECOMENDAÇÕES	67
10. BIBLIOGRAFIA	68
11. ANEXOS.....	73

Índice de Tabelas

TABELA 1 – CARACTERIZAÇÃO DAS PARTICIPANTES POR MOMENTO DE RECOLHA (I2T – INÍCIO DO 2.º TRIMESTRE; I3T – INÍCIO DO 3.º TRIMESTRE; PP – PÓS-PARTO).....	28
TABELA 2 – TABELA DISCRIMINATIVA DAS VARIÁVEIS INDEPENDENTES.	34
TABELA 3 – TABELA DISCRIMINATIVA DAS VARIÁVEIS DEPENDENTES.	35
TABELA 4 – TABELA DISCRIMINATIVA DAS VARIÁVEIS MODERADORAS	36
TABELA 5 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DAS FORÇAS DE REACÇÃO DO APOIO NA COMPONENTE VERTICAL, PARA O CONJUNTO DA AMOSTRA. VALORES APRESENTADOS EM PORCENTAGEM DO PESO CORPORAL.....	53
TABELA 6 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS ÂNGULOS DO TORNOZELO, POR PARTICIPANTE E MOMENTO DE RECOLHA, NA FASE DE APOIO.	57
TABELA 7 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS ÂNGULOS DO JOELHO, POR PARTICIPANTE E MOMENTO DE RECOLHA, NA FASE DE APOIO....	58
TABELA 8 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS ÂNGULOS DA ARTICULAÇÃO COXO-FEMURAL, POR PARTICIPANTE E MOMENTO DE RECOLHA, NA FASE DE APOIO.....	59

Índice de Figuras

FIGURA 1 – FASES E PERCENTAGEM DE DURAÇÃO DAS FASES DA MARCHA.	3
FIGURA 2 - FASE DE APOIO DUPLO NO ANDAR E FASE AÉREA NO CORRER.	4
FIGURA 3 - ÂNGULO REALIZADO PELA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE UM CICLO DE MARCHA (Y=ÂNGULO DO JOELHO; X= TEMPO). ADAPTADO DE ROBERTSON (2004).	5
FIGURA 4 - REPRESENTAÇÃO DO PRODUTO DA FORÇA PELA DISTÂNCIA DO EIXO À SUA PERPENDICULAR.	7
FIGURA 5 - ESQUEMA DOS CONSTRANGIMENTOS QUE ESPECIFICAM O ÓPTIMO PADRÃO DE COORDENAÇÃO E CONTROLO DA TAREFA (ADAPTADO DE NEWELL, 1986)	9
FIGURA 6 - EXEMPLO DA VARIABILIDADE NA TRANSIÇÃO DA MARCHA (ATRATOR 1) PARA A CORRIDA (ATRATOR 2) ADAPTADO DE BRANCO, CATELA E SEABRA (2008)	14
FIGURA 7 - EXEMPLIFICAÇÃO DO MODELO DE PÊNDULO (À ESQUERDA) E PÊNDULO INVERTIDO (À DIREITA) NUM PASSO DA MARCHA HUMANA, TENDO COMO REFERÊNCIA O MEMBRO INFERIOR DIREITO.	16
FIGURA 8 - FLUTUAÇÕES CINÉTICAS E POTENCIAIS GRAVÍTICAS DO CENTRO DE MASSA DURANTE A MARCHA A UMA VELOCIDADE DE 1,25 M/S (ADAPTADO DE FARLEY & FERRIS, 1998)	17
FIGURA 9 - DESENHO EXPERIMENTAL <i>CROSS-OVER</i>	29
FIGURA 10 - CONJUGAÇÃO DO DESENHO EXPERIMENTAL COM OS MOMENTOS DE RECOLHA.....	30
FIGURA 11 - REPRESENTAÇÃO VIRTUAL DO ESPAÇO TRIDIMENSIONAL DAS RECOLHAS. A) VOLUME DE CAPTURA VISUALIZADO NO <i>QTM</i> ; B) VISUALIZAÇÃO DIGITAL DOS MARCADORES NO <i>QTM</i> ; C) VISUALIZAÇÃO DOS MARCADORES NO <i>V3D</i> ; D) VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA DOS SEGMENTOS NO <i>V3D</i> ; E) VISUALIZAÇÃO DA MODELAÇÃO ÓSSEA NO <i>V3D</i>	32
FIGURA 12 - FOTOGRAFIAS DA MARCAÇÃO DOS PONTOS NUMA GRÁVIDA NO INÍCIO DO TERCEIRO TRIMESTRE (À ESQUERDA) E DA REALIZAÇÃO DA TAREFA (À DIREITA).....	33
FIGURA 13 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS FASES DA MARCHA POR LATERALIDADE DO PASSO.	39
FIGURA 14 – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS ÂNGULOS DAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO, JOELHO E COXO-FEMURAL DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO) NO PLANO SAGITAL, PARA O CONJUNTO DAS PARTICIPANTES NO FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE.....	40
FIGURA 15 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DO MOMENTO ARTICULAR NAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO, JOELHO E COXO-FEMURAL DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO) NO PLANO SAGITAL.	41
FIGURA 16 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA POTÊNCIA NAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO, JOELHO E COXO-FEMURAL DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO) NO PLANO SAGITAL.	42
FIGURA 17 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA DISTRIBUIÇÃO DO CENTRO DE PRESSÃO, DAS COMPONENTES MEDIO-LATERAL, ANTERO- POSTERIOR E MISTA (RESPECTIVAMENTE DA ESQUERDA PARA A DIREITA), DO APOIO DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO).	43
FIGURA 18 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS FORÇAS DE REACÇÃO DO APOIO, NA COMPONENTE MÉDIO-LATERAL, ANTERO-POSTERIOR E VERTICAL (RESPECTIVAMENTE DA ESQUERDA PARA A DIREITA), DO APOIO DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO).....	44
FIGURA 19 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA DURAÇÃO DO CICLO DE MARCHA POR PARTICIPANTE, COM MAIS DE UMA RECOLHA.	45
FIGURA 20 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS PARÂMETROS MÉTRICOS POR FASE DA GRAVIDEZ.	46

FIGURA 21 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DO MOMENTO ARTICULAR NO INÍCIO DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA VERMELHA), FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA AZUL) E PÓS-PARTO (LINHA VERDE), PARA A ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO, JOELHO E COXO-FEMURAL, DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO), NO CONJUNTO DA AMOSTRA.....	48
FIGURA 22 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA POTÊNCIA NO INÍCIO DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA VERMELHA), FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA AZUL) E PÓS-PARTO (LINHA VERDE), PARA A ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO, JOELHO E COXO-FEMURAL, DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO), NO CONJUNTO DA AMOSTRA.....	50
FIGURA 23 – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA DISTRIBUIÇÃO DO CENTRO DE PRESSÃO PLANTAR NO INÍCIO DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA VERMELHA), FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA AZUL) E PÓS-PARTO (LINHA VERDE), PARA A COMPONENTE MEDIO-LATERAL, ANTERO-POSTERIOR E MISTA (RESPECTIVAMENTE DA ESQUERDA PARA A DIREITA). APOIO DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO), PARA O CONJUNTO DA AMOSTRA.	52
FIGURA 24 – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA INTERACÇÃO ENTRE AS ARTICULAÇÕES COXO-FEMURAL E JOELHO, DA PARTICIPANTE 1, NO INÍCIO E FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE (RESPECTIVAMENTE DO LADO DIREITO E DO LADO ESQUERDO).	54
FIGURA 25 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA INTERACÇÃO ENTRE AS ARTICULAÇÕES COXO-FEMURAL E JOELHO, DA PARTICIPANTE 1, NO PÓS-PARTO.....	55
FIGURA 26 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA MÉDIA (LINHA) E DESVIO PADRÃO (SOMBREADO) NAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO, JOELHO E COXO-FEMURAL, NO TERCEIRO TRIMESTRE (EXEMPLO DA PARTICIPANTE 4).	56
FIGURA 27 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA ROTAÇÃO DA COXA DIREITA (LADO ESQUERDO) E COXA ESQUERDA (LADO DIREITO), PARA O CONJUNTO DA AMOSTRA, NO INÍCIO DO 3.º TRIMESTRE (LINHA VERMELHA), FINAL DO 3.º TRIMESTRE (LINHA AZUL) E PÓS-PARTO (LINHA VERDE).....	60

Quadro de Abreviaturas

Abreviatura	Descrição
IMC	Índice de Massa Corporal
GRF	Ground Reaction Forces (Forças de reacção do apoio)
BW	Bodyweight
COP	Center Of Pressure
V3D	Visual3D
I2T	Início do segundo trimestre
I3T	Início do terceiro trimestre
F3T	Final do terceiro trimestre
PP	Pós-parto
QTM	Qualisys Track Manager
SPSS	Statistical Package for Social Sciences

1.Introdução

A locomoção tem desempenhado um papel de extrema importância, ao longo dos milhares de anos da espécie humana, sempre presente em todas as fases da evolução até atingir a locomoção bípede (Leroi-Gouhran, s.d.). Podemos considerar locomoção como a capacidade de deslocamento do corpo como um todo (Medved, 2001). Cada sujeito adota uma velocidade de locomoção, de forma a despende o mínimo de energia em cada passada, e adota de forma ecológica padrões cinéticos e cinemáticos, tendo em vista a economia de esforço (Alexander, 2002).

Após a maturação do andar, os indivíduos experimentam uma série de variações extrínsecas, por exemplo no envolvimento, tais como: caminhar em terreno irregular, liso, inclinado ou declinado; ou por outro lado, variações ao nível da própria tarefa, realizando corrida, saltos ou outras habilidades. Estas variações permitem um maior desenvolvimento da capacidade motora do sujeito na locomoção, sem que isso signifique uma modificação do padrão da marcha. No entanto, variações intrínsecas, próprias do organismo do sujeito, tal como o aumento do peso, da morfologia do sujeito ou a amputação de membros, forçam a modificações nos parâmetros do padrão da marcha (e.g., Lai, Leung, Li, & Zhang, 2008; Spyropoulos, Pisciotto, Pavlou, Cairns, & Simon, 1991). Nas grávidas, devido às alterações anatómicas ao longo da gravidez, principalmente ao nível do peso corporal, distribuição do peso, laxidão articular e força músculo-tendinosa, é de considerar que estas alterações possam causar modificações no padrão locomotor da marcha e uma sobrecarga músculo-esquelética, que por sua vez, poderão contribuir para lesões, desconforto e dor.

Outro fenómeno de grande importância é a variabilidade dos parâmetros da marcha (Bongaardt, Pickenhain, & Meijer, 2000), a qual, é uma constante na marcha da grávida e cujo valor máximo foi encontrado próximo da velocidade confortável (Foti, Davids, & Bagley, 2000) e que tem um custo energético superior e aumenta o risco de lesões (Van Dieen, Dekkers, Groen, Toussaint, & Meijer, 2001).

No que diz respeito às questões metodológicas e à medida que vão aparecendo estudos com grávidas, verifica-se que não existe referência ao erro de medida e respectiva influência nos resultados dos instrumentos utilizados (e.g., Falola, Gouthon, Koussihouede, Agossa, & Brisswalter, 2009; Foti, et al., 2000; Lymbery & Gilleard, 2005). No geral, os resultados dos estudos com grávidas revelam pouca representatividade de alterações significativas nos vários

parâmetros estudados ou a inexistência de comportamentos que à partida eram esperados (Falola, et al., 2009; Foti, et al., 2000; Lymbery & Gilleard, 2005; Wu et al., 2008).

Este estudo encontra-se na interface entre a biomecânica e o controlo motor, usando parâmetros cinéticos e cinemáticos para estudar as mudanças na variabilidade do padrão de locomoção, ao longo da gravidez, e tendo como referência os pressupostos da teoria dos sistemas dinâmicos.

Este documento está organizado, numa primeira parte, com a descrição e caracterização dos conceitos mais importantes, focando as teorias do controlo motor e da biomecânica que servirão de suporte ao estudo. Numa segunda parte, desenvolvemos a metodologia de recolha e a apresentação dos resultados e a discussão geral dos resultados.

2. Quadro Conceptual

2.1. Locomoção Humana

A biomecânica da locomoção humana é objecto de estudo desde há vários anos (Alexander, 1984; Cavanagh, 1986; Enoka, 2008). A locomoção humana é caracterizada pelo deslocamento realizado através da alternância de apoios no chão, e constituída por dois comportamentos motores distintos: o andar e o correr (Alexander, 1984; Kelso, 1995). Segundo Enoka (2008), Wittle (2002) e Rose e Gamble (2006), o andar é caracterizado pela alternância de apoios simples, quando apenas um pé está em apoio, e de apoio duplo quando os dois pés estão em apoio. Esta fase denomina-se por *Stance phase*. Quando o pé não está em apoio, esta fase, denomina-se por *Swing phase*. À combinação bilateral de destas duas fases dá-se o nome de ciclo de marcha (Figura 1). A *stance phase* inicia com o contacto do pé no chão e acaba com o abandono do mesmo do chão, cujos eventos, ao nível cinemático, são designados por *heelstrike* e *toe-off* e, ao nível cinético, por *Foot on* e *Foot off* respectivamente. Assim, a *Stance phase* é delimitada pelos eventos de *Foot on* e *Foot off*, e tem uma duração relativa de 62%. A *Swing phase* é delimitada pelos eventos de *Foot off* e *Foot on*, e tem uma duração relativa de 38% da duração do ciclo (Rose & Gamble, 2006).

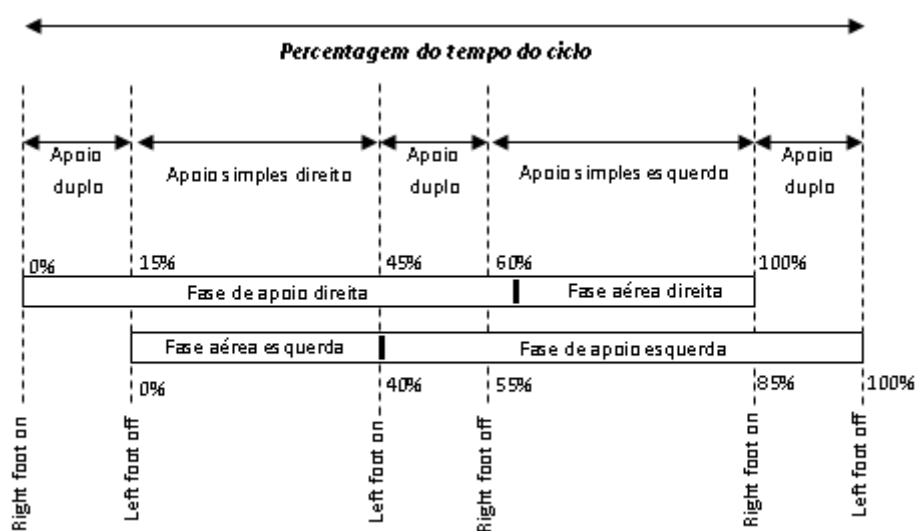


Figura 1 – Fases e percentagem de duração das fases da marcha.

No caso da corrida, há a alternância de fases de apoio e não apoio (Enoka, 2008). Podemos referir que do andar para o correr existe uma substituição da fase de apoio duplo por uma fase aérea, onde não há qualquer contacto dos pés com o chão, tal como podemos verificar na Figura 2.



Figura 2 - Fase de apoio duplo no andar e fase aérea no correr.

A análise biomecânica no espaço tridimensional, através de sistemas baseados em vídeo-câmaras, dá a capacidade de obter dados quantitativos, nomeadamente na descrição objectiva da marcha. Os valores recolhidos podem ser englobados em três níveis de estudo: temporais (e.g., tempo de apoio), cinéticos (e.g., potência) e cinemáticos (e.g., ângulos).

A Cinemática estuda e descreve o movimento sem ter em conta as causas que o produzem, ou seja, analisa os valores do movimento estabelecendo a relação entre os deslocamentos, as velocidades, as acelerações, os ângulos, a translação e/ou a rotação que se produzem com o movimento de um determinado segmento, ou do corpo em geral (Cavanagh, 1986; Enoka, 2008; Marrero & Rull, 2006; Robertson, 2004). Podemos ainda dizer que se refere à descrição do movimento no espaço tridimensional (Marrero & Rull, 2006). Durante o movimento existem alterações das posições dos segmentos corporais, os quais produzem variações ao longo do tempo.

Na Figura 3 podemos observar o esquema padrão dos ângulos realizados pelo joelho durante um ciclo da marcha (Robertson, 2004), como exemplo de dados cinemáticos.

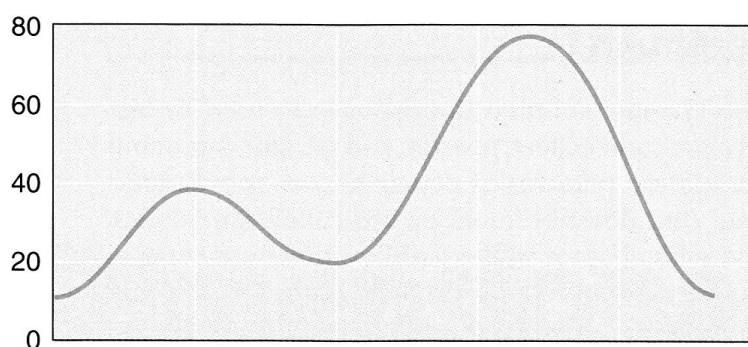


Figura 3 - Ângulo realizado pela articulação do joelho durante um ciclo de marcha (Y=ângulo do joelho; X= tempo). Adaptado de Robertson (2004).

Por outro lado, Cinética refere-se ao estudo e/ou cálculo das forças¹ e momentos de força² que causam ou tendem a causar o movimento de um corpo (Enoka, 2008; Marrero & Rull, 2006).

Os dados utilizados, provenientes da análise cinemática do movimento, são sincronizados com os dados de plataformas de forças e/ou de electromiografia, para poderem ser medidas as forças internas e externas que causam o movimento. Newton (1642-1727) caracterizou as relações entre força e movimento, da qual emergiram três leis do movimento: lei da Inércia, lei da Aceleração e lei da Acção-Reacção.

A lei da Inércia refere que uma partícula irá permanecer em repouso ou num movimento em linha recta com uma velocidade constante, se não houver forças actuando nessa partícula. A lei da Aceleração defende que a aceleração de uma partícula é proporcional às somas das forças externas, por outras palavras, é a quantidade de movimento realizado por unidade de tempo. A terceira lei de Newton, designada por lei da Acção-Reacção, refere que as forças de duas partículas em contacto actuam ao longo da linha de contacto, e os dois vectores da força são iguais em magnitude e em direcção oposta.

Embora as leis de Newton se refiram a partículas, as mesmas podem ser aplicadas a corpos rígidos como segmentos corporais (Enoka, 2008; Robertson, 2004). Através da utilização de plataformas de forças é possível medir a força que um corpo faz contra a mesma, tendo em conta que na aplicação de uma força contra o solo ou outro objecto, existe uma

¹ **Força** é um conceito que é usado para descrever a interacção física de um objecto no ambiente onde está inserido (Enoka, 2008).

² **Momento de força** linear é uma quantidade vectorial cuja direcção é a mesma da velocidade e cujo valor é o produto da massa pela velocidade (Enoka, 2008).

reação cujo resultado é uma força devolvida em sentido oposto com igual intensidade (Lei da ação reação). Esta força designa-se por força de reação do apoio.

2.1.1. Forças de reação do apoio

As forças de reação do apoio (GRF – *Ground reaction forces*) descrevem a reação da força aplicada na superfície onde é realizado o movimento (Enoka, 2008). Estas são resultado da terceira lei de Newton e podem ser medidas no espaço tridimensional, ou seja, na componente vertical (Z), na componente antero-posterior (Y) e na componente médio-lateral (X). As unidades de medida das GRF, representam-se normalmente em *Newton* (N), mas são frequentemente normalizadas para os valores de massa corporal (BW – *Body Weight*).

2.1.2. Centro de Pressão

O centro de pressão (COP – *Center of pressure*), medido através de plataforma de forças, é representado pela localização da aplicação das GRF sob o pé, ou seja, a magnitude da força representa a soma da pressão distribuída pelo pé (Cordero, Koopman, & van der Helm, 2004). A distribuição do COP é caracterizada pelo deslocamento desta força, a qual pode ser modificada pelo tipo de sapato, terreno, modo de locomoção, idade e/ou outros factores (Enoka, 2008). A normalização da distribuição do centro de pressão é realizada pela área do pé, podendo ser representado pelas unidades de metro por metro quadrado (m/m^2).

2.1.3. Dinâmica Inversa

A dinâmica inversa utiliza informações antropométricas aplicadas à cinemática do modelo biomecânico e à localização, magnitude e direcção das forças aplicadas externamente, através da reação das forças terrestres que actuam sobre o pé (Robertson, 2004). É usualmente utilizada na análise biomecânica do movimento humano para calcular as forças derivadas da contracção dos músculos que atravessam uma determinada articulação (momento angular). No movimento humano, a dinâmica inversa, calcula as forças geradas pelos músculos que atravessam uma articulação, partindo do pressuposto que essas forças são os principais geradores de movimento de determinada articulação. A análise da dinâmica inversa não fornece qualquer indicação da participação dos músculos individualmente, mas

permite-nos saber o momento articular e a potência da participação conjunta dos músculos em determinada acção motora (Enoka, 2008).

Momento angular

O momento articular corresponde ao efeito de rotação de uma força e é resultado do produto da força pela distância do eixo à sua perpendicular (Robertson, 2004), conforme representado na Figura 4.

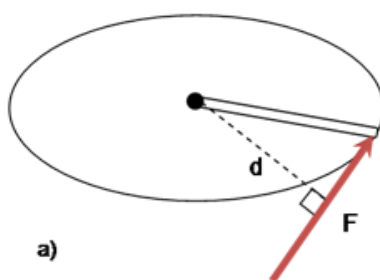


Figura 4 - Representação do produto da força pela distância do eixo à sua perpendicular.

Os cálculos do momento angular de uma articulação, tanto no espaço tridimensional como no espaço bidimensional, requer o cálculo da dinâmica translacional em primeiro lugar, seguido do cálculo da dinâmica rotacional, traduzido por $j\vec{m}_{art} = I\alpha - (\vec{d}_1 \times j\vec{r}f) - (\vec{d}_2 \times \vec{f}_{GRF}) - \vec{t}$, onde $j\vec{m}_{art}$ é o vector que descreve o momento articular, I é a matriz do momento de inércia (antropometria), α é a matriz da aceleração angular (cinemática), $\vec{d}_1 \times j\vec{r}f$ é o vector que descreve o momento resultante da força de reacção articular, $\vec{d}_2 \times \vec{f}_{GRF}$ é o vector que descreve o momento resultante das forças de reacção do apoio (cinética) e, \vec{t} é o vector rotacional de reacção do apoio. Os valores positivos representam a extensão do segmento distal e os valores negativos a flexão dos mesmos (Robertson, 2004).

Potência

A potência mecânica é a taxa de trabalho que é realizado por unidade de tempo, ou seja, é a taxa de alteração de energia mecânica num sistema por unidade de tempo (Rose & Gamble, 2006) e é medida em *Watts*. Normalmente a apresentação de valores positivos ou

negativos, indicam a produção ou absorção de energia mecânica pelos grupos musculares ou outros tecidos moles (Nordin & Frankel, 2001; Rose & Gamble, 2006), sendo interpretados respectivamente como a contração muscular concêntrica ou excêntrica. No entanto, os valores negativos da potência poderão ainda ser associados ao alongamento passivo de músculos ou outros tecidos moles que atravessam a articulação (Rose & Gamble, 2006).

2.1.4. Reflexão

Todos estes fenómenos mecânicos são não só biológicos mas também dinâmicos. Num corpo em modificação, como o da grávida, estes acontecimentos mecânicos adquirem maior interesse, porque poderão descrever como um sistema mais que dinâmico (porque além da dinâmica inerente à marcha há uma dinâmica inerente à transformação de um corpo que marcha, literal e semanticamente) se adapta à mudança de que é causa e efeito.

2.2. Constrangimentos na locomoção

Em complemento à análise biomecânica, a teoria dos sistemas dinâmicos (Kelso, 1995), tem em conta as causas, ou mais explicitamente, os constrangimentos que fazem emergir as alterações na locomoção. No entanto, os constrangimentos devem ser vistos a várias dimensões de análise do indivíduo e da sua interacção com o envolvimento (McGinnis & Newell, 1982; Michaels & Carello, 1981).

O desenvolvimento da coordenação³ na locomoção é um dos temas mais estudados no desenvolvimento motor⁴ (Gabbard, 2004; Newell, 1986). O desenvolvimento da coordenação decorre das alterações dos constrangimentos impostos na realização da acção (Kugler, 1980).

Newell (1986) segmenta os constrangimentos da acção em três categorias: Constrangimentos do Organismo, Constrangimentos do Envolvimento e Constrangimentos da Tarefa, os quais irão especificar os padrões de coordenação e controlo na execução da tarefa (Figura 5).

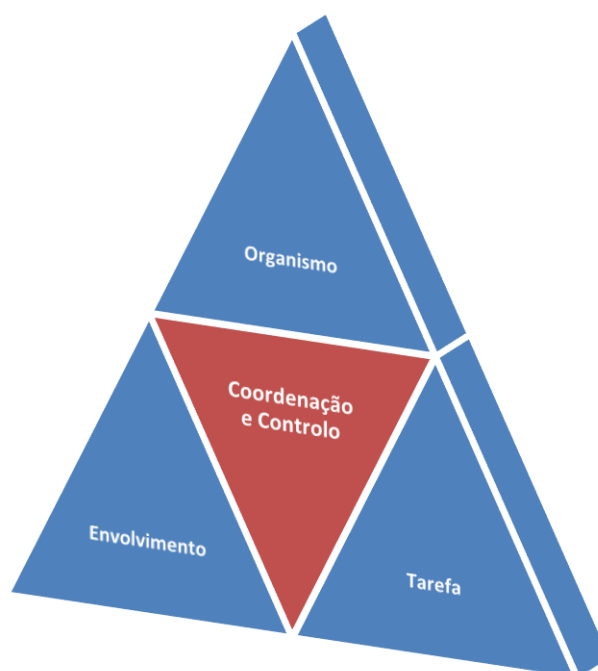


Figura 5 - Esquema dos constrangimentos que especificam o óptimo padrão de coordenação e controlo da tarefa (adaptado de Newell, 1986)

³ **Coordenação**, mais especificamente coordenação relativa, é o resultado de uma latente e interminável luta entre um estado de manutenção e os efeitos atractores de outros comportamentos estáveis (Kelso, 1995).

⁴ **Desenvolvimento Motor**, numa perspectiva de *lifespan*, é o estudo do comportamento motor e das alterações biológicas associadas ao movimento humano ao longo da vida. A este conceito estão inerentes as noções de crescimento físico, desenvolvimento motor e comportamento motor (Thelen & Smith, 1996). Neste estudo partilhamos esta perspectiva da existência de alterações ao longo da vida, e não só até à idade adulta.

A interacção dinâmica entre estes três constrangimentos expõe como resultado a exploração espontânea e a “Auto-Organização”⁵, como um processo de coordenação também dinâmico, no qual são conseguidos padrões motores estáveis, para cada tarefa motora.

Um sistema quando está no seu estado natural, poderá apresentar algum tipo de desordem no movimento (e.g., variabilidade no comprimento do passo), mas quando algum estímulo (e.g., constrangimentos) interfere nesse mesmo sistema, este inicia comportamentos de forma coerente e organizada, sincronizados no tempo e com magnitudes de tempo e distância que muitas vezes é visível fora do próprio sistema. A “Auto-Organização” é considerada a formação de padrões espontâneos (Kelso, 1995).

2.2.1. Constrangimentos do Organismo

São os comportamentos decorrentes das suas características estruturais, biológicas e funcionais, nomeadamente o peso, altura, somatótipo ou outras características que induzam um tipo de solução motora (Newell, 1986).

Durante o processo de crescimento e maturação, os indivíduos podem mostrar diversos comportamentos na realização de uma tarefa, os quais são influenciados por factores intrínsecos aos sujeitos, como a força ou o comprimento dos membros inferiores (Bayley & Davis, 1938).

Nas grávidas o processo de gestação, com o crescimento e desenvolvimento do feto, existe um aumento do peso e uma alteração morfológica (Dietz, Callaghan, & Sharma, 2009; Sharma, Kalish, Rhea, Keith, & Blickstein, 2003). Estas alterações físicas são progressivas, as quais permitem que a grávida se possa adaptar gradualmente a estes constrangimentos, podendo ou não desenvolver compensações espaço-temporais, cinéticas e cinemáticas durante a locomoção.

2.2.2. Constrangimentos do Envolvimento

Referem-se aos factores externos ao organismo, os quais poderão ser relativos às características do ambiente ou relativos à tarefa. Geralmente estes constrangimentos referem-se a factores que não são manipuláveis pelos sujeitos e normalmente independentes do tempo.

⁵ Auto-organização refere-se à formação de padrões espontâneos, pela organização das possíveis componentes que formam o sistema (Kelso, 1995).

Na grávida, à medida que a morfologia desta se modifica, a projecção do centro de gravidade e a actuação desta força, poderá trazer novas medidas de actuação na locomoção, nomeadamente ao nível das fases de apoio e de voo do pé. Vários estudos têm demonstrado que a velocidade de deslocamento, e outros factores inerentes ao mesmo, são alterados à medida que o tempo de gravidez aumenta (Falola, et al., 2009; Foti, et al., 2000; Lymbery & Gilleard, 2005; Wu, et al., 2008), devido ao aumento da massa corporal da mulher.

2.2.3. Constrangimentos da Tarefa

Reflectem-se devido a três factores: os objectivos da tarefa, as regras específicas ou impostas para a realização da tarefa, e/ou a instrumentos utilizados na execução da tarefa.

O primeiro factor, objectivos, são cumpridos pois a grávida consegue deslocar-se. O segundo factor continua sem efeito no presente estudo, pois não são impostas quaisquer regras ou limitações aquando da realização da tarefa, de modo a que esta realize a tarefa da forma mais habitual possível. Por outro lado, o terceiro factor, que se refere aos instrumentos utilizados e numa perspectiva moralmente menos aceitável, podemos considerar que o peso e a morfologia da barriga poderão limitar a realização da locomoção, como se dum peso ou equipamento adicional se tratasse. Desta forma o feto é visto como um organismo estranho ou externo ao organismo da mulher (e.g., exemplo bioquímico entre a mulher e o feto com rH sanguíneo oposto, cujo primeiro entra em conflito com segundo).

3. Modelo Teórico

O modelo teórico, da área do Controlo Motor, que serve de suporte a este estudo é o da teoria dos sistemas dinâmicos (Kelso, 1995), que postula a capacidade de desenvolvimento de habilidades motoras através da exploração dos graus de liberdade do sistema osteomuscular, independentemente do tipo de tarefa. Refere ainda, que os sistemas dinâmicos definem o sistema motor dos humanos como consequência de uma rede de sistemas co-dependentes (e.g., músculo-esquelético, nervoso, respiratório, etc.), dos quais os padrões motores emergem através de processos de “Auto-Organização” dos sistemas físicos e biológicos (Glazier, Davids, & Bartlett, 2003; Kelso, 1995; Williams, Davids, & Williams, 1999).

Esta teoria combina-se com as teorias da Biomecânica, nomeadamente a teoria que suporta o desenvolvimento da tarefa em estudo, através do modelo do pêndulo e do pêndulo inverso, a qual sustenta um rendimento energético superior a outro modo de locomoção. Esta conservação de energia é conseguida através do aproveitamento da força da gravidade aliada a uma, bem sistematizada, acção das forças cinéticas. À luz dos sistemas dinâmicos podemos referir que este modelo é explicado pela “Auto-Organização” do sistema físico e biológico (Farley & Ferris, 1998).

3.1. Sistemas Dinâmicos e Acção Motora

Bernstein (1967) levanta um problema do ponto de vista do sistema motor: visto o corpo humano ser um sistema complexo, quer a nível neural como mecânico, como é que este consegue efectivar um movimento, tendo em conta a complexidade de informação a processar para controlar os graus de liberdade dos vários segmentos? Este, defende que efectivação do movimento está relacionada com o processo de dominar ou restringir os graus de liberdade do sistema motor, processo denominado por coordenação.

É tendo em conta o conceito de coordenação, que os sistemas dinâmicos focam o aperfeiçoamento das habilidades motoras essenciais, no processo de desenvolvimento motor, pelo qual passamos desde o nascimento até ao completo desenvolvimento ou durante toda a vida (*lifespan*). Este aperfeiçoamento deve-se sobretudo a duas perspectivas dos sistemas

dinâmicos: Conjunto de Movimentos Espontâneos e a Exploração Dinâmica (Goldfield, 1995).

O conceito de conjunto de movimentos espontâneos afirma que os humanos não têm a noção do tipo e variedade dos movimentos e a sua utilidade na concretização de tarefa (Goldfield, 1995), principalmente em fases de vida iniciais. Estes movimentos têm normalmente grande dimensão espacial, ou seja, utilizam os graus de liberdade existentes em cada segmento numa variedade de trajetórias, sendo apenas limitados pela estrutura dos sistemas neural e muscular. Tem sido revelado em vários estudos (Bingham, 1988; Kay, 1988; Kay, Saltzman, & Kelso, 1991) que à medida que o desenvolvimento motor acontece, a formação de organizações macroscópicas a nível neural, muscular e esquelética também aumentam, traduzindo-se em movimentos coordenados e específicos nas dimensões dinâmicas utilizadas, ou seja, à medida que a coordenação é desenvolvida, o indivíduo vai reduzindo drasticamente os graus de liberdade do sistema motor (Turvey, 1990), de modo a que estes se tornem mais económicos.

Por outro lado a “Exploração Dinâmica” diz-nos que o movimento realizado pelos humanos, é possível apenas pela gradual auto-suficiência dos sistemas complexos (Kelso & Kay, 1987), ou seja, os movimentos complexos são criados à medida que as propriedades do corpo são exploradas, formando-se através da adaptação do organismo ao envolvimento; os organismos criados em envoltimentos diferentes, desenvolvem movimentos complexos de forma diferente, ajustados ao meio que incorporam. É nesta perspectiva que a adaptação da grávida às alterações morfológicas poderá acontecer. A exploração diária do corpo, nos vários constrangimentos do envolvimento, poderá promover a “Auto-Organização” de todo o sistema neuromuscular, de forma a compensar a sobrecarga que acontece ao nível das estruturas osteomusculares, hipótese esta, que tem sido levantada por vários autores (Falola, et al., 2009; Foti, et al., 2000; Wu et al., 2004).

Das proposições sugeridas por Goldfield (1995) para a análise dos sistemas de acção, destacamos as proposições de “Auto-Organização” e de “Estruturas Coordenativas com Atractores Dinâmicos”. A proposição “Auto-Organização” estabelece que os sistemas conseguem realizar as suas acções progressivamente até atingirem uma estabilidade no seu funcionamento, à qual se dá o nome de padrão (Kelso, 1995). Por exemplo, no sistema motor, quando é possível descrever o padrão de determinada acção motora (padrão motor espontâneo), significa que este evoluiu de forma a realizar o movimento com a mesma

estrutura, normalmente por esta ser a mais económica. A proposição de “Estruturas Coordenativas com Atractores Dinâmicos” vai ao encontro do conceito de padrão, no qual existe um estado ou fase de estabilidade e conforto. Normalmente este estado é chamado de atractor, o qual atrai o comportamento aquando a realização de determinada tarefa. A primeira característica de um atractor é o efeito de atracção ou o efeito magnético que, por exemplo, um ritmo tem noutro ritmo (e.g., ritmo de sucção vs ritmo de respiração. Ver: Dreier, Wolff, Cross, & Cochran, 1979), ou que se pode encontrar no deslocamento quando a velocidade é imposta, aí o sujeito é atraído para o andar ou para o correr (Branco, Catela, & Seabra, 2008). A segunda característica dos atractores é a estabilidade, descrita pela menor variabilidade de variáveis cinemáticas quando se está na presença de atractores, face à maior variabilidade destas fora dos atractores. A terceira característica do atractor é a presença de limites críticos entre fases estáveis, neste caso o indivíduo passa de um atractor para outro sem revelar instabilidade. Estes três factores podem ser verificados à medida que se altera o parâmetro de ordem⁶, o qual tende para uma modificação no comportamento motor, de um estado estável para outro estado estável com uma instabilidade intermédia (Figura 6). Neste caso a instabilidade revela que o indivíduo ainda não está maduro na execução da tarefa, pois mostra incerteza sobre que atractor escolher. Só após um período de exploração conseguirá fazer a transição de um atractor para outro sem instabilidade, e por isso, demonstrando maturidade.

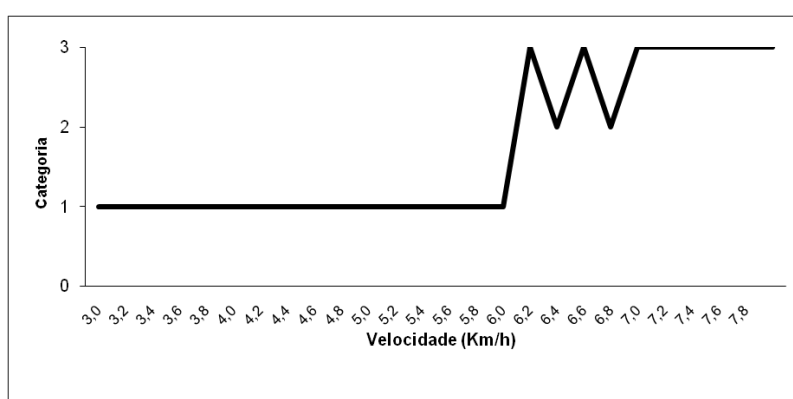


Figura 6 - Exemplo da variabilidade na transição da marcha (atractor 1) para a corrida (atractor 2) adaptado de Branco, Catela e Seabra (2008)

⁶ **Parâmetro de ordem** é uma variável colectiva ou parâmetro que poderá conduzir de um padrão motor para outro, ou seja, transporta o comportamento motor de um atractor para outro (Kelso, 1995). No entanto, poderá existir uma alteração do parâmetro de ordem sem que haja alteração do comportamento motor, considerando então que o sujeito está numa fase de transição, onde a variabilidade é maior. Exemplos: velocidade, carga, distância, etc.

Na grávida, o aumento da morfologia e da massa corporal é entendido como um parâmetro de ordem, o qual poderá introduzir na locomoção uma maior variabilidade. Na gravidez o terceiro trimestre é conhecido pela fase onde o feto tem uma maior velocidade de crescimento, quer em tamanho, quer em massa. Este aumento rápido pode não permitir à mulher experimentar de forma suficiente a locomoção e, portanto, é de esperar que neste trimestre existam maiores níveis de variabilidade. Falola (2009), revela que a variabilidade das variáveis cinemáticas é encontrada a partir do sexto mês de gestação, no entanto, as grávidas parecem auto-organizar-se de modo a diminuir o dispêndio energético e aumentar a estabilidade.

3.2. Biomecânica e Sistemas Dinâmicos

À medida que a locomoção tem sido estudada, maior tem sido a compreensão da interacção entre as numerosas subdivisões dos sistemas neuromuscular e músculo-esquelético para a produção da mesma (Farley & Ferris, 1998). Ao nível mecânico e à luz do modelo de pêndulo invertido, podemos caracterizar a locomoção através do deslocamento do centro de massa, no qual as flutuações energéticas durante as fases da marcha encaminham-se para a economia, utilizando as forças externas, nomeadamente da força gravitacional. À luz dos sistemas dinâmicos, o padrão de locomoção decorre da interacção entre constrangimentos do organismo ou intrínsecos, pelas propriedades neuromusculares e músculo-esqueléticas e, de constrangimentos do envolvimento ou extrínsecos pela actuação da força gravítica.

Andar é comparado ao um sistema com dois pêndulos simétricos. O primeiro pêndulo, com eixo na cabeça do fémur, desloca-se pelo balancear da coxa. O segundo é conhecido como pêndulo invertido pois tem como eixo o apoio do pé no chão e desloca-se transportando o membro inferior e por conseguinte todo o corpo. Esta analogia é utilizada para explicar a conservação de energia durante o andar (Kuo, Donelan, & Ruina, 2005). O deslocamento é conseguido através da transição de um pêndulo invertido para o pêndulo invertido do apoio seguinte (Figura 7).

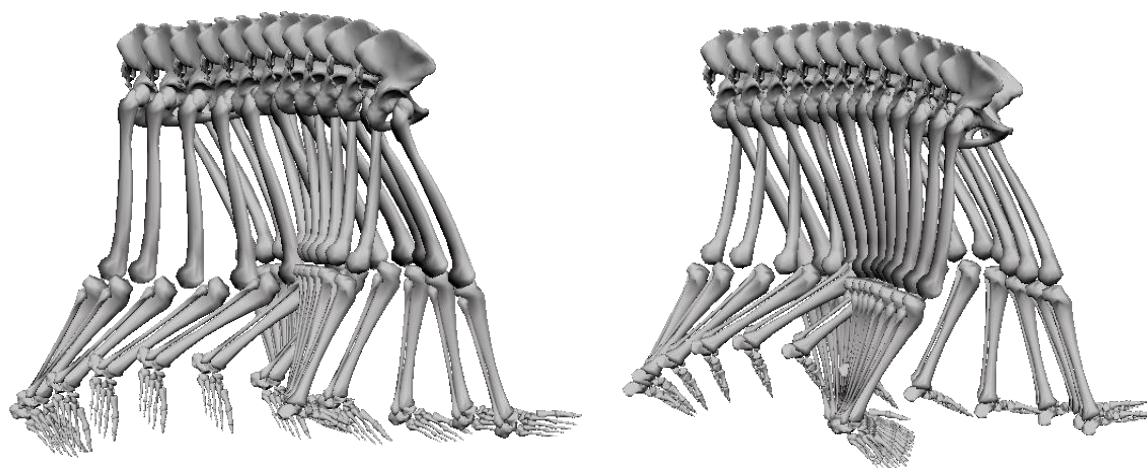


Figura 7 - Exemplificação do modelo de pêndulo (à esquerda) e pêndulo invertido (à direita) num passo da marcha humana, tendo como referência o membro inferior direito.

A conservação de energia através do modelo de pêndulo e pêndulo invertido é conseguida nos respectivos deslocamentos verticais e horizontais do centro de massa. Este

alcança o seu ponto mais alto a meio da fase de apoio, traduzindo-se numa maximização da energia potencial gravítica do centro de massa e, por outro lado, a energia cinética regista o menor valor até ao final da primeira metade da fase de apoio. Na segunda metade da fase de apoio a energia potencial gravítica diminui em oposição à energia cinética do centro de massa, a qual aumenta devido ao efeito de aceleração horizontal, atingindo o pico de intensidade imediatamente antes do contacto do pé no chão. Assim, a energia potencial gravítica e a energia cinética, do centro de massa, estão em anti-fase aproximadamente à distância de meio ciclo (Figura 8), ou seja, o pico máximo de uma energia está sincronizada com o pico mínimo da outra energia.

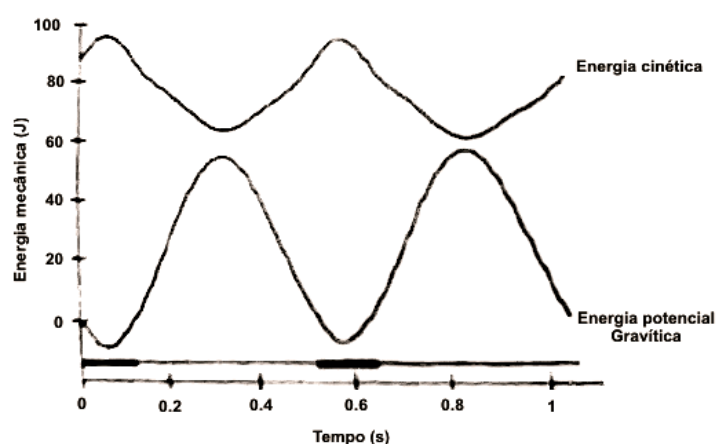


Figura 8 - Flutuações cinéticas e potenciais gravíticas do centro de massa durante a marcha a uma velocidade de 1,25 m/s (adaptado de Farley & Ferris, 1998).

Devido à eficiência deste modelo mecânico, o consumo energético durante marcha é menor que em qualquer outro modo de deslocamento humano (Alexander, 2002; Kuo, et al., 2005).

Na grávida, devido ao deslocamento anterior do centro de massa, a energia cinética e potencial gravítica poderá ser alterada, conduzindo a diferentes estímulos, comportamentos e compensações motoras. De certo modo, a locomoção pode ser tida como um sistema que se “auto-organiza” em torno da interacção entre constrangimentos intrínsecos e constrangimentos extrínsecos. A produção deste comportamento motor aparenta não necessitar de mais do que elementos mecânicos e físicos, de uma forma dinâmica mas ao mesmo tempo estável. A instabilidade provocada pela deslocação do centro de gravidade poderá desencadear não uma desregulação do sistema motor mas uma reorganização dos elementos que o compõem, originando novas soluções motoras conducentes a uma

estabilidade dinâmica, que são económicas no sentido que tiram proveito energético e motor dessa mesma instabilidade.

4.Estado da Arte

No sentido de estudar a influência das alterações anatómicas durante a gravidez, Foti et al. (2000), investigaram 15 grávidas na segunda metade do último trimestre de gestação e novamente um ano após o parto. As hipóteses levantadas sugerem desvios aos padrões da marcha, que podem contribuir para lesões por excesso de uso, principalmente em mulheres com menor capacidade física. Foram utilizados marcadores reflectores redondos em pontos anatómicos de modo poder ser calculados os parâmetros cinéticos e cinemáticos. Para captura tridimensional foram utilizadas seis câmaras com uma taxa de captura de 60 Hz e uma plataforma de forças com uma taxa amostral de 600 Hz. Os parâmetros cinemáticos foram calculados com recurso ao *Vicon Clinical Manager Software*. Os valores de potência e momentos de força internos foram resultado do inverso da magnitude do momento de força externo medido pela plataforma de forças e através de outros dados cinemáticos. Os dados do tronco foram calculados com base no sistema de coordenadas global (laboratório). A largura da base de suporte dinâmica normalizada foi calculada através da razão da média das distâncias entre as duas articulações do tornozelo durante o apoio duplo e a largura da bacia.

Relativamente aos parâmetros temporais e de distância não foram encontradas diferenças na velocidade da marcha, comprimento do passo e cadência entre as condições experimentais. Existiram diferenças pequenas mas significativas nos apoios simples e duplo entre as condições. Os dados cinéticos e cinemáticos revelaram aumentos significativos na inclinação máxima da bacia, máxima flexão da coxa e na adução da coxa na fase de apoio, durante a gravidez. Em termos gerais, na gravidez, a inclinação anterior da bacia sofreu um aumento de 4°. Não houve alterações no movimento oblíquo e rotação da bacia, nem na trajectória do pé na fase de apoio. O tradicionalmente chamado “andar-à-pato”, que consiste no aumento da base de apoio dinâmica normalizada, na rotação externa do pé, no movimento oblíquo e rotação da bacia não foi encontrado neste estudo. Os autores consideram que com base em dados cinemáticos não se podem generalizar conclusões de como é alterada a postura durante a gravidez. Os dados revelam que, devido às variações inter-sujeitos, as alterações posturais não são comuns entre todas as grávidas. No entanto, foram encontrados aumentos da lordose lombar em seis grávidas, com aumento da inclinação anterior da bacia, mantendo a posição erecta do tronco.

Os parâmetros cinéticos apontam várias alterações. O aumento do momento e da potência da coxa no plano frontal e sagital e o momento e potência do tornozelo no plano sagital, parecem reflectir compensações utilizadas na manutenção do padrão de marcha, apesar de haver aumentos substanciais na massa corporal e um deslocamento anterior do centro de gravidade. Estas alterações sugerem um aumento do uso dos abdutores e extensores da coxa e, dos flexores plantares do pé, podendo provocar um desgaste por uso que, por sua vez, poderão contribuir para dores pélvicas, da coxa, da perna ou outras partes da extremidade do membro inferior.

Em futuros estudos, os autores sugerem que sejam encontradas novas estratégias para minimizar o erro de marcação dos pontos anatómicos (e.g. Espinha Ilíaca Antero-Superior), causado pelo aumento do volume abdominal.

Wu et al.(2002), no sentido de investigar a marcha em grávidas com dor pélvica, especialmente na coordenação entre a rotação pélvica e a rotação torácica, recolheu dados cinéticos e cinemáticos em 9 grávidas com dor pélvica durante a gravidez e até pelo menos seis meses pós-parto e outras 9 sem historial de dores na coluna vertebral, problemas músculo-esqueléticos ou neurológicos.

As participantes realizaram a marcha num tapete rolante a diferentes velocidades, com quatro *light-emitting-diodes* (LED's) fixos a um *cluster* de alumínio em forma de T. Estes *clusters* estavam fixos aos ombros e pélvis, para uma recolha bidimensional utilizando o software *SelspotTM*, de modo a recolher as rotações pélvicas e torácicas. Todos os sujeitos experimentaram a marcha na passadeira até se sentirem confortáveis na mesma. Os dados foram tratados utilizando equações de estimação generalizadas.

As participantes saudáveis conseguiram andar entre os 0,39 m/s e os 1,5 m/s e o grupo experimental atingiu uma velocidade média de $0,81 \pm 0,44$ m/s, mostrando haver diferenças significativas na velocidade máxima entre os dois grupos. Não houve diferenças significativas na amplitude das rotações entre os dois grupos, no plano transversal, da bacia, e do tórax. No entanto estas amplitudes tendem a ser superiores no grupo de controlo. Os índices de harmonicidade de coordenação entre a rotação pélvica e torácica são igualmente grandes em ambos os grupos. A média da fase relativa de *Fourier* entre a rotação pélvica e torácica foi significativamente mais baixa no grupo experimental, sendo estas diferenças a velocidades superiores, mostrando ainda padrões “em-fase” versus padrões “anti-fase” para participantes

saudáveis. As grávidas com dor pélvica parecem evitar grandes diferenças de fase na coordenação entre a rotação pélvica e torácica em grandes.

Pensamos que os resultados deste estudo podem ser interpretados à luz da Teoria dos Sistema dinâmicos no que toca às velocidades conseguidas, fruto da auto-exploração e da auto-organização. Pensamos também que o observado nas grávidas, relativamente à coordenação pélvis-tórax, é um exemplo da influência dos constrangimentos morfológicos e da dor pélvica na coordenação motora. Podemos verificar que a gestão dos graus de liberdade realizada pelas grávidas não converge para a diminuição da amplitude do movimento, mas para uma deterioração da coordenação pélvis-tórax, enquanto resultado dos mesmos constrangimentos. Finalmente, os resultados deste estudo confirmam o conceito de desenvolvimento motor por nós assumido: a gravidez é um momento de modificações no comportamento motor num ser que já havia aprendido a andar e cujo padrão estava estável e, que devido aos constrangimentos “impostos” pela gravidez, houve a necessidade auto-organizarem algumas componentes para um novo padrão espontâneo de locomoção.

Existem poucas dúvidas que a marcha é influenciada pela gravidez. No entanto, essas diferenças são difíceis de identificar. Wu et al. (2004) estudaram doze grávidas entre as 20 e as 34 semanas e treze não grávidas com idades compreendidas entre os 20 e os 45 anos de idade. Foi recolhida a marcha num tapete rolante *Biostar Giant* e capturadas por um sistema *optoelectronic* com 2x3 câmaras de captação de marcadores de *infrared-emitting-diodes* (IED's) a uma taxa de 100Hz. Os marcadores eram fixos na pélvis e tórax. As participantes foram colocadas a andar no tapete rolante a velocidades entre 0,17m/s e 1,72m/s, com patamares de 3 minutos em cada velocidade com aumentos de 0,11m/s.

A velocidade preferida foi escolhida através de questionamento às participantes, e cujo valores médios foram de 1,03m/s para as grávidas e de 1,19m/s para as não grávidas. Não foram encontradas correlações entre as velocidades confortáveis e a idade ou o peso e não foram encontradas diferenças significativas nas amplitudes de rotação e nos desvios padrão nas diferentes velocidades. No entanto, a velocidade confortável é significativamente menor nas grávidas.

O padrão geral da marcha em mulheres grávidas é semelhante ao das não grávidas. No entanto, parece que as grávidas têm maior dificuldade em realizar coordenações bacia-tórax em “anti-fase”, em velocidades superiores.

Consideramos que estes resultados confirmam os resultados encontrados no estudo anterior. Será que isto significa que certos aspectos do padrão são invariantes, no sentido que têm que se manter? E a falta de congruência, entre estudos, na relação entre velocidade e a gravidez, pode ser um indicador de que o sistema motor está à procura de uma nova estabilidade?

Lymberry e Gilleard (2005) com o propósito de estudar variáveis espaço-temporais e parâmetros das forças de reacção do apoio na fase de apoio na marcha, em treze grávidas no final da gestação, analisaram o comprimento do passo, largura do passo, tempo de apoio, percentagem de tempo gasto em apoio duplo, orientação do pé e a velocidade. Os parâmetros foram normalizados para o peso corporal e o deslocamento relativo ao centro de gravidade.

Foram utilizados para análise tridimensional uma recolha estática e quatro séries de recolhas dinâmicas com contacto do pé direito na plataforma de forças. As recolhas foram realizadas com oito câmaras em círculo a 60Hz e uma plataforma de forças Kistler com uma taxa de 960Hz. O software utilizado foi o *Expert Vision System* de análise do movimento.

Os parâmetros espaço-temporais foram determinados pelas trajectórias espaciais dos marcadores colocados no maléolo externo e no metatarso e, pelo início e final do contacto na plataforma de forças.

Houve um aumento significativo na largura do passo da primeira recolha (38 semanas) para a segunda recolha (8 semanas pós-parto), no entanto, na velocidade, comprimento do passo, tempo de apoio, percentagem de tempo em duplo apoio e orientação do pé não tiveram diferenças significativas, bem como nas forças de reacção do apoio vertical e anteroposterior. O centro de pressão move-se medialmente, no início e menos anteriormente no apoio completo. Não houve diferenças na variabilidade intra-sujeito quer nos parâmetros temporoespaciais, quer nos parâmetros das forças de reacção do apoio.

As alterações nos padrões de marcha acontecem no sentido de promover a estabilidade. Um aumento das forças de reacção do apoio mediais e mediolaterais poderão estar relacionadas com a necessidade de aumentar a estabilidade mediolateral, causado pelo aumento da massa corporal. A orientação do pé não difere da primeira para a segunda recolha, no entanto o deslocamento do centro de gravidade é significativamente diferente.

As diferenças sugerem que as mulheres conseguem adaptar a sua marcha para maximizar a estabilidade na fase de apoio, e para controlarem o movimento mediolateral.

Wu et al.(2008) com o objectivo de caracterizar a marcha em grávidas com dor pélvica, através da recolha de marcha num tapete rolante *Biostar Giant* e capturadas por um sistema *optoelectronic* com 2x3 câmaras de captação de marcadores de IED's a uma taxa de 100Hz, recrutaram doze grávidas saudáveis e doze grávidas com dor pélvica. Os marcadores eram fixos na pélvis e tórax. A amostra foi colocada a andar no tapete rolante a velocidades entre 0,6 Km/h e 6,2 Km/h, com patamares de 3 minutos em cada velocidade com aumentos de 0,4 Km/h. Os dados cinemáticos sofreram uma filtragem passa-baixo de 10Hz. O ciclo do passo foi definido com dois contactos do mesmo pé no chão. Foram calculados os intervalos de variação das amplitudes da bacia, tórax e zona lombar.

A velocidade máxima foi menor e, a variabilidade inter-individual foi maior no grupo experimental. As grávidas saudáveis diminuíram a amplitude rotacional da zona lombar em velocidades superiores a 4,4 Km/h, para se manterem relativamente estáveis. A amplitude rotacional do tórax diminuiu a partir de 2,0 Km/h em ambos os grupos. O efeito da velocidade no tempo das rotações lombares foi significativo.

As rotações dos segmentos foram maior no grupo experimental, rotações do tronco mantêm-se inalteradas entre grupos, o movimento do tórax acontece mais cedo no ciclo do passo em velocidades mais altas no grupo experimental, bem como a coordenação bacia-torax e zona lombar-torax.

As mudanças no controlo motor e na coordenação está associado à dor pélvica ou lombar. Algumas grávidas andaram com rotações superiores nos segmentos estudados, talvez como forma de adaptação a problemas ocultos. O risco de lesões sacro-ilíacas parece estar controlado pela alteração do pico de rotação do tórax.

É proposto em estudos futuros utilizar os parâmetros cinemáticos como variáveis dependentes.

Os intervenientes nesta população devem ter em conta que as grávidas devem evitar rotações do tronco durante a marcha.

Com o objectivo de estudar a modificação do padrão locomotor da marcha durante a gravidez, Falola et al.(2009) analisaram 124 grávidas em oito períodos, do segundo ao nono mês de gestação, medindo a massa corporal e a massa gorda. A tarefa consistiu em andar à velocidade preferida, sendo analisada a distância percorrida, o número de passos, a duração, o

comprimento do passo, a velocidade, a frequência e a variabilidade, adoptando como modelo pendular como modelo teórico. A amostra percorreu 50 metros de distância num solo de laterita (tipo de solo avermelhado cujo componente principal é o óxido de ferro). O instrumento utilizado foram pedómetros *Dista F100 Basic*. As variáveis a analisar foram a distância percorrida, o número de passos, a duração, o comprimento do passo, a velocidade, a frequência e a variabilidade. Esta última foi calculada através do coeficiente de variação.

Observou-se um efeito significativo do período de gestação nas variáveis dependentes. A partir do terceiro mês há uma diminuição significativa e regular da velocidade da marcha, associado a um aumento da massa gorda e da massa corporal. A partir do quarto mês observou-se uma diminuição significativa da frequência do passo e a partir do sexto mês um aumento da variabilidade do passo. A marcha é considerada um sistema pendular, onde apenas o comprimento do braço do pêndulo modifica a frequência de oscilação, e cujo padrão de locomoção segue um sistema de “Auto-Organização” que tende a minimizar os custos metabólicos do sistema neuromuscular e aumentar a estabilidade do padrão locomotor.

A gravidez resulta num aumento da perturbação de locomoção demonstrado pelo aumento da variabilidade do passo e pela diminuição da velocidade da marcha, bem como um aumento de massa gorda significativamente correlacionado com variações no padrão locomotor.

5.Problemática

Embora nos últimos anos os estudos em grávidas tenham aumentado, a necessidade de estudar com maior rigor esta população é sugerida pelos autores dos vários estudos pesquisados, devido à grande variação inter-sujeitos, aos diferentes progressos e fases na gestação, ao índice de actividade física e a outros factores (Falola, et al., 2009; Foti, et al., 2000; Lymbery & Gilleard, 2005; Wu, et al., 2008; Wu, et al., 2002; Wu, et al., 2004).

O corpo da grávida revela modificações morfológicas ao longo do tempo. Isto leva-nos a considerar e a levantar algumas questões: Será que os constrangimentos orgânicos provocam mudanças no padrão da marcha (Falola, et al., 2009; Fonseca, Magini, & Freitas, 2009; Gilleard, Crosbie, & Smith, 2008)? E se provocam mudanças, em que parâmetros, estas se revelam com maior intensidade? Serão verificadas nos parâmetros espaço-temporais, cinéticos e/ou cinemáticos? São identificáveis no comprimento e largura do passo? Nas forças de reacção do apoio? Na distribuição do centro de pressão do pé? No momento angular? E na potência? Se existir modificação destes parâmetros, como é que elas ocorrem, de modo contínuo ou abrupto (Falola, et al., 2009; Wu, et al., 2004)? Será que a grávida tem tempo para adquirir um comportamento estável e confortável no terceiro trimestre? E como responde o sistema de acção da grávida a essas mudanças, revelando estabilidade ou instabilidade (Falola, et al., 2009; Lymbery & Gilleard, 2005)?

Embora nos estudos revistos possamos verificar algumas alterações nos parâmetros estudados, outra questão é levantada devido à ausência da quantidade de erro associado aos instrumentos de captura (e.g., Foti, et al., 2000; Wu, et al., 2008; Wu, et al., 2002; Wu, et al., 2004). Assim, será que os resultados serão semelhantes aos estudos revistos, quando o erro dos instrumentos de captura estabelecido é inferior a 1mm?

5.1. Objectivos

Com base no modelo teórico dos Sistemas Dinâmicos (Kelso, 1995) para os Sistemas de Acção (Turvey, 1990) e nos pressupostos dos constrangimentos na coordenação motora (Newell, 1986) pretendemos verificar a influência dos constrangimentos orgânicos no parâmetro de ordem comportamento locomotor e na estabilidade do sistema de acção, ou seja, pretende-se com este estudo analisar o comportamento motor das participantes nos parâmetros espaço-temporais, cinéticos e cinemáticos da marcha ao longo do período de gestação, em especial no último trimestre de gravidez, devido ao aumento de massa do feto (Falola, et al., 2009).

No segundo objectivo, pretendemos verificar se a grávida se auto-organiza de modo a manter um comportamento locomotor estável (Lymberry & Gilleard, 2005).

Com o terceiro objectivo pretendemos, comparar os comportamentos observados no final do trimestre de gravidez, com os mesmos noutros períodos de gestação e no pós-parto, de modo a perceber se as alterações acontecem de forma contínua ou abrupta, averiguando onde é observada a maior variabilidade do sistema, enquanto indicador de transição entre comportamentos estáveis.

5.2. Hipóteses

O efeito dos constrangimentos orgânicos sobre a coordenação do movimento de Newell (1986) faz prever que as adaptações ao crescimento do feto, respectivas alterações morfológicas e aumento da massa corporal, constrojam o sistema locomotor a uma reorganização dos parâmetros espaço-temporais. Assim pretendemos testar a seguinte hipótese:

H1. Os parâmetros espaço-temporais apresentam divergências significativas entre o início do terceiro trimestre, final do mesmo e pós-parto, nomeadamente na diminuição da velocidade de execução e, portanto, no aumento do tempo do ciclo de marcha (Branco et al., 2009; Falola, et al., 2009; Wu, et al., 2008), no aumento da largura entre apoios, na diminuição do comprimento do passo, no aumento do tempo de apoio simples e duplo e na manutenção do tempo da fase aérea do pé (Branco, et al., 2009; Falola, et al., 2009; Foti, et al., 2000; Lymberry & Gilleard, 2005);

Recordando o problema de Bernstein (1967) e que ao longo a gravidez, tal como no desenvolvimento motor, as participantes sofram alguma instabilidade de modo a serem capaz de estabelecer estruturas de coordenação que convirjam de forma a coordenar os graus de liberdade das articulações do membro inferior para um comportamento estável, formulamos as seguintes hipóteses:

H2. Os parâmetros cinemáticos apresentam divergências significativas entre o início do terceiro trimestre, final do mesmo e pós-parto, nomeadamente no aumento das amplitudes de flexão/extensão, adução/abdução e rotação das principais articulações do membro inferior (Branco, et al., 2009; Foti, et al., 2000; Wu, et al., 2008);

H3. Os parâmetros cinéticos apresentam divergências significativas entre o início do terceiro trimestre, final do mesmo e pós-parto, nomeadamente no aumento da potência, do momento articular nas principais articulações do membro inferior e, também, nas forças de reacção do apoio realizadas pelas participantes (Branco, et al., 2009; Lymberry & Gilleard, 2005);

H4. Existe um aumento significativo da variabilidade dos valores temporais, cinéticos e cinemáticos, na fase tardia da gravidez (Falola, et al., 2009; Lymberry & Gilleard, 2005; Wu, et al., 2008).

6. Metodologia

6.1. Amostra

A amostra foi constituída por 8 mulheres grávidas e no pós-parto, com idades compreendidas entre os 20 e os 36 anos ($28,85 \pm 4,60$ anos), no entanto, devido à mortalidade⁷ da amostra apenas 5 destas fizeram mais do que uma recolha. Na Tabela 1, podemos verificar os valores que caracterizam as participantes por momento de recolha e respectiva média e desvio padrão.

Tabela 1 – Caracterização das participantes por momento de recolha (I2T – Início do 2.º trimestre; I3T – Início do 3.º trimestre; PP – Pós-Parto).

	ID	1	2	3	4	5	6	7	8	Média	DP
	Idade (anos)	29,06	36,21	28,97	27,02	28,93	20,20	32,68	27,71	28,85	4,60
	Altura	1,59	1,64	1,63	1,63	1,75	1,59	1,58	1,78	1,65	0,08
2T	Peso					74,3	52,7			63,5	15,3
	Semanas					19,71	19,57			19,64	0,10
I3T	Peso	65,5	65,3		69,7	80,5		58,4	83,0	70,4	9,5
	Semanas	30,00	27,29		29,86	31,14		32,57	27,57	29,74	2,04
F3T	Peso	68,0	70,0	63,4	73,0					68,6	4,0
	Semanas	38,00	38,14	35,29	37,86					37,32	1,36
PP	Peso	64,5	58	55,9						59,5	4,5
	Meses	7,33	6,70	8,27						7,43	0,79

A amostra foi de conveniência e quando contactada foi informada das várias recolhas que iriam acontecer e a respectiva coincidência com as diferentes fases de gestação e pós-parto. A amostra foi contactada pessoalmente, à qual foi solicitada a autorização escrita por consentimento informado (Anexo 1). A participação foi estritamente voluntária e sem compensações de qualquer ordem. Os critérios de selecção englobavam ainda uma gravidez de baixo risco e demonstração de disponibilidade para a realização das recolhas (Lymbery & Gilleard, 2005). Foram ainda questionadas relativamente a problemas osteo-articulares ou na locomoção, cujas respostas foram negativas.

⁷ Entenda-se por mortalidade uma ameaça à validade interna do estudo, cuja consequência é o abandono do mesmo. O abandono aconteceu neste estudo, devido a vários factores nomeadamente devido ao parto acontecer antes da recolha do final do terceiro trimestre.

6.2. Tarefa

A tarefa consistiu em andar à velocidade confortável com os pés descalços e em linha recta num pavimento sintético de cor azul, onde a plataforma de recolhas de forças de reacção do apoio não é visível. O piso tem recortes sem um padrão específico e não apresenta irregularidades. Foi pedido à participante, que andasse a uma velocidade confortável e natural (Falola, et al., 2009), numa distância entre dois pontos de 7 metros durante 3x1 minuto. Foi realizado um estudo preliminar para verificar aplicabilidade da tarefa, testar os procedimentos e para detectar eventuais factores a corrigir durante a recolha (Branco, et al., 2009).

6.3. Desenho experimental

Este estudo encontra-se no IV nível de investigação e basear-se-á no método Hipotético-Dedutivo, com base no modelo teórico dos Sistemas Dinâmicos (Kelso, 1995) para os Sistemas de Acção (Turvey, 1990) e nos pressupostos dos constrangimentos na coordenação motora (Newell, 1986). Pretendemos verificar a influência dos constrangimentos orgânicos no parâmetro de ordem comportamento locomotor e na estabilidade do sistema de acção, através de componentes biomecânicas.

Dada a dificuldade prevista em acompanhar longitudinalmente todas as participantes, optamos por um desenho experimental cruzado ou *Cross-Over*, o qual tem por objectivo uma análise estatística de medidas repetidas. Na Figura 9 podemos ver um esquema do desenho experimental cruzado, cujo método utiliza a mesma amostra como grupo de controlo e como grupo experimental relativamente ao momento de recolha, ou seja, o grupo de experimental numa fase do estudo é o grupo de controlo na fase seguinte (Rosing & Susin, 1999).

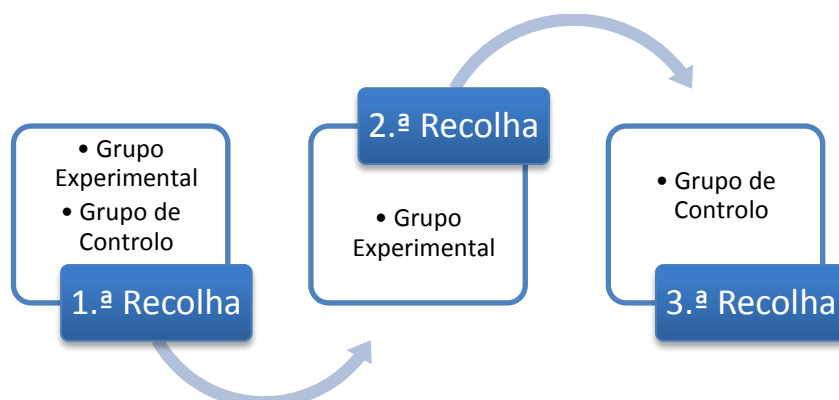


Figura 9 - Desenho Experimental *Cross-Over*.

A Figura 9 exemplifica o tipo de relação existente entre o grupo experimental e o grupo de controlo. A primeira recolha aconteceu após existir alguma transformação física. Assim, os dados servirão de controlo às recolhas seguintes, mas os mesmos dados serão experimentais para a análise no pós-parto, servindo os dados desta última como controlo. Embora a mulher recupere no pós-parto a sua funcionalidade, reconhecemos que os sistemas orgânicos da mulher e o respectivo comportamento motor poderão não regressar ao estado anterior à gravidez (Lymberry & Gilleard, 2005).

A conjugação do desenho experimental com os momentos de recolha, poderão ser consultados na Figura 10.



Figura 10 - Conjugação do desenho experimental com os momentos de recolha.

6.4. Recolha de dados

As recolhas foram efectuadas no Laboratório de Neuromecânica da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa.

Numa primeira fase, as câmaras estavam entre os dois e os três metros de altura, o que se revelou um problema, pois os pontos colocados no pé deixavam de ser visíveis durante a execução da tarefa. Foi colocada a questão de qual a melhor configuração de marcas a colocar nas participantes? O software de modelação reconhece três configurações: *HELEN HAYES* (Kadaba, Ramakrishnan, & Wootten, 1990), *CODA* (Maynard, Bakheit, Oldham, & Freeman, 2003) e a configuração própria do software *VISUAL3D* (Kepple, 1989). Estas configurações têm alguma divergência no local de colocação dos marcadores. Verificámos que para modelar o segmento da pélvis a melhor configuração é *CODA*, por haver menor dificuldade em encontrar os topos ósseos, problema encontrado nas outras configurações quando a

participante está no último trimestre de gestação. Nos restantes segmentos foram utilizados a configuração *VISUAL3D*. É de destacar a facilidade em sincronizar as duas fontes de sinal (cinética e cinemática).

Para a recolha dos dados foram utilizadas, para captura digital da tarefa, nove câmaras de infra-vermelhos de alta velocidade da marca *Qualisys Oqus 300*, a uma taxa de 200Hz e, duas plataformas de forças *Kistler Integrated Force Platform* modelos 9281B e 9283U014 (Kistler Instruments Ltd, Winterthur, Switzerland) com uma amostragem de 1000Hz. A captura e sincronização dos dados cinéticos e cinemáticos foram realizadas no software *Qualisys Track Manager* (QTM) versão 2.3 (build 495).

O erro do sistema de captura foi realizado no momento de calibração antes de cada recolha, ficando caracterizado por um erro de $0,68 \pm 0,14$ mm. Estes valores foram calculados através do valor médio de cada recolha, os quais tiveram um valor mínimo de 0,42mm e um máximo de 0,9mm.

A modelação dos segmentos do membro inferior foi efectuada no software *Visual3D* (V3D) versão *standard* 4.75.13. Além deste material foi utilizada uma balança *SECA* para medição da massa corporal.

O software assenta num computador *Dell* com o sistema operativo *Windows XP*.

Na Figura 11, podemos ver a representação virtual do espaço tridimensional e diferentes visualizações dos softwares de recolha (QTM) e modelação (V3D) utilizados, em diferentes fases do processo.

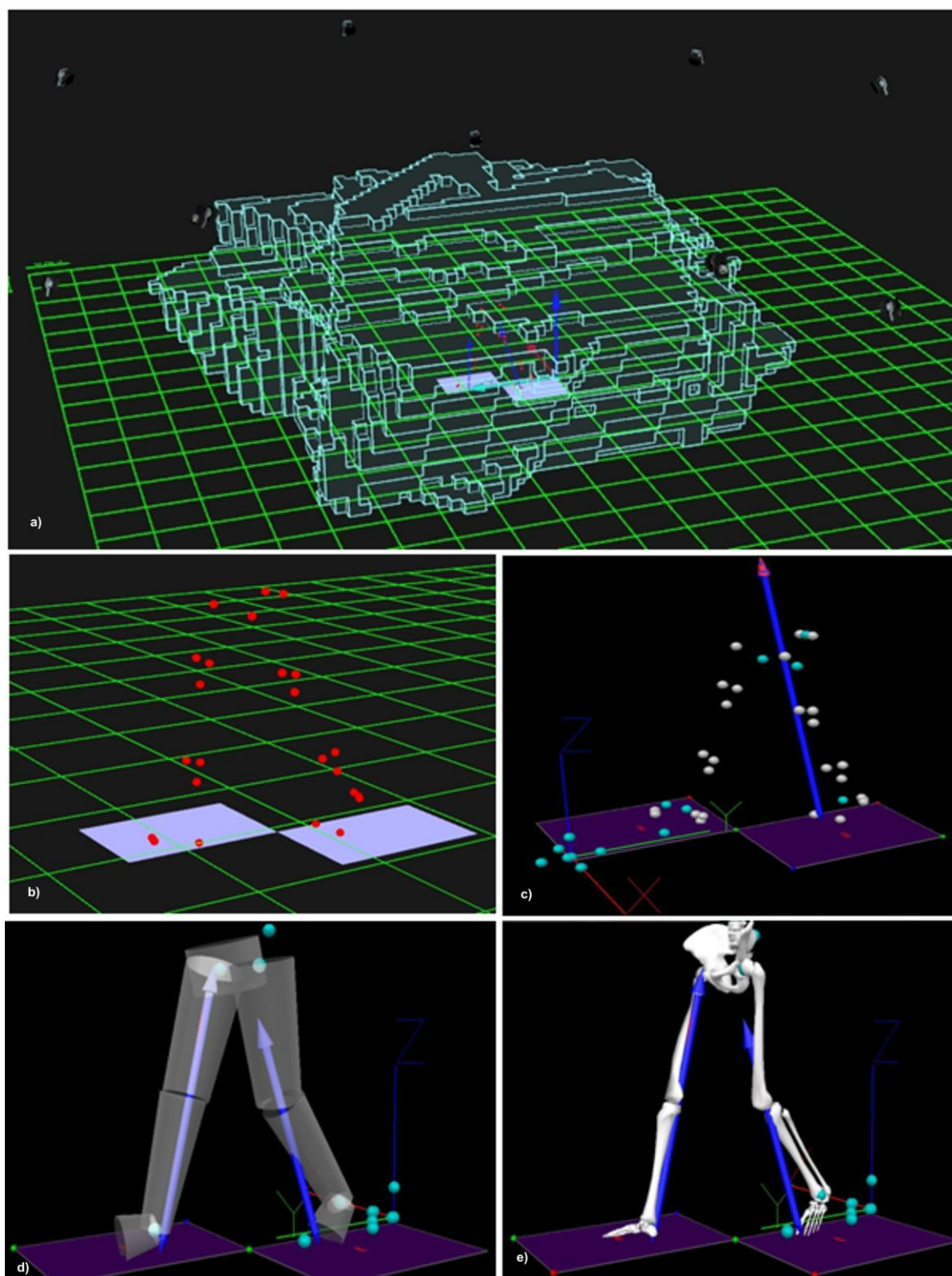


Figura 11 - Representação virtual do espaço tridimensional das recolhas. a) Volume de captura visualizado no QTM; b) Visualização digital dos marcadores no QTM; c) Visualização dos marcadores no V3D; d) Visualização da geometria dos segmentos no V3D; e) Visualização da modelação óssea no V3D.

6.5. Procedimentos e Protocolos

Os procedimentos iniciaram-se com a preparação dos instrumentos para a captura. Estes procedimentos poderão ser consultados no Anexo 2, onde está descrito a calibração do equipamento de captura e todos os passos necessários para a extracção dos dados para tratamento. Após a recepção da grávida (Anexo 5) e a respectiva ambientação ao laboratório, foram colocados os marcadores nos pontos anatómicos (Figura 12), descritos no Anexo 4.



Figura 12 - Fotografias da marcação dos pontos numa grávida no início do terceiro trimestre (à esquerda) e da realização da tarefa (à direita).

Para a definição das fases da marcha utilizamos como referência o protocolo definido por Whittle (2002). Os eventos de *Heel Strike* e *Toe Off*, relativamente aos dados cinemáticos e os eventos de *foot on* e *foot off*, relativamente aos dados cinéticos foram definidos por Stanhope (1990).

Os marcadores para determinar a modelação do segmento da bacia, são definidos pelo protocolo de CODA (Maynard, et al., 2003). Os restantes segmentos são definidos pelo protocolo *VISUAL3D* (Kepple & Stanhope, 2000).

6.6. Tratamento dos dados

Os dados em bruto foram visualizados no software *Qualisys Track Manager*, no qual foi realizada uma interpolação às trajectórias dos pontos que tinham falhas inferiores a 10 frames. Após este passo, no *V3D*, foram aplicados aos dados cinemáticos, um filtro passa-baixo do tipo *Butterworth*⁸ com uma frequência de corte de 7 Hz e o mesmo tipo de filtro aos dados cinéticos embora com uma frequência de corte de 15 Hz (Giakas & Baltzopoulos, 1997). De seguida, foram especificados os eventos de *Heel Strike* e *Toe Off*, relativamente aos dados cinemáticos e os eventos de *foot on* e *foot off*, relativamente aos dados cinéticos (Stanhope, et al., 1990). Estes eventos delimitam cada um dos passos, ou seja, foram definidos em gráfico interactivo os momentos de delimitação das fases do ciclo de marcha. Na fase seguinte os dados foram visualizados em cada ciclo de marcha, os quais foram exportados em ficheiro de texto, abertos em *Microsoft Excel 2007* e construída a base de dados na versão 18 do *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS), bem como a realização do tratamento estatístico.

6.7. Variáveis

Apresentamos o plano operacional de variáveis com a exposição das características das variáveis, nomeadamente designando a forma como serão denominadas durante a recolha, tratamento e apresentação das mesmas.

As variáveis independentes são todas as características das participantes que nos parecem incutir alterações no padrão de marcha (Tabela 2).

Tabela 2 - Tabela discriminativa das variáveis independentes.

Parâmetros	Nome	Código	Tipo	Escala
Características pessoais	Massa corporal	peso	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo de gestação	t_gest	Quantitativa contínua	Razão

⁸ O filtro passa-baixo ou *low-pass filter* permite a passagem de baixas frequências e atenua ou reduz a amplitude de frequências maiores que a frequência de corte (Russ, 2007; Sayood, 2000).

As variáveis dependentes neste estudo são frequentemente encontradas em estudos anteriores, no entanto não é comum a análise bilateral do movimento. Assim, grande parte das variáveis, são referentes a ambos os membros inferiores. Na Tabela 3 podem ser consultadas as variáveis dependentes que foram analisadas.

Tabela 3 - Tabela discriminativa das variáveis dependentes.

Parâmetros	Nome	Código	Tipo	Escala
Espácio-Temporais	Velocidade	veloc	Quantitativa contínua	Razão
	Largura dos apoios	largur	Quantitativa contínua	Razão
	Comprimento dos apoios	comp	Quantitativa contínua	Razão
	Comprimento do passo direito	comp_dir	Quantitativa contínua	Razão
	Comprimento do passo esquerdo	comp_esq	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo do ciclo	t_ciclo	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo do passo direito	t_pas_dir	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo do passo esquerdo	t_pas_esq	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo do apoio direito	t_ap_dir	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo do apoio esquerdo	t_ap_esq	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo de balanço direito	t_bl_dir	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo de balanço esquerdo	t_bl_esq	Quantitativa contínua	Razão
	Tempo de apoio duplo	t_ap_dplo	Quantitativa contínua	Razão
Cinéticos (Tridimensional)	Potência angular	potencia	Quantitativa contínua	Razão
	Momento de força angular	momento	Quantitativa contínua	Razão
	Forças de reacção do apoio (vertical, médio-lateral e antero-posterior)	GRF_X	Quantitativa contínua	Razão
		GRF_Y	Quantitativa contínua	Razão
		GRF_Z	Quantitativa contínua	Razão
Cinemáticos (Tridimensional)	Ângulos das articulações do membro inferior	ang_art	Quantitativa contínua	Razão

As variáveis moderadoras são variáveis que poderão ter influência sobre as variáveis dependentes, indiciando uma persistente relação entre as variáveis dependentes e

independentes, no entanto, a dificuldade do controlo deste tipo de variáveis é maior. Algumas das variáveis que poderão ser moderadoras estão identificadas na Tabela 4.

Tabela 4 – Tabela discriminativa das variáveis moderadoras

Parâmetros	Nome	Código	Tipo	Escala
Características Pessoais	Idade	idade	Quantitativa discreta	Razão
	Massa corporal	peso	Quantitativa contínua	Razão

6.8. Análise estatística dos dados

De acordo com o desenho experimental os dados recolhidos foram analisados através de estatística descritiva e inferencial, de modo a verificar se os parâmetros em estudo são afectados ao longo da evolução da gravidez e no pós-parto.

A normalidade da distribuição foi testada através do teste de *Shapiro-Wilk*, visto a amostra ser de pequenas dimensões (Sá, 2007) e foi detectada a normalidade da mesma na maioria dos parâmetros espaço-temporais. Deste modo foi utilizado o teste de correlação de *Pearson* nos parâmetros com normalidade e o teste ρ *Spearman* nos restantes. Estes últimos foram utilizados para verificar a hipótese H1.

Devido a não existir normalidade da distribuição na maior parte dos parâmetros cinéticos, cinemáticos e à dimensão da amostra, a estatística inferencial utilizada, para comparar os diferentes momentos de recolha, foi realizada com o teste de *Friedman*. Este teste tem como objectivo é determinar se existem diferenças significativas entre classificações ordinais de diferentes recolhas (Vincent, 2005). Estas técnicas estatísticas foram utilizadas para verificar as hipóteses H2, H3 e H4. Os dados das participantes com apenas duas recolhas ou o emparelhamento entre momentos de recolha foram analisados com o teste de *Wilcoxon*.

O nível de significância para a estatística inferencial é de 95%, com uma análise bicaudal.

6.9. Ameaças à validade do estudo

Embora com esta investigação se pretenda conceber um estudo, sem ameaças à validade interna⁹ e externa¹⁰, é necessária uma retrospectiva em cada uma das ameaças de modo a conseguir identificar as fraquezas do estudo.

6.9.1. Ameaças à Validade Interna

Relativamente às ameaças à validade interna do estudo, as ameaças que se podiam verificar ao longo das recolhas são:

A história refere-se a acontecimentos que ocorreram entre as recolhas e que possam comprometer as medições. Neste caso, qualquer acontecimento que possa comprometer a marcha, requer o expurgo da grávida em causa. Facto que não aconteceu.

A maturação, relativamente ao tempo que entre recolhas e devido ao evoluir da gravidez, que neste caso é o objecto de estudo.

O efeito do teste refere-se à aprendizagem que os sujeitos podem ter na execução da tarefa. Neste caso a tarefa é apresentada de forma ao que é habitual e pela liberdade de execução confortável, leva a que não haja influência desta ameaça.

A falta de fiabilidade da instrumentação foi posta de parte por terem sido realizados todos os procedimentos de ajuste e calibração dos instrumentos de recolha. Outra ameaça é a colocação dos marcadores, mas esta tarefa foi realizada por um medidor com formação ISAK¹¹, com treino em medições antropométricas, auxiliado pelos protocolos de colocação de marcadores.

A regressão estatística é uma ameaça cuja escolha de indivíduos com resultados extremos pode comprometer os resultados do estudo. Neste estudo, devemos ter em conta participantes cujos parâmetros analisados, sejam *outliers*. Neste caso, o facto de haver uma amostra reduzida, levou a que, em algumas análises, ficasse demonstrado uma grande divergência de resultados.

⁹ Validade interna de um estudo é a apropriação da atribuição causal das variáveis independentes destacadas no estudo, ou seja, é a confiabilidade de um estudo em expor a relação causal das variáveis independentes nas dependentes (Silvares, 2008).

¹⁰ Validade externa de um estudo é a capacidade que um estudo tem em alargar os seus resultados noutras circunstâncias que não a do estudo, ou seja, é a capacidade de generalizar os resultados (Silvares, 2008).

¹¹ ISAK - International Society for the Advancement of Kinanthropometry

Os efeitos de selecção da amostra são uma ameaça por haver uma ligação entre os indivíduos da amostra a um grupo comum e com as mesmas características. Neste estudo poderá existir esta ameaça por ser uma amostra de conveniência.

A mortalidade é uma ameaça cuja consequência é o abandono do estudo. Neste estudo, com risco acrescido por haver várias recolhas, que se traduz num período de tempo relativamente espaçado, o desinteresse, a incompatibilidade horária das recolhas e o parto antes da recolha final do terceiro trimestre, levaram a que a amostra se fosse reduzindo.

6.9.2. Ameaças à Validade Externa

As ameaças à validade externa poderão acontecer quando existem diferentes interações entre as recolhas e outros factores externos não contemplados.

A especificidade das variáveis poderá ser uma ameaça à validade externa quando as variáveis, os sujeitos, os instrumentos, o momento de recolha e/ou outras circunstâncias específicas acontecem. Neste estudo, certas variáveis independentes, moderadoras ou antecedentes não definidas, poderão ser uma ameaça, por exemplo, duas das participantes são docentes especialistas na área das Ciências do Desporto, desconhece-se se o seu comportamento foi afectado por tal. A fadiga, a instabilidade do humor e outros factores poderão ter influência no comportamento motor da grávida.

Os efeitos resultantes do investigador poderão ser uma ameaça externa à validade do estudo, pelas expectativas que este tem ou pelas características da personalidade do mesmo. Esta ameaça foi controlada por se terem seguido todos os procedimentos.

Os arranjos reactivos, onde a execução da tarefa é influenciada pelos sentimentos ou atitudes dos sujeitos, as quais serão mais difíceis de controlar (e.g., baixo humor, indisposição momentânea, etc.). Durante as recolhas houve a tentativa de manter um ambiente calmo e cortês.

7. Apresentação dos resultados

Este capítulo está organizado de forma a caracterizar os parâmetros espaço-temporais, cinemáticos e cinéticos da marcha, nas participantes no final da gravidez. Após essa caracterização serão confrontados, os mesmos parâmetros, no início, final do terceiro trimestre e pós-parto.

7.1. Caracterização da marcha no final da gravidez

A caracterização da marcha no final da gravidez é efectuada, em primeiro lugar, pela análise temporal dos eventos e respectivas fases, onde se verifica que a amostra mantém uma estrutura temporal com ligeiras modificações. Estas modificações verificam-se essencialmente no sentido de diminuir o tempo relativo das fases de apoio simples e voo, em detrimento da fase de apoio simples de ambos os apoios (Figura 13).

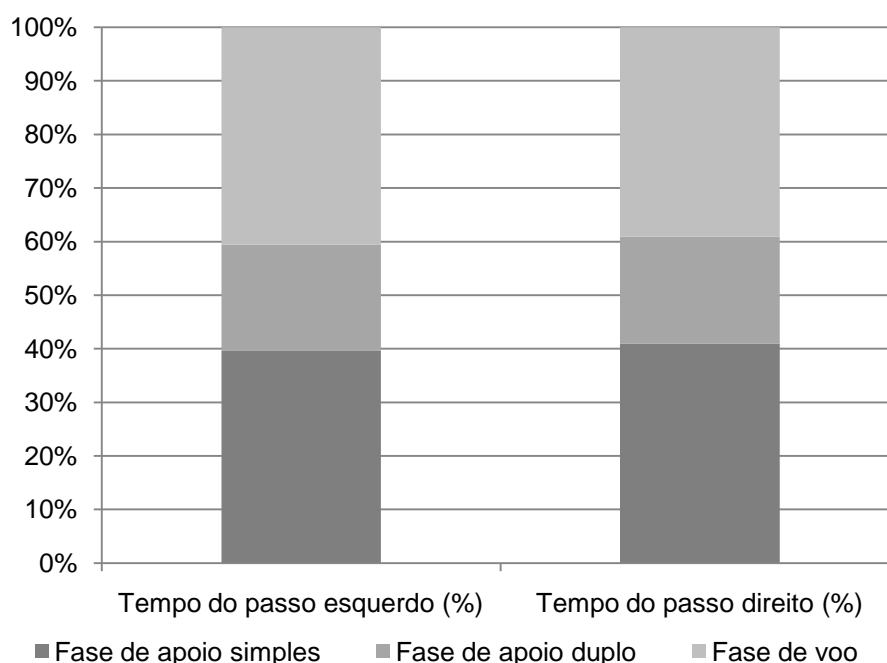


Figura 13 - Representação gráfica das fases da marcha por lateralidade do passo.

O padrão cinemático¹² do tornozelo, revela dois picos de flexão plantar. O primeiro acontece por volta dos 10% do ciclo, após o contacto com o chão, com menor intensidade. O segundo acontece antes do abandono do pé do chão, por volta dos 60% do ciclo, e com maior intensidade. A dorsiflexão também apresenta dois picos, situados nos 45% e 95% do ciclo, situados imediatamente antes do abandono e do contacto com o pé do chão, respectivamente.

A articulação do joelho apresenta a sua máxima flexão por volta dos 75% do ciclo, com valores próximos dos 60 ° em todas as grávidas e a máxima extensão perto dos 95% do ciclo, imediatamente antes do contacto com o pé no chão.

A articulação coxo-femural, caracteriza-se pelo pico máximo de extensão entre os 55% e os 60% do ciclo e por um pico de flexão nos 90%, com valores que rondam os 40° (Figura 14).

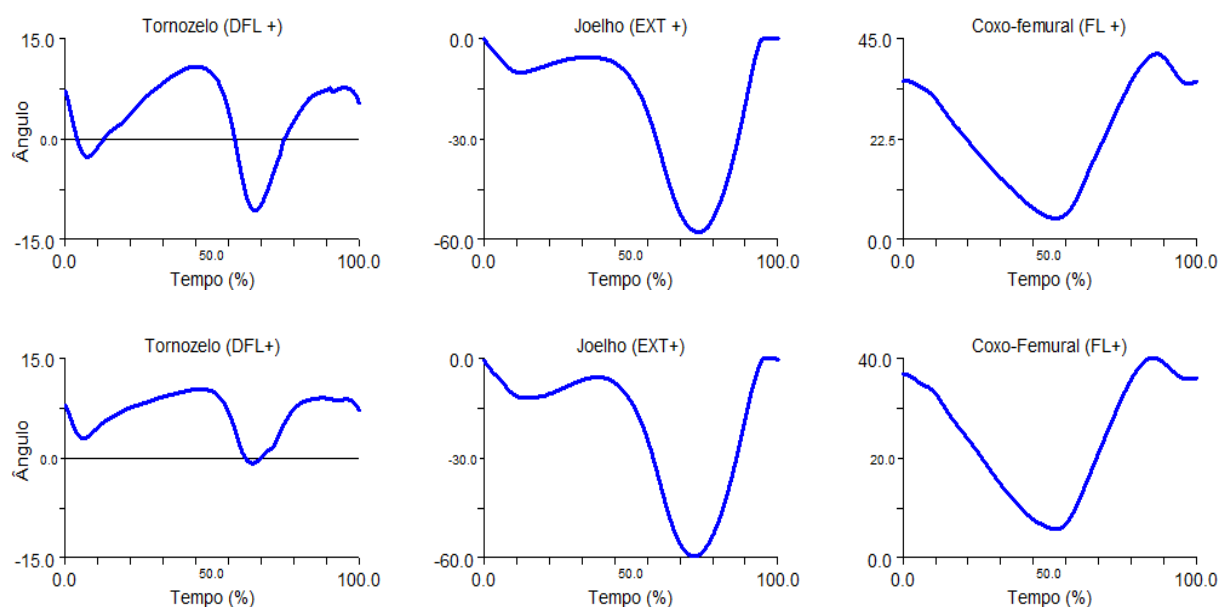


Figura 14 – Representação gráfica dos ângulos das articulações do tornozelo, joelho e coxo-femural direito (cima) e esquerdo (baixo) no plano sagital, para o conjunto das participantes no final do terceiro trimestre.

Os parâmetros cinéticos, representados em primeiro lugar pelo momento articular no plano sagital (Figura 15), são caracterizados no tornozelo, em ambos os apoios, por um pico de força dos flexores dorsais do pé, próximo dos 10% do tempo de apoio e um segundo pico de força nos 80% do tempo de apoio efectivado pelos flexores plantares do pé.

¹² Representação gráfica dos dados cinemáticos, no final da gravidez, do membro inferior direito e esquerdo, respectivamente nos anexos 7 e 8.

No joelho, o momento articular apresenta quatro picos de força, dois dos quais pelos extensores e outros dois pelos flexores da perna. O primeiro e terceiro pico de força são realizados pelos músculos posteriores da coxa, onde o primeiro acontece logo após o contacto com o pé no chão e o terceiro perto dos 60% do tempo de apoio. O segundo e o quarto pico são realizados pelos quadríceps, onde o segundo pico acontece perto dos 20% e o quarto pico nos 90% do tempo de apoio.

Os momentos de força na articulação coxo-femural manifestam-se em dois principais picos. O primeiro, tem foco nos extensores da coxa e acontece logo após o contacto com o pé no chão e, o segundo, com foco nos flexores da coxa aos 90% do tempo de apoio.

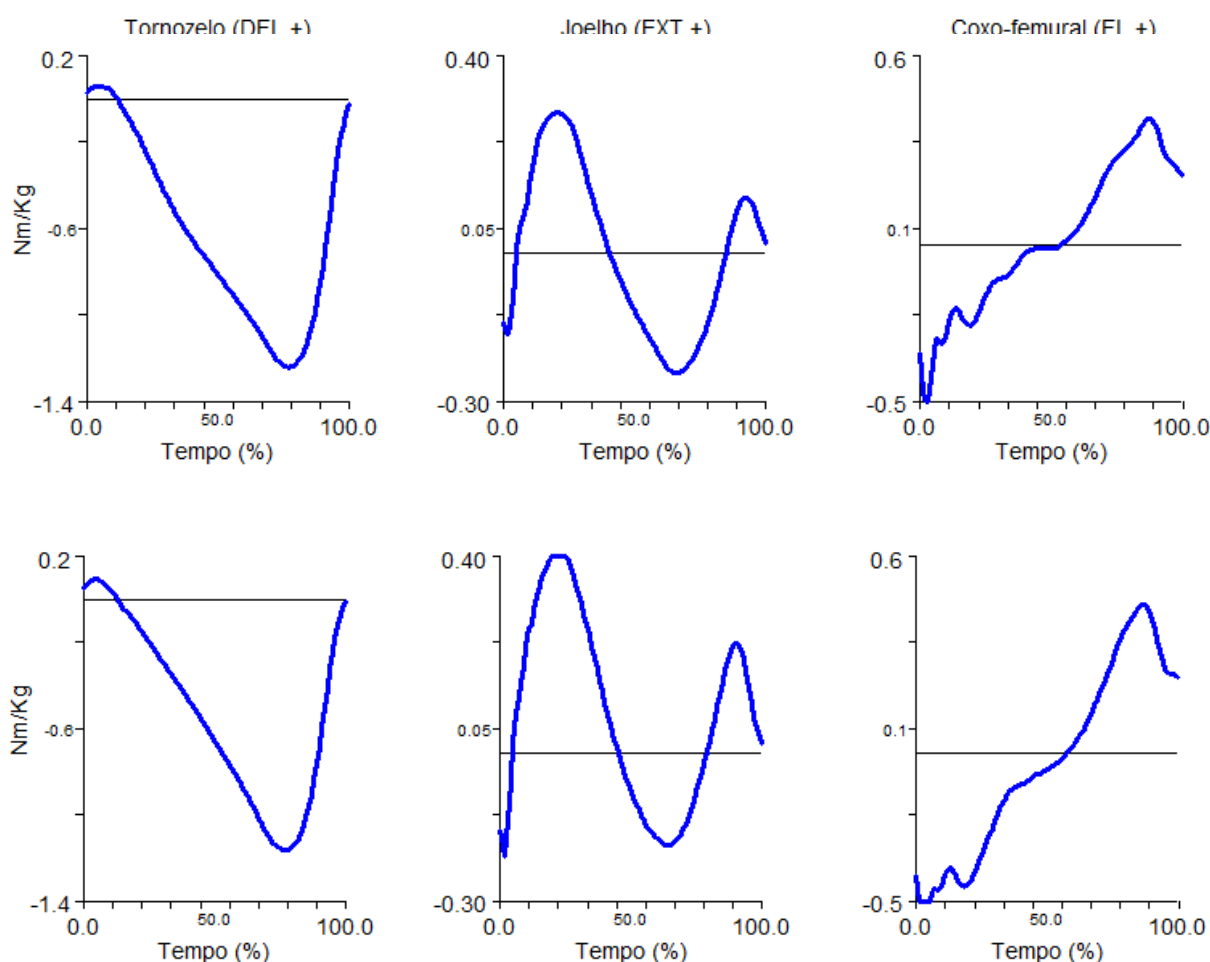


Figura 15 - Representação gráfica do momento articular nas articulações do tornozelo, joelho e coxo-femural direito (cima) e esquerdo (baixo) no plano sagital.

A potência (Figura 16) no tornozelo é caracterizada na primeira metade da fase de apoio com uma função de absorção de energia mecânica. Na segunda metade da fase de apoio verifica-se a transição para a produção de energia mecânica, encontrando um pico máximo nos 90% do tempo de apoio.

No joelho, verificam-se vários picos, quer de absorção, quer de produção de energia mecânica. Destacam-se três picos de absorção de energia mecânica aos 10%, 65% e 95% do tempo de apoio e três picos de produção de energia mecânica no momento de contacto com o pé no chão, o segundo pico entre os 20% e os 30% e o terceiro pico aos 80% do tempo do apoio.

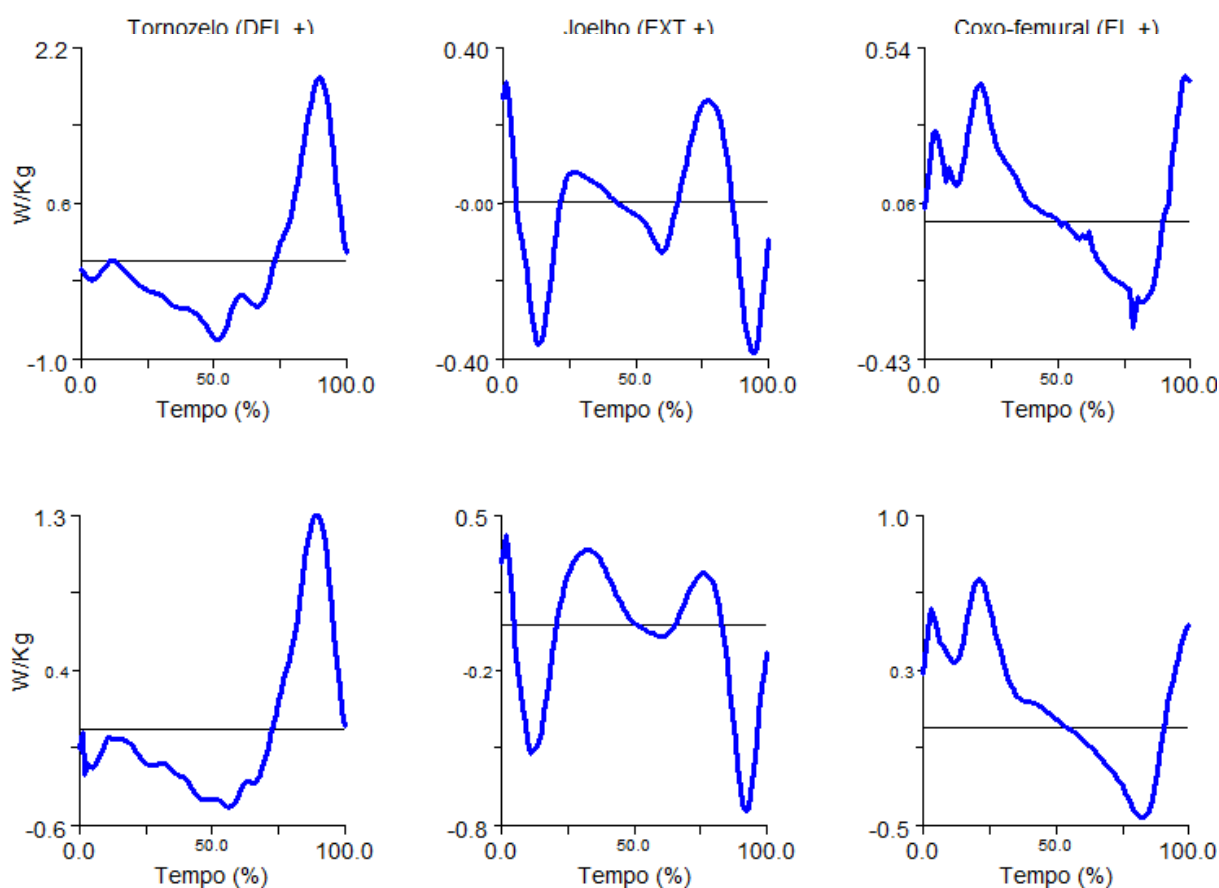


Figura 16 - Representação gráfica da potência nas articulações do tornozelo, joelho e coxo-femural direito (cima) e esquerdo (baixo) no plano sagital.

Na componente médio-lateral da distribuição do centro de pressão plantar, traduzida pela trajectória do centro de pressão do pé durante o apoio, verifica-se que as grávidas têm um comportamento mais lateral durante 95% do apoio direito e 90% do apoio esquerdo,

abandonando o chão com uma distribuição plenamente medial. Na componente antero-posterior, verificamos uma distribuição do centro de pressão do apoio principalmente na região anterior (Figura 17).

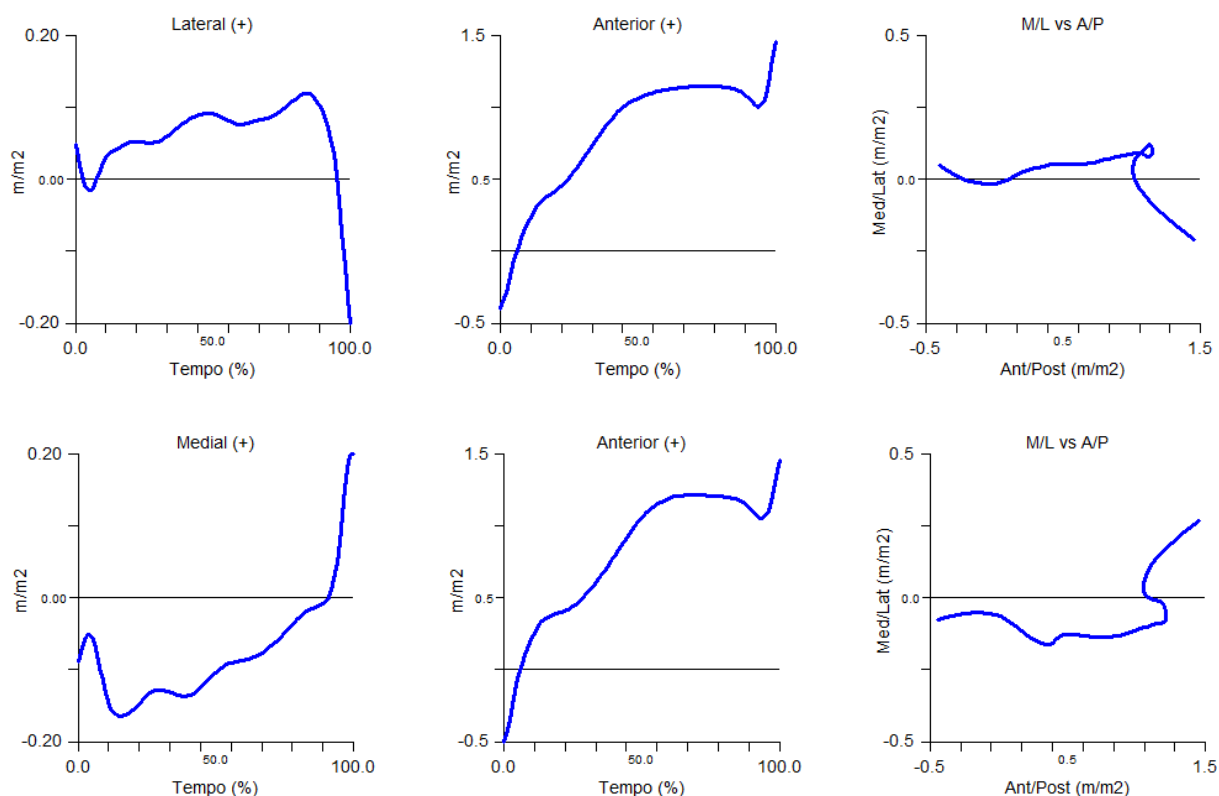


Figura 17 - Representação gráfica da distribuição do centro de pressão, das componentes medio-lateral, antero-posterior e mista (respectivamente da esquerda para a direita), do apoio direito (cima) e esquerdo (baixo).

As forças de reacção do apoio (Figura 18), na componente médio-lateral, têm em todo o apoio uma força com sentido medial, tanto no membro inferior direito como esquerdo. Esta componente apresenta dois picos de força medial aos 20% e aos 85% do tempo do apoio direito e aos 25% e 75% do tempo do apoio esquerdo.

A componente antero-posterior revela uma reacção ao apoio, com um vector de força de sentido posterior em 95% do tempo de apoio, apresentando dois picos de maior intensidade posterior aos 15%-20% e aos 90% do tempo em ambos os apoios.

Na componente vertical, são verificados dois picos de maior intensidade aos 25% e aos 80% do tempo em ambos os apoios.

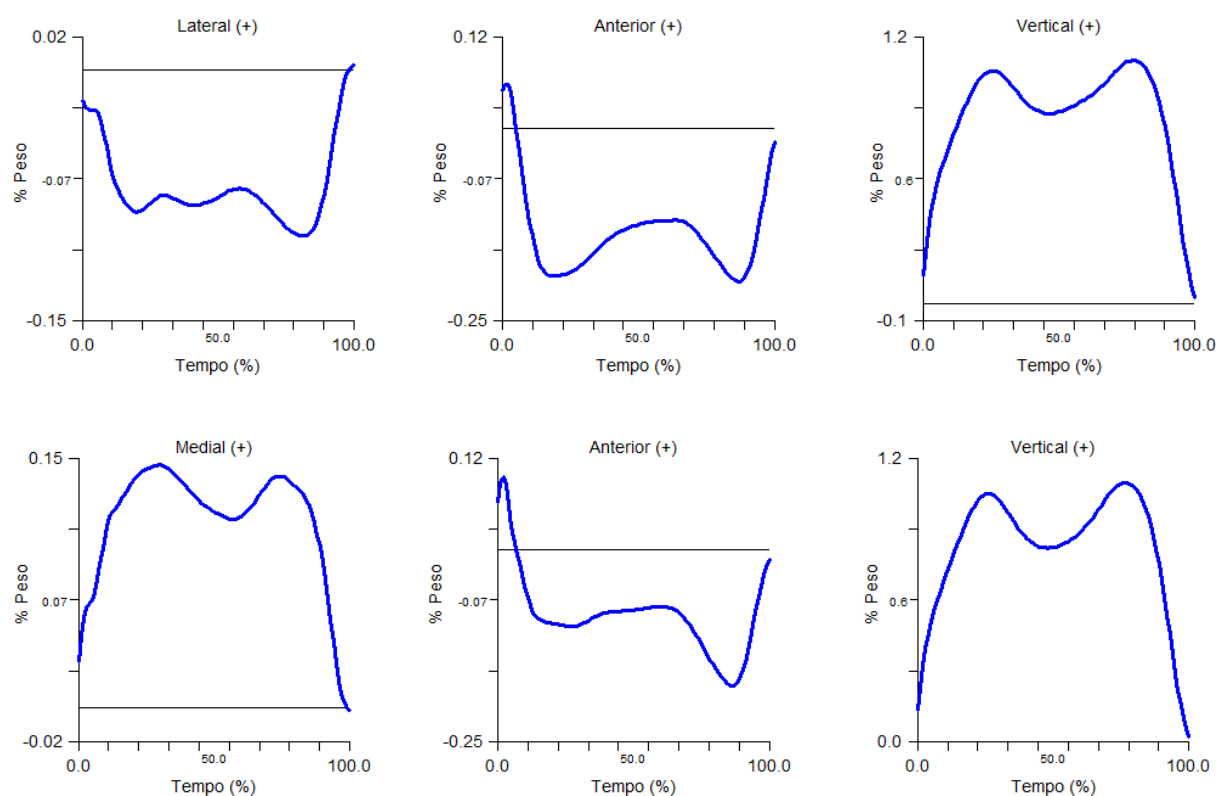


Figura 18 - Representação gráfica das forças de reacção do apoio, na componente médio-lateral, antero-posterior e vertical (respectivamente da esquerda para a direita), do apoio direito (cima) e esquerdo (baixo).

7.2. Dados espaço-temporais

Na Figura 19 estão representados os dados temporais das participantes, onde podemos verificar que estas têm uma tendência para aumentar o tempo do ciclo de marcha ao longo da gravidez. Embora esta tendência aconteça em quase todas as grávidas, apenas numa, esse tempo difere significativamente, do início do terceiro trimestre para o final do mesmo (participante 2: $Z(20) = -2,843$; $p = 0,004$). No pós-parto todas as participantes diminuem os tempos do ciclo de marcha.

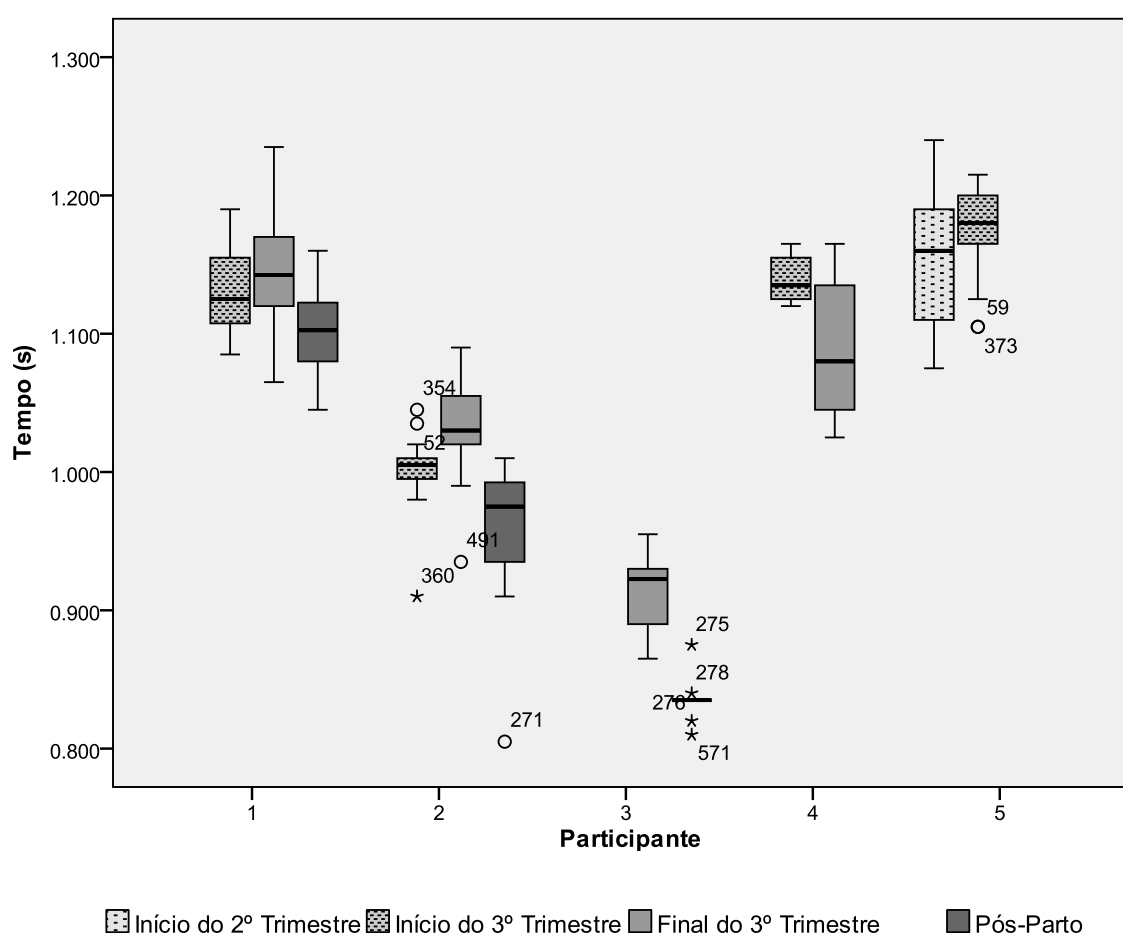


Figura 19 - Representação gráfica da duração do ciclo de marcha por participante, com mais de uma recolha.

Para verificar a influência da massa corporal nos parâmetros temporais e espaciais, calculámos o índice de massa corporal (IMC) de cada mulher em cada momento de recolha, de forma a ter um valor relativo entre todas as participantes, face à altura de cada participante.

Para o conjunto da amostra¹³, verificámos que existe uma associação inversa significativa entre o IMC e a velocidade da marcha, para o conjunto de passos recolhidos, significando que à medida que o peso aumenta a velocidade de locomoção diminui ($r(12) = -0,808; p = 0,001$). Verificou-se ainda uma associação directa significativa entre IMC e: i) tempo do ciclo de marcha ($r(12) = 0,765; p = 0,004$); ii) passo direito ($r(12) = 0,725; p = 0,008$); iii) passo esquerdo ($r(12) = 0,791; p = 0,002$); iv) apoio simples direito ($r(12) = 0,775; p = 0,003$); v) apoio simples esquerdo ($r(12) = 0,734; p = 0,007$); vi) fase de voo esquerda ($r(12) = 0,784; p = 0,003$) e; vii) duplo apoio ($r(12) = 0,638; p = 0,026$).

Intimamente relacionado com a duração do ciclo, podemos verificar que a velocidade natural diminui na maior parte dos casos, mantendo esse ritmo no pós-parto (Anexo 6), não havendo diferenças significativas entre momentos de recolha, facto verificado também por Foti (2000) e Lymbery (2005).

Para o conjunto da amostra, os dados espaciais indicam a redução da largura e comprimento do passo ao longo da gravidez (Figura 20).

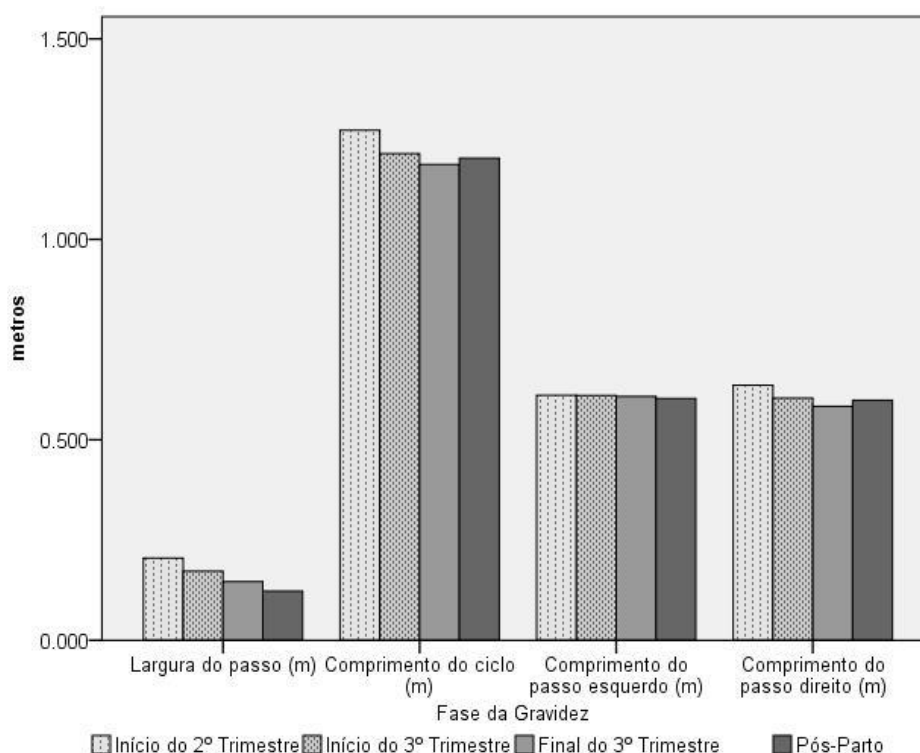


Figura 20 - Representação gráfica dos parâmetros métricos por fase da gravidez.

¹³ Anexo 21

No pós-parto é verificado um ligeiro aumento do comprimento do ciclo de marcha, causado apenas pelo aumento do comprimento do passo direito. À semelhança de Foti (2000) e Lymbery (2005) a análise destes valores revelaram não ter diferenças significativas entre os diferentes momentos de recolha. Embora não haja diferenças significativas no comprimento do ciclo entre as diferentes recolhas ($\chi^2(2) = 1,000$; $p = 0,607$), esta redução tem maior ênfase no membro inferior direito.

7.3. Dados Cinéticos

7.3.1. Momento articular

O momento articular pode ser definido para expressar o efeito rotacional das forças aplicadas em torno de um eixo (Payton & Bartlett, 2007). Relativamente à articulação do tornozelo direito na fase de apoio, verificamos que existe um ligeiro aumento da participação dos plantarflexores, do início para o final do terceiro trimestre. Para a mesma articulação, no pós-parto, não existe tanta participação dos plantarflexores (Figura 21). No tornozelo esquerdo, embora possamos observar a mesma acção do momento articular, esta não é tão acentuada entre momentos de recolha.

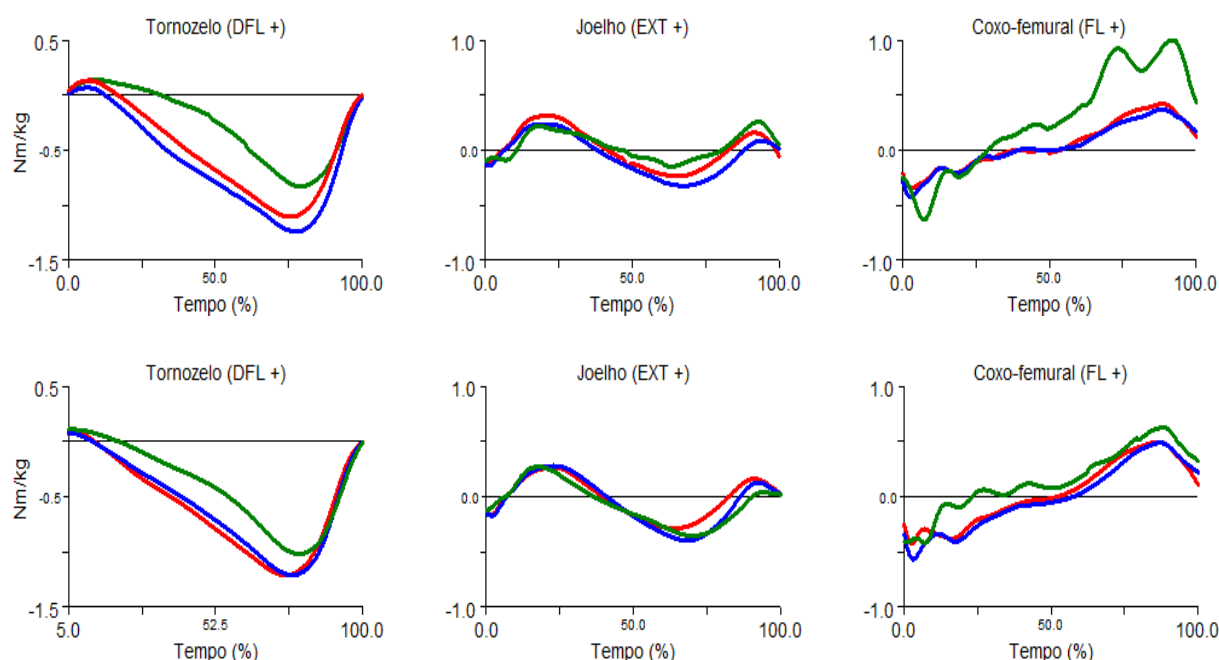


Figura 21 - Representação gráfica do momento articular no início do terceiro trimestre (linha vermelha), final do terceiro trimestre (linha azul) e pós-parto (linha verde), para a articulação do tornozelo, joelho e coxo-femural, direito (cima) e esquerdo (baixo), no conjunto da amostra.

Na articulação do joelho, nos dois primeiros momentos de recolha, verifica-se um ligeiro aumento da participação dos flexores da perna face ao início do terceiro trimestre. O comportamento dos flexores da perna é semelhante no pós-parto para o membro inferior esquerdo, no entanto, no membro inferior direito a participação dos flexores da perna é menor.

Na articulação coxo-femural, verifica-se uma diminuição da participação dos flexores da coxa na gravidez face ao pós-parto, também com maior ênfase na coxo-femural direita.

Numa análise de amostras repetidas, em todas as articulações foram encontradas diferenças significativas entre os três momentos de recolha (Anexo 12).

7.3.2. Potência articular

Para o conjunto da amostra, na articulação do tornozelo direito durante a fase de apoio, a potência apresenta um deslocamento dos valores no sentido negativo. Associado a essa ocorrência, existe a um aumento do intervalo de variação, no entanto, os valores médios encontrados são negativos, sinónimo que do início para o final do terceiro trimestre os músculos trabalham de forma excêntrica ou existe um alongamento dos tecidos moles. À semelhança do encontrado no lado direito, a potência mecânica do tornozelo esquerdo, tem foco principalmente para a absorção de energia, diminuindo o seu valor médio e também uma diminuição do intervalo de variação no final da gravidez, face aos outros momentos de recolha (Figura 22).

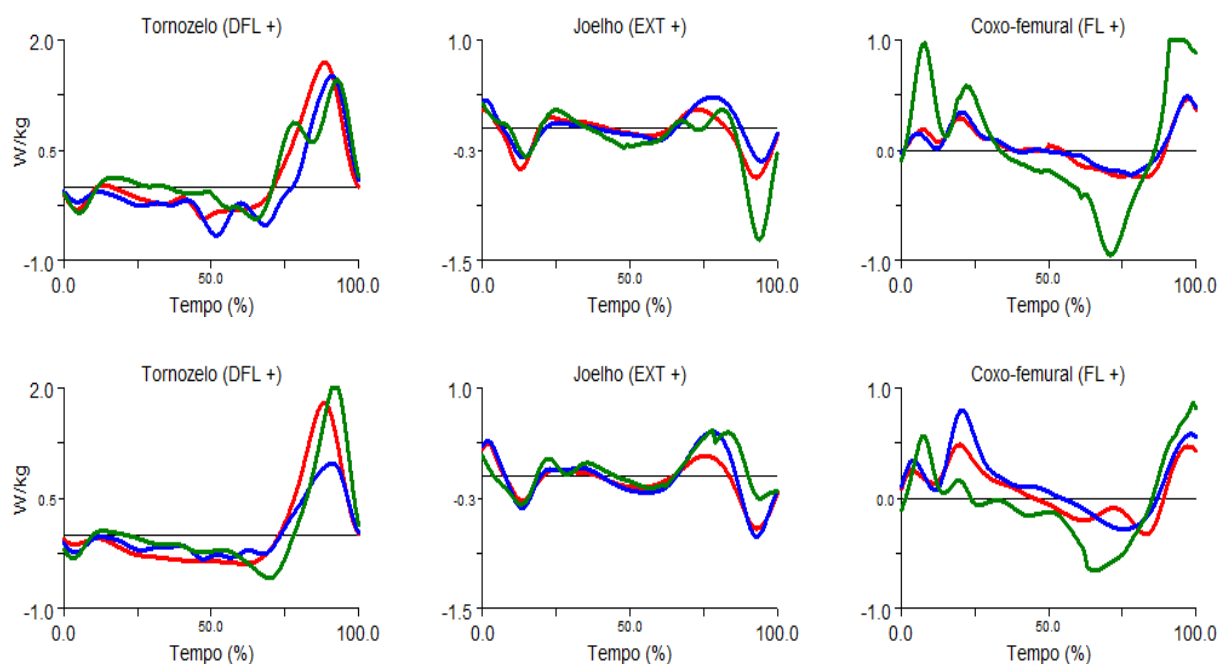


Figura 22 - Representação gráfica da potência no início do terceiro trimestre (linha vermelha), final do terceiro trimestre (linha azul) e pós-parto (linha verde), para a articulação do tornozelo, joelho e coxo-femural, direito (cima) e esquerdo (baixo), no conjunto da amostra.

A articulação dos joelhos direito e esquerdo comportam-se de forma semelhante ao tornozelo, evidenciando a absorção de energia mecânica, no entanto verifica-se um ligeiro aumento dos valores médios do início para o final do trimestre mantendo, no entanto, uma amplitude menor no joelho direito e aumentando a mesma no joelho esquerdo no final da gravidez.

Na articulação coxo-femural existe um aumento dos valores médios, mostrando uma tendência para a produção de energia mecânica.

Na gravidez, a contracção muscular concêntrica verifica-se com maior consistência no tornozelo esquerdo, no início do terceiro trimestre e, em ambas as articulações coxo-femorais, no início e final do terceiro trimestre (Anexo 13).

Numa análise de amostras repetidas entre os três momentos de recolha, por participante, foram encontradas diferenças significativas nas articulações do: tornozelo direito ($\chi^2(2) = 11,061$; $p = 0,004$); joelho esquerdo ($\chi^2(2) = 9,782$; $p = 0,008$); coxo-femural direita ($\chi^2(2) = 11,628$; $p = 0,003$) e; coxo-femural esquerda ($\chi^2(2) = 8,292$; $p = 0,016$). Mais especificamente, numa análise emparelhada (Anexo 14), verificamos que existem diferenças significativas no tornozelo direito entre o início e final do terceiro trimestre e entre o início do terceiro trimestre e o pós-parto; no tornozelo esquerdo apenas entre o início e o final do terceiro trimestre; no joelho direito entre o início e o final do terceiro trimestre; na coxo-femural direita entre o final do terceiro trimestre e o pós-parto e entre o início do terceiro trimestre e o pós-parto.

7.3.3. Centro de pressão

Os valores médios do centro de pressão, na componente médio-lateral, indicam que as participantes transferem o peso do apoio no sentido medial, sem abandonar a predominância lateral. Do mesmo modo a transferência do peso, no eixo antero-posterior, acontece para o sentido anterior (Figura 23).

As diferenças entre as três recolhas são significativas para a componente médio-lateral com: $\chi^2(2) = 22,455$; $p = 0,000$ para o pé direito, e $\chi^2(2) = 65,772$; $p = 0,000$ para o pé esquerdo; e na componente antero-posterior com: $\chi^2(2) = 168,396$; $p = 0,000$ para o pé direito, e $\chi^2(2) = 159,218$; $p = 0,000$ para o pé esquerdo.

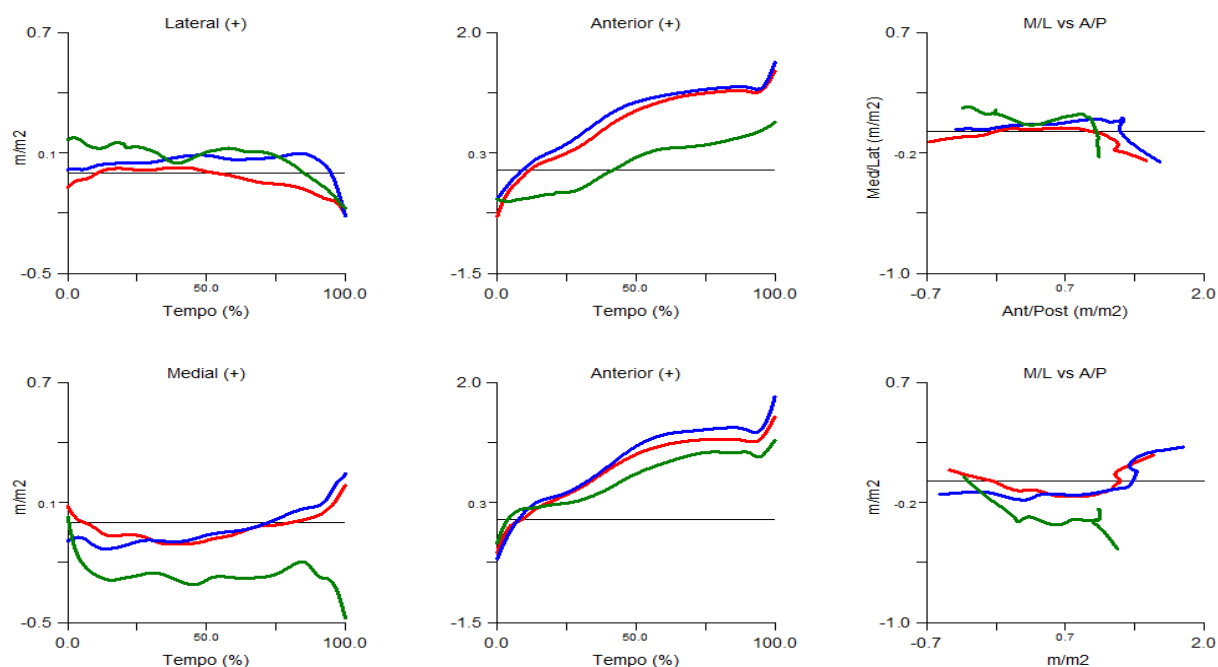


Figura 23 – Representação gráfica da distribuição do centro de pressão plantar no início do terceiro trimestre (linha vermelha), final do terceiro trimestre (linha azul) e pós-parto (linha verde), para a componente medio-lateral, antero-posterior e mista (respectivamente da esquerda para a direita). Apoio direito (cima) e esquerdo (baixo), para o conjunto da amostra.

A tendência observada no final do terceiro trimestre é invertida no pós-parto, voltando para valores de distribuição do peso mais lateral e posterior.

7.3.4. Forças de reacção do apoio

No Anexo 11 podemos encontrar as representações gráficas correspondentes às forças de reacção do apoio, para o conjunto da amostra.

Na componente vertical das forças de reacção do apoio, as participantes têm aumentos dos vectores de força durante a gravidez e apresentam valores superiores ao pós-parto, em ambos os apoios (Tabela 5).

Tabela 5 - Estatística descritiva das forças de reacção do apoio na componente vertical, para o conjunto da amostra. Valores apresentados em percentagem do peso corporal.

	Máximo	Média	Desv. Padrão
DIR_GRF_I3T	104,70%	79,89%	25,99%
DIR_GRF_F3T	109,40%	83,95%	25,58%
DIR_GRF_PP	96,50%	70,10%	21,37%
ESQ_GRF_I3T	103,80%	78,03%	25,70%
ESQ_GRF_F3T	111,00%	82,29%	26,49%
ESQ_GRF_PP	100,90%	70,13%	22,98%

Foram verificadas diferenças significativas entre os momentos de recolha, para a componente vertical das forças de reacção do apoio (Anexo 15).

Na componente antero-posterior (Anexo 17), verificamos que o vector de força do apoio direito no final do terceiro trimestre é mais posterior, face ao apoio esquerdo que não demonstra a mesma ênfase. No pós-parto, as forças de reacção mantêm-se posteriores, no entanto apresentam valores inferiores às recolhas durante a gravidez. A comparação emparelhada por recolha mostra que existem diferenças significativas, entre o início e final do terceiro trimestre, para o apoio direito e esquerdo e do início do terceiro trimestre para o pós-parto, apenas para o apoio direito (Anexo 15).

Na componente médio-lateral verifica-se que tanto os vectores de força do apoio direito como do esquerdo são mais mediais. No final da gravidez estas forças atingem um pico máximo de 21,3% do peso corporal no apoio direito e 24,3% do peso corporal no apoio esquerdo, ambos com um sentido medial (Anexo 16). A comparação entre momentos de recolha mostra que não há diferenças significativas, apenas entre o início e final do terceiro trimestre no apoio esquerdo (Anexo 15).

7.4. Dados Cinemáticos

A análise qualitativa dos gráficos ângulo do joelho / ângulo coxo-femural, nas diferentes fases do ciclo de marcha, as grávidas no terceiro trimestre apresentam diferenças para o padrão apresentado para a população em geral (Bartlett, 2007). Estas diferenças são detectadas principalmente na fase de amortecimento após o contacto com o pé no chão, ficando caracterizado por uma maior flexão do joelho (circulo na Figura 24).

Na primeira metade da fase de voo, verifica-se uma participação da articulação coxo-femural de forma mais abrupta (seta a tracejado na Figura 24) e, na segunda metade da fase de voo, a participação da articulação coxo-femural é mais suave (seta a contínuo na Figura 24).

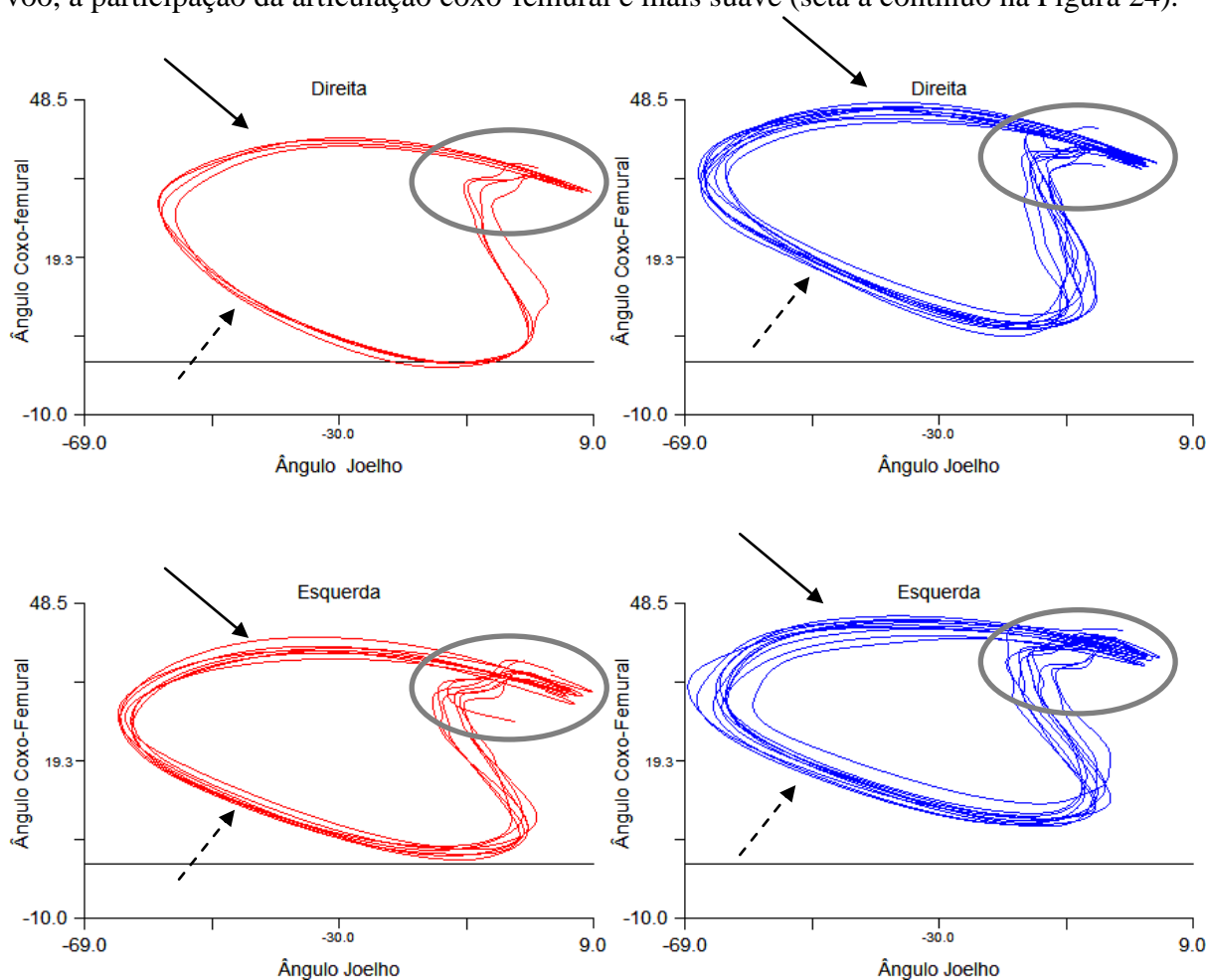


Figura 24 – Representação gráfica da interacção entre as articulações coxo-femural e joelho, da participante 1, no início e final do terceiro trimestre (respectivamente do lado direito e do lado esquerdo).

Na Figura 25, podemos ver a coordenação entre joelho e coxo-femural, no pós-parto, onde encontramos dois padrões qualitativos da marcha: o da população em geral (padrão de

não grávidas) e o encontrado na gravidez. Nas recolhas após o parto, as participantes apresentam características encontradas na gravidez e características de não gravidez, ou seja, a mesma participante em alguns ensaios apresenta o padrão encontrado durante a gravidez (rectângulo a tracejado), em quanto noutros ensaios recupera o padrão verificado na população em geral (rectângulo a contínuo). As principais diferenças são encontradas na fase de amortecimento após o contacto.

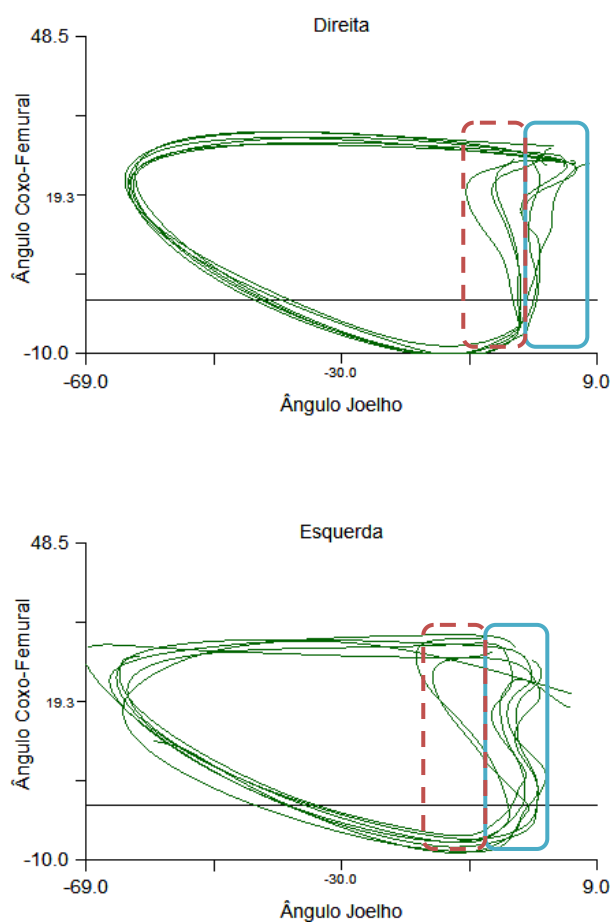


Figura 25 - Representação gráfica da interacção entre as articulações coxo-femural e joelho, da participante 1, no pós-parto.

Na análise dos gráficos ângulo joelho/tornozelo, à semelhança do que foi encontrado na coordenação entre joelho e coxo-femural, verificou-se que durante a gravidez existe uma alteração ao comportamento encontrado no pós-parto e na população em geral, especialmente na transição da primeira metade para a segunda metade da fase de voo (Anexo 20).

À semelhança do encontrado anteriormente, as séries temporais corroboram a noção de que no final do terceiro trimestre as participantes apresentam maior dispersão angular, em

cada ciclo, nas articulações envolvidas. Este facto torna-se mais evidente nas articulações distais e menos evidente nas articulações proximais (Figura 26).

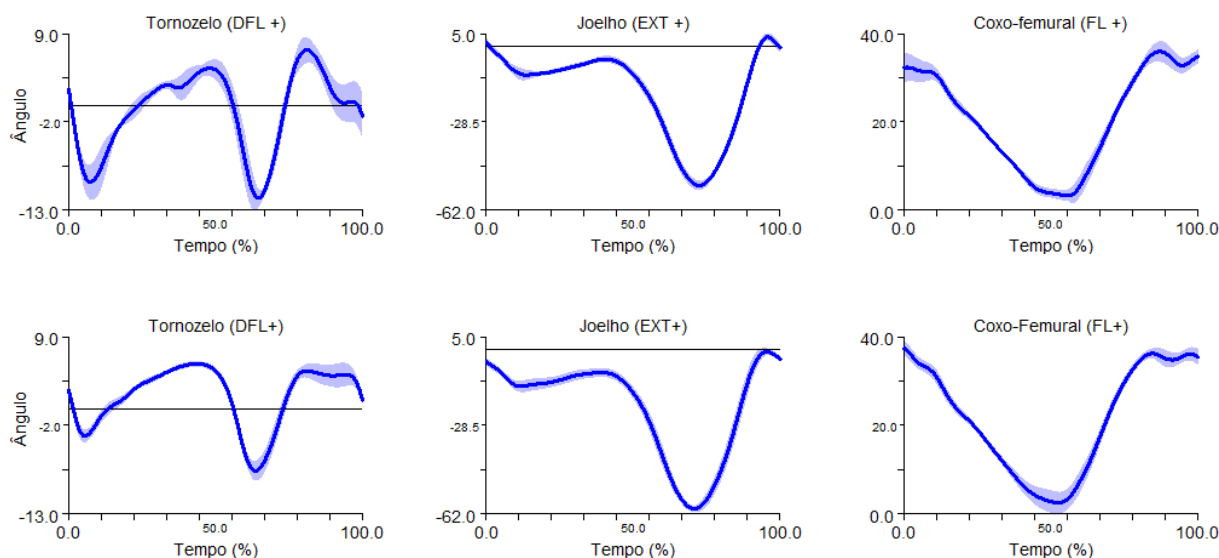


Figura 26 - Representação gráfica da média (linha) e desvio padrão (sombreado) nas articulações do tornozelo, joelho e coxo-femural, no terceiro trimestre (exemplo da participante 4).

Nos gráficos anteriores verificamos que, ao longo do tempo, o tornozelo apresenta maior desvio-padrão do que as articulações do joelho e tornozelo. No entanto, considerando que o momento de contacto do pé no chão acontece aos 0% (ou 100%) e o abandono do mesmo por volta dos 60%, podemos observar nos gráficos da articulação coxo-femural, um desvio-padrão maior nos momentos imediatamente antes e após o contacto com o pé no chão e também nos momentos que antecedem o abandono do pé no chão.

Numa análise quantitativa e individualizada de cada participante, durante a fase de apoio (direito e esquerdo) no plano sagital, existe uma predominância de redução da amplitude angular do movimento, realizado pela articulação do tornozelo, entre o início e final do terceiro trimestre. Esta diminuição é provocada, principalmente, por uma redução da flexão dorsal do pé em detrimento de um ligeiro aumento da flexão plantar. No pós-parto verifica-se uma tendência para os valores recuperarem no sentido verificado no início do terceiro trimestre (Tabela 6).

Tabela 6 - Estatística descritiva dos ângulos do tornozelo, por participante e momento de recolha, na fase de apoio.

ID	Desc	Direita			Esquerda		
		I3T	F3T	PP	I3T	F3T	PP
1	Amplitude	19,06	18,24	20,48	10,19	8,70	11,80
	Mínimo	-10,89	-8,13	-1,74	85,60	88,30	87,19
	Máximo	8,17	10,11	18,74	95,79	97,00	99,00
	Desv. Pad.	5,05	4,24	4,72	3,29	2,75	0,35
2	Amplitude	12,64	16,13	13,32	9,75	7,50	10,50
	Mínimo	-6,67	-15,08	-3,56	76,49	99,18	80,99
	Máximo	5,97	1,05	9,75	86,24	106,68	91,49
	Desv. Pad.	3,96	4,18	4,04	2,67	1,36	2,46
3	Amplitude		23,91	11,80		12,89	12,07
	Mínimo		2,59	-12,99		94,03	88,47
	Máximo		26,50	-1,19		106,92	100,53
	Desv. Pad.		6,01	3,06		3,53	3,86
4	Amplitude	17,31	14,79		8,92	10,60	
	Mínimo	-8,03	-8,40		86,24	84,60	
	Máximo	9,28	6,39		95,16	95,20	
	Desv. Pad.	4,59	4,57		2,68	3,11	

Relativamente à dispersão dos passos direito e esquerdo, na tabela acima, podemos ver que existe a predominância da diminuição do desvio-padrão do início para o final do terceiro trimestre. No pós-parto verifica-se novamente uma tendência para a recuperação dos valores encontrados no início do terceiro trimestre.

Na articulação do joelho, verificamos um ligeiro aumento da amplitude angular, focando uma maior flexão desta articulação em ambos os membros. A tendência para aumento da amplitude do movimento é mantida no pós-parto, à excepção de uma participante cuja amplitude diminui em ambos os membros (Tabela 7).

Tabela 7 - Estatística descritiva dos ângulos do joelho, por participante e momento de recolha, na fase de apoio.

ID	Desc	Direita			Esquerda		
		I3T	F3T	PP	I3T	F3T	PP
1	Amplitude	36,50	40,99	41,34	40,81	41,69	44,68
	Mínimo	-33,68	-44,06	-36,44	-40,20	-43,92	-40,96
	Máximo	2,82	-3,08	4,90	0,62	-2,23	3,72
	Desv. Pad.	6,83	7,70	9,57	8,18	8,18	10,15
2	Amplitude	31,23	38,15	35,23	33,28	36,58	42,36
	Mínimo	-29,17	-31,86	-25,55	-23,73	-29,75	-33,66
	Máximo	2,05	6,29	9,68	9,55	6,83	8,70
	Desv. Pad.	5,70	7,54	7,48	6,73	7,29	9,18
3	Amplitude		33,75	31,13		36,03	31,15
	Mínimo		-39,07	-26,87		-39,57	-29,33
	Máximo		-5,32	4,26		-3,54	1,82
	Desv. Pad.		7,46	7,18		8,07	7,35
4	Amplitude	35,44	33,84		30,94	36,31	
	Mínimo	-35,70	-32,61		-36,60	-40,36	
	Máximo	-0,26	1,23		-5,66	-4,05	
	Desv. Pad.	6,93	6,39		6,07	7,37	

O desvio padrão na articulação do joelho, ao invés da articulação do tornozelo, mostra a tendência de aumento do início para o final do terceiro trimestre e, para o pós-parto, há uma atracção a aumentar ou a manter os valores, relativamente do final da gravidez.

A articulação coxo-femural, à semelhança da articulação do tornozelo, diminui a sua amplitude angular do início para o final do terceiro trimestre. No final da gravidez, a diminuição verificada deve-se ao segmento da coxa manter-se principalmente em flexão, de modo que este segmento raramente passa a extensão. No pós-parto a amplitude angular do movimento volta a aumentar, à excepção de uma das participantes, bem como a recuperação segmento para a extensão (Tabela 8).

Tabela 8 - Estatística descritiva dos ângulos da articulação coxo-femural, por participante e momento de recolha, na fase de apoio.

ID	Desc	Direita			Esquerda		
		I3T	F3T	PP	I3T	F3T	PP
1	Amplitude	34,24	32,37	29,36	33,03	32,84	27,54
	Mínimo	-0,26	6,77	-9,22	2,33	8,44	-6,87
	Máximo	33,99	39,13	20,15	35,36	41,28	20,67
	Desv. Pad.	12,19	11,30	9,68	11,66	11,77	8,96
2	Amplitude	34,27	30,61	31,98	33,57	25,62	27,13
	Mínimo	-0,60	5,11	-6,28	-0,59	6,65	-3,95
	Máximo	33,67	35,72	25,71	32,99	32,27	23,18
	Desv. Pad.	11,95	10,43	10,91	12,22	8,71	9,62
3	Amplitude		37,82	39,26		35,63	40,63
	Mínimo		-4,77	-11,85		-1,41	-13,73
	Máximo		33,05	27,42		34,22	26,90
	Desv. Pad.		13,38	13,80		13,17	14,52
4	Amplitude	36,70	30,90		33,13	33,07	
	Mínimo	-0,54	2,51		3,87	3,44	
	Máximo	36,16	33,41		37,00	36,51	
	Desv. Pad.	12,49	11,08		11,17	10,97	

A dispersão dos valores, através do desvio-padrão, apresenta uma redução do início para o final do terceiro trimestre. Esta tendência é invertida para o pós-parto, onde o aumento dos valores de desvio-padrão é seguido por quase todas as participantes.

A análise inferencial comprova que existem diferenças significativas, dos ângulos das articulações do membro inferior, entre os três momentos de recolhas (Anexo 18). Num cálculo mais pormenorizado por pares de recolhas, verificámos que não existem diferenças significativas, apenas entre o final da gravidez e o pós-parto, para os ângulos do tornozelo direito. Nas restantes articulações essas diferenças são significativas (Anexo 19).

No plano transversal, e verificando a rotação interna/externa da coxa, verifica-se que do início para o final do terceiro trimestre, as participantes mostram um aumento da rotação externa, principalmente na coxa direita (Figura 27).

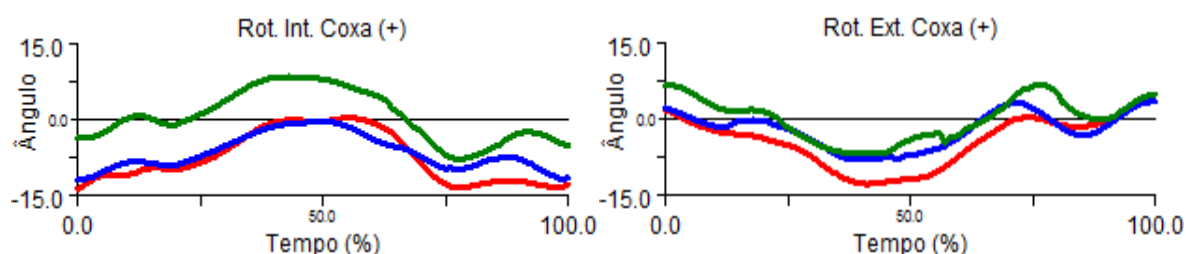


Figura 27 - Representação gráfica da rotação da coxa direita (lado esquerdo) e coxa esquerda (lado direito), para o conjunto da amostra, no início do 3.º trimestre (linha vermelha), final do 3.º trimestre (linha azul) e pós-parto (linha verde).

Confrontando o final da gravidez com o pós-parto, verificamos que as diferenças são mais acentuadas na coxa direita, apresentando uma rotação mais interna na última recolha. A estatística inferencial (Anexo 9) comprova que existem diferenças significativas entre os três momentos de recolha para a coxa direita ($\chi^2(2) = 157,564$; $p = 0,000$) e para a coxa esquerda ($\chi^2(2) = 137,366$; $p = 0,000$). A comparação emparelhada por momento de recolha também apresenta diferenças significativas (Anexo 10).

8. Discussão Geral

Com o objectivo de verificar a influência dos constrangimentos orgânicos no comportamento locomotor da grávida, este estudo permitiu que fossem encontradas várias alterações ao comportamento motor, durante esse período.

Embora em termos gerais não se verifique uma modificação do tempo de cada fase da marcha, no final da gravidez verificou-se um ligeiro aumento da fase relativa de duplo apoio e da fase de voo, face às mesmas fases no pós-parto e aos valores encontrados na literatura para a população em geral (Robertson, 2004; Rose & Gamble, 2006). No tempo absoluto de cada ciclo de marcha, as participantes gastam mais tempo na locomoção no final da gravidez face ao pós-parto. Este agravamento deve-se principalmente ao tempo gasto na fase de apoio, revelando que os constrangimentos da participante, enquanto grávida, são um factor inibitório na locomoção.

Através do IMC, enquanto indicador possível para mostrar os constrangimentos orgânicos sentidos pelas grávidas, verificámos que estes têm uma influência significativa no agravamento do tempo nas várias fases da marcha. Este dados comprovam que à medida que o IMC aumenta, pelo aumento do peso das grávidas, o tempo dos passos (e portanto do ciclo de marcha), o tempo de apoio simples e duplo e o tempo de voo do pé esquerdo, aumentam também. Interessante foi verificar que a explicação estatística do aumento de IMC para a velocidade da marcha é de 65,3%; para o tempo de ciclo é de 58,8%; para o tempo do passo direito é de 52,5%; para o tempo do passo esquerdo é de 62,6%; para o tempo de apoio direito simples é de 60,1%; para o tempo de apoio esquerdo simples é de 53,9%; para o tempo de voo esquerdo é de 61,5% e; para o tempo de apoio duplo é de 40,7%. Este dados respondem, em parte, à primeira questão colocada, ficando demonstrado que para a amostra, os constrangimentos orgânicos provocam alterações no padrão temporal da marcha (Falola, et al., 2009; Fonseca, et al., 2009; Gilleard, et al., 2008). No entanto, as condições iniciais testadas na primeira hipótese, são rejeitadas por não haver divergências significativas na velocidade de execução e no tempo do ciclo de marcha, à excepção de uma participante.

Relativamente aos dados espaciais foram verificadas tendências para a redução da largura entre apoios e no comprimento do passo, no entanto, estes dados não foram estatisticamente comprovados, este último à semelhança de Lymbery e Gilleard (2005). Por este motivo, as restantes condições que foram testadas na primeira hipótese são rejeitadas, não

ficando demonstrado que a largura entre apoios, o comprimento do passo, o tempo de apoio simples e duplo e o tempo na fase aérea difere significativamente entre os momentos de recolha nesta amostra.

É de salientar que as maiores alterações, ao nível espacial, acontecem no membro inferior direito, sendo este responsável pela diminuição e aumento do comprimento do ciclo entre as diferentes recolhas. Isto leva-nos a questionar se o membro dominante terá algum papel importante no controlo do movimento ou se, por outro lado, este é mais sensível aos constrangimentos do organismo.

Na análise dos parâmetros cinéticos, as participantes apresentam várias modificações entre o início, final do terceiro trimestre e pós-parto. Nos valores de momento articular no plano sagital, ficou demonstrado que as participantes têm maior necessidade de realizar maior ênfase nos plantarflexores do pé, nos flexores da perna e nos flexores da coxa, em ambos os membros inferiores. Este comportamento leva-nos a reflectir que quanto maior forem os constrangimentos das participantes, maior necessidade estas têm para produzir força na impulsão do pé, enquanto função dos plantarflexores na marcha, e amortecer o impacto com os flexores da perna e da coxa, enquanto possível função destes. Este facto, embora mantenha o mesmo padrão no pós-parto, não se verifica com tanta intensidade quanto no final da gravidez, à excepção dos flexores da coxa, onde no pós-parto são encontrados valores superiores aos encontrados na gravidez.

A potência das articulações do membro inferior evidencia a absorção de energia mecânica, principalmente ao nível do tornozelo e joelho. Ao analisar os valores cinemáticos, verificamos que esta absorção energética deve-se em grande parte ao amortecimento nestas articulações, as quais mostram diferenças significativas para o final da gravidez. Por outro lado a articulação coxo-femural demonstra um aumento da produção de energia mecânica, possivelmente para compensar a absorção energética das articulações mais distais, não diferindo com a mesma intensidade. Estes resultados mostram a alternância das funções do sistema locomotor, passando de uma produção de energia mecânica quando não existem constrangimentos, para uma vertente de absorção de impacto ou trabalho muscular excêntrico, na gravidez, com objectivo de amortecer a massa corporal adquirida. Noutra perspectiva, podemos dizer que as modificações existentes nas participantes, entre o início e o final do

terceiro trimestre, são abruptas, justificado pela existência de diferenças significativas entre essas recolhas.

No deslocamento do centro de pressão plantar, verifica-se uma transferência do peso no sentido medial, sem abandonar a predominância de pressão mais lateral, bem como um avanço do centro de pressão para a parte anterior do pé, do início para o final do terceiro trimestre, tal como encontrado por Lymbery e Gilleard (2005). Este facto pode ser explicado pelas reacções ao apoio verticais, cujo valor é significativamente superior no final da gravidez. Assim, estes dados sugerem que no final da gravidez, as participantes necessitam de realizar o apoio com uma maior área e com um amortecimento superior ao verificado no pós-parto. A interpretação destes valores juntamente com os valores de potência e os valores cinemáticos, sugere que a grávida no final do terceiro trimestre, terá maior desconforto ou dificuldade no contacto inicial do pé no chão, no entanto esta sensação não foi vigiada.

As forças de reacção do apoio, no eixo vertical, indicam que as participantes realizam aumentos médios relativos de 4,1% do seu peso corporal do início para o final do terceiro trimestre no apoio direito e aumentos de 4,2% do peso corporal no apoio esquerdo. Estes aumentos levam a que as participantes exerçam uma reacção do apoio máxima que alcança os 111% do seu peso corporal, quando no pós-parto as mesmas não ultrapassam uma reacção do apoio igual ao seu peso. Esta sobrecarga poderá explicar as dificuldades relatadas por esta população especial e referidas por Foti (2000). No entanto, para esta amostra, não foram registadas estas sensações, carecendo de outro tipo de análise.

As forças de reacção do apoio, na componente médio-lateral, é predominantemente medial, observando-se que apenas no apoio esquerdo não existem diferenças significativas do início para o final do terceiro trimestre. Este facto leva-nos a referir que deve ser tido em conta o calçado utilizado pelas grávidas, em especial no último trimestre, devido ao risco que pode ocorrer por desgaste das estruturas osteo-articulares.

Já no eixo antero-posterior, as forças de reacção do apoio, fazem um deslocamento no sentido posterior, apresentando uma travagem com pé no momento de contacto com o chão.

Os dados anteriores permitem aceitar a terceira hipótese, relativamente às diferenças significativas entre as três recolhas, confirmando o verificado no estudo piloto (Branco, et al., 2009) e mostrando aumentos nos parâmetros cinéticos.

Na análise cinemática quantitativa, todas as articulações revelam diferenças significativas entre os três momentos de recolha analisados. Estes dados sugerem que os constrangimentos do organismo provocam a necessidade de reajustar todos os comportamentos cinemáticos, como forma de compensar os constrangimentos sentidos pelas grávidas. Segundo a teoria dos sistemas dinâmicos, estas compensações são resultado de uma exploração dinâmica activa, praticada ao longo de todo o seu desenvolvimento motor. Não devemos, no entanto, separar o comportamento verificado nos parâmetros cinemáticos, dos observados nos parâmetros espaço-temporais e cinéticos. Os processos de “Auto-Organização” destes parâmetros, definem uma rede de sistemas co-dependentes responsáveis pela origem de novos comportamentos motores ou, novos ajustamentos comportamentais.

Da análise qualitativa da coordenação entre as articulações joelho/coxo-femural, verificam-se diferenças no comportamento das participantes para o final da gravidez. Estes dados estão de acordo com os parâmetros estudados, cujo tratamento quantitativo também resulta nesse sentido. A necessidade de preparar o contacto com o solo é verificada após a segunda metade da fase de voo, com uma interacção entre as duas articulações mais suave e, depois do contacto, mostrando uma maior participação da flexão do joelho na primeira metade da fase de apoio. Este comportamento associado a um maior gasto de tempo no ciclo de marcha e aos valores da potência mecânica, sugerem mais uma vez, que no final da gravidez as participantes se adaptam às suas “novas” características, tornando-se num sistema antecipativo¹⁴, próprio da “Auto-Organização” dos sistemas dinâmicos. Esta análise permite-nos afirmar que no final da gravidez, e de uma forma contínua, as participantes adquirem um novo padrão espontâneo de marcha, ou novas variações ao padrão da marcha.

Após uma análise mais cuidada, podemos verificar que a grávida está perante um atractor. Esta afirmação deve-se ao facto, de que no final da gravidez, as grávidas apresentam um padrão de coordenação constante ao longo dos vários ensaios. Curioso é que, na primeira metade da fase de apoio, o padrão coordenação estabelecido pela grávida é encontrado também na mesma fase do padrão de coordenação da corrida (Bartlett, 2007), sugerindo que a grávida tem a mesma necessidade de amortecer o impacto que existe na corrida.

Permanecendo numa análise qualitativa no padrão de coordenação entre joelho e tornozelo, podemos considerar interessante que depois de vários meses após o parto (em

¹⁴ Collier (2003) defende que um sistema antecipativo é aquele que está preparado para se adaptar aos constrangimentos. Esta capacidade de adaptação é conseguida ao longo de toda a auto-exploração do sistema motor.

média 7,5 meses), se verifiquem comportamentos de transição encontrados noutros tipos de estudo, entre habilidades motoras de locomoção, como foi o caso de encontrar dois padrões de locomoção quase simultâneos (Branco, et al., 2008). Por outras palavras, no pós-parto as grávidas apresentam nuns ciclos de marcha, o padrão de coordenação de grávida e, noutros ciclos, o padrão de coordenação encontrado na população em geral. Este facto poderá significar que, as participantes, depois de lhe terem sido retirados os constrangimentos do organismo de forma abrupta (parto), não conseguem adaptar-se com tanta facilidade quanta tiveram à medida que os mesmos constrangimentos do organismo iam aumentando durante a gravidez. Como analogia, Maldonado e Rodriguez (1972) verificaram que devido ao crescimento abrupto do insecto louva-a-deus, este não conseguia ser preciso na captura de alimento. Da mesma forma, a grávida vê-se sem constrangimentos de forma tão abrupta que sente dificuldade em se adaptar a essa condição.

A análise cinemática através de séries temporais, referente à totalidade do ciclo de marcha, permite-nos afirmar que no final da gravidez existe maior dispersão angular nas articulações do tornozelo e coxo-femural. Relembrando o estudo efectuado por Bernstein (1967), onde durante a fase aérea (e mais afastada do contacto) do martelo, foi verificado uma grande diversidade de trajectórias, mas a precisão à medida que este se aproximava até ao contacto era muito grande. Este facto é também encontrado nos dados das grávidas durante a fase de apoio, cuja dispersão angular é menor. Revelando que o sistema neuromuscular não coloca qualquer restrição de graus de liberdade durante a fase aérea, mas à medida que o pé se aproxima do apoio o domínio dos graus de liberdade aumentam, melhorando a precisão no momento de contacto. Estes dados permitem rejeitar a quarta hipótese pois não só, não existe um aumento significativo da variabilidade cinemática na fase tardia da gravidez, como diminui essa variabilidade.

Estes dados permitem aceitar em parte a segunda hipótese, pois os ângulos das articulações do membro inferior apresentam diferenças significativas. No entanto, na maior parte das articulações, a amplitude angular das articulações é inferior no final da gravidez, levando a que seja rejeitada a segunda parte da segunda hipótese.

Parte dos resultados diferem dos encontrados na literatura, sugerindo que o erro dos instrumentos de medida pode contribuir para uma maior precisão na análise digital do movimento, neste caso da marcha, factor controlado neste estudo que utilizou equipamento mais recente. Outro factor a ter em conta, é que na maior parte dos estudos revistos, a tarefa

foi realizada em passadeira rolante, facto que condiciona vários parâmetros da marcha (Stolze et al., 1997).

Em suma, os dados analisados, demonstram que as participantes realizam explorações espontâneas necessárias, para adquirirem um comportamento mais estável e confortável no final da gravidez, características que suportam a “Auto-Organização”.

A redução dos valores espaciais revela que a coordenação é um conceito predominante na evolução do padrão de marcha ao longo da gravidez e, que a grávida, tem necessidade de preparar o contacto com o chão, sendo conseguido a nível cinemático pela coordenação entre segmentos e ao nível cinético, por uma transferência da lógica de produção de energia para uma lógica de absorção de energia mecânica ou trabalho muscular excêntrico.

Na recolha de pós-parto as participantes parecem estar a passar por uma fase de transição, indicação que estas encontram um padrão espontâneo de locomoção ao qual se adaptam e o têm como estável e procuram no pós-parto por outro atrator estável para a condição de não grávida.

Neste sentido, consideramos que as adaptações na gravidez acontecem de uma forma espontânea, respeitando a ontogenia do sistema motor. Por outras palavras a gravidez, enquanto fase especial da vida, induz a um desenvolvimento progressivo do padrão de marcha.

9.Recomendações

Este estudo serve de estudo exploratório para o projecto de investigação a decorrer com financiamento da FCT, cuja referência é: PTDC/DES/102058/2008.

Tendo em conta a modernidade do sistema, as recomendações para o projecto anterior e futuros estudos passa por manter um controlo do erro do sistema o mais baixo possível, permitindo que haja uma maior fiabilidade na modelação óssea.

Outro aspecto a ter em conta é a posição das câmaras, de modo a que todos as marcas sejam bem visíveis, pelo menos na maior parte das câmaras. Factor que chamamos atenção, especialmente para as marcas situadas no pé.

Será ainda importante introduzir variáveis que indiquem com maior objectividade a morfologia das grávidas, como por exemplo perímetros, a percentagem de massa gorda e o peso e outros dados antropométricos, desde que devidamente recolhidos por especialistas ISAK.

O estudo do membro inferior dominante das participantes poderá ter alguma importância, visto que no comprimento do ciclo o pé direito tinha maior participação entre momentos de recolha, o que pode ocultar questões relacionadas com a lateralidade. Além de que em alguns dados, nomeadamente nos momentos e potência poderá haver uma relação da lateralidade no controlo do movimento.

De modo a evitar perdas de amostra, recomendamos que a recolha correspondente ao final da gravidez seja agendada perto das 36 semanas e também um aumento do tamanho da amostra tal como está previsto no estudo principal.

Para garantir uma comparação com a população feminina nulípara mais fiável, recomendamos a existência de um grupo de controlo, com recolhas feitas no mesmo sistema.

Por último, embora os valores cinéticos e cinemáticos tenham sido normalizados de forma a ter a duração relativa de cada parâmetro, uma análise através das séries temporais poderá ter uma maior precisão no tratamento estatístico, de forma a conseguirmos não só perceber as diferenças temporais entre fases da gravidez e a ciclicidade correspondente, mas também a detecção de padrões temporais do comportamento ao longo da gravidez e pós-parto.

10. Bibliografia

- Alexander, R. M. (1984). Walking and Running. *American Scientist*, 72(4), 348-354.
- Alexander, R. M. (2002). Energetics and optimization of human walking and running: The 2000 Raymond Pearl Memorial Lecture. *American Journal of Human Biology*, 14(5), 641-648.
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to sports biomechanics : analysing human movement patterns*. Milton Park, Abingdon, Oxon ; New York, NY: Routledge.
- Bayley, N., & Davis, F. C. (1938). Growth changes in bodily size and proportions during the first three years: A developmental study of sixty-one children by repeated measurements. *Biometrika*, 27, 26-87.
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. London: Pergamon Press.
- Bingham, G. P. (1988). Task-Specific Devices and the Perceptual Bottleneck. *Human Movement Science*, 7(2-4), 225-264.
- Bongaardt, R., Pickenhain, L., & Meijer, O. G. (2000). Bernstein's anti-reductionistic materialism: On the road towards a biology of activity (1965). *Motor Control*, 4(4), 377.
- Branco, M., Catela, D., & Seabra, A. P. (2008). Histerese e variância anômala na transição entre o andar e o correr em crianças e em adultos. In J. Barreiros & D. Catela (Eds.), *Estudos em Desenvolvimento Motor da Criança* (pp. 8). Rio Maior: Escola Superior de Desporto de Rio Maior.
- Branco, M., Santos-Rocha, R., Veloso, A., Aguiar, L., Moniz-Pereira, V., & João, F. (2009). Análise cinética e cinemática da marcha da grávida no terceiro trimestre de gravidez: Estudo preliminar. In M. Vaz, P. Piloto & J. R. Campos (Eds.), *3.º Congresso Nacional de Biomecânica*. Bragança: Instituto Politécnico de Bragança.
- Cavanagh, P. R. (1986). Lower-Extremity Biomechanics during Walking and Running - a Quantitative Review. *Physical Therapy*, 66(5), 816-816.
- Collier, J. (2003). Fundamental Properties of Self-Organization In V. Arshinov & C. Fuchs (Eds.), *Causality, Emergence, Self-organization* (pp. 150-166). Moscow: NIA-Piroda.
- Cordero, A. F., Koopman, H. J. F. M., & van der Helm, F. C. T. (2004). Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1427-1432.

- Dietz, P. M., Callaghan, W. M., & Sharma, A. J. (2009). High pregnancy weight gain and risk of excessive fetal growth. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 201(1), -.
- Dreier, T., Wolff, P. H., Cross, E. E., & Cochran, W. D. (1979). Patterns of Breath Intervals during Non-Nutritive Sucking in Full-Term and at Risk Preterm Infants with Normal Neurological Examinations. *Early Human Development*, 3(2), 187-199.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Falola, J. M., Gouthon, P., Koussihouede, F. E., Agossa, B., & Brisswalter, J. (2009). Gait coordination in pregnancy: A study in a rural population in Africa. *Science & Sports*, 24(1), 49-51.
- Farley, C. T., & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: Center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Volume 28, 1998, 26, 253-285.
- Fonseca, J. L., Magini, M., & Freitas, T. H. (2009). Laboratory Gait Analysis in Patients With Low Back Pain Before and After a Pilates Intervention. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(2), 269-282.
- Foti, T., Davids, J. R., & Bagley, A. (2000). A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 82A(5), 625-632.
- Gabbard, C. (2004). *Lifelong motor development* (4th ed.). San Francisco: Benjamin Cummings.
- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. (1997). Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives (vol 30, pg 851, 1997). *Journal of Biomechanics*, 30(9), 1003-1003.
- 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*, 41(4), 779-787.
- Glazier, P. S., Davids, K., & Bartlett, R. M. (2003). Dynamical Systems Theory: a Relevant Framework for Performance-Oriented Sports Biomechanics Research. *SportScience*, 7.
- Goldfield, E. C. (1995). *Emergent forms: origins and early development of human action and perception* (illustrated ed.). USA: Oxford University Press.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383-392.
- Kay, B. A. (1988). The Dimensionality of Movement Trajectories and the Degrees of Freedom Problem - a Tutorial. *Human Movement Science*, 7(2-4), 343-364.

- Kay, B. A., Saltzman, E. L., & Kelso, J. A. S. (1991). Steady-State and Perturbed Rhythmical Movements - a Dynamic Analysis. *Journal of Experimental Psychology-Human Perception and Performance*, 17(1), 183-197.
- Kelso, J., & Kay, B. (1987). Information and control: A macroscopic analysis of perception action coupling. In H. Heuer & A. F. Sanders (Eds.), *Perspectives on perception and action* (pp. 3-32). Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior*. Massachusetts: MIT Press.
- Kepple, T. (1989). *Validation of a video-based, six degree-of-freedom mechanical analysis procedure for application to human movement*. Unpublished Master's Thesis. University of Maryland. Maryland.
- Kepple, T., & Stanhope, S. (2000). Move3D Software. In J. M. Winters & P. E. Crago (Eds.), *Biomechanics and neural control of posture and movement* (pp. 683). New York: Springer.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures. In G. E. S. J. Requin (Ed.), *Tutorials in Motor Behavior* (pp. 3-70). Amsterdam.
- Kuo, A. D., Donelan, J. M., & Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 33(2), 88-97.
- Lai, P. P. K., Leung, A. K. L., Li, A. N. M., & Zhang, M. (2008). Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical Biomechanics*, 23, S2-S6.
- Leroi-Gouhran, A. (s.d.). 1-Técnica e Linguagem *O Gesto e a Palavra*. Lisboa: Edições 70.
- Lymberry, J. K., & Gilleard, W. (2005). The stance phase of walking during late pregnancy - Temporospatial and ground reaction force variables. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(3), 247-253.
- Maldonado, H., & Rodriguez, E. (1972). Depth perception in the praying mantis. *Physiology & Behavior*, 8(4), 8.
- Marrero, R. M., & Rull, I. M. (2006). *Biomecánica Clínica de las patologías del aparato locomotor*. Espanha: Elsevier.
- Maynard, V., Bakheit, A. M. O., Oldham, J., & Freeman, J. (2003). Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait & Posture*, 17(1), 59-67.
- McGinnis, P. M., & Newell, K. M. (1982, 1). Topological dynamics: A framework for describing movement and its constraints. *Human Movement Science*, 1, 289-305.
- Medved, V. (2001). *Measurement of human locomotion*. Boca Raton, Fla.: CRC Press.

- Michaels, C. F., & Carello, C. (1981). *Direct perception*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.
- Newell. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor Development in Children: Aspects of Coordination and Control* (pp. 341-360): Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Payton, C., & Bartlett, R. (2007). *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise : the British Association of Sport and Exercise Sciences guide*. Abingdon, Oxon ; New York, NY: Routledge.
- Robertson, D. G. E. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking* (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Rosing, C. K., & Susin, C. (1999). *Praticando Odontologia Baseada em Evidências*. Brasil: Ulbra.
- Russ, J. C. (2007). *The image processing handbook* (5th ed.). Boca Raton: CRC/Taylor and Francis.
- Sá, J. P. M. d. (2007). *Applied statistics using SPSS, STATISTICA, MATLAB and R* (Second ed.). Berlin ; New York: Springer.
- Sayood, K. (2000). *Introduction to data compression* (2nd ed.). San Francisco: Morgan Kaufmann Publishers.
- Sharma, G., Kalish, R. B., Rhea, D. J., Keith, L. G., & Blickstein, I. (2003). Effect of early maternal weight gain in mothers of triplets with a normal pre-pregnancy body mass index. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 189(6), S132-S132.
- Spyropoulos, P., Pisciotta, J. C., Pavlou, K. N., Cairns, M. A., & Simon, S. R. (1991). Biomechanical Gait Analysis in Obese Men. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(13), 1065-1070.
- Stanhope, S. J., Kepple, T. M., McGuire, D. A., & Roman, N. L. (1990). Kinematic-Based Technique for Event Time Determination during Gait. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 28(4), 355-360.
- Stolze, H., Kutzt-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Johnk, K., Deuschl, G., et al. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electromyography and Motor Control-Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105(6), 490-497.

- Thelen, E., & Smith, L. B. (1996). *A dynamic systems approach to the development of cognition and action* (reprint, illustrated ed.). USA: MIT Press.
- Turvey, M. T. (1990). Coordination. *American Psychologist*, 45(8), 938-953.
- Van Dieen, J. H., Dekkers, J. J. M., Groen, V., Toussaint, H. M., & Meijer, O. G. (2001). Within-subject variability in low back load in a repetitively performed, mildly constrained lifting task. *Spine*, 26(16), 1799-1804.
- Vincent, W. J. (2005). *Statistics in kinesiology* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Whittle, M. (2002). *Gait analysis: an introduction* (3 ed.): Elsevier Health Sciences.
- Williams, A. M., Davids, K., & Williams, J. G. P. (1999). *Visual perception and action in sport*. London ; New York: E & FN Spon.
- Wu, W. H., Meijer, O. G., Bruijn, S. M., Hu, H., van Dieen, J. H., Lamothe, C. J. C., et al. (2008). Gait in Pregnancy-related Pelvic girdle Pain: amplitudes, timing, and coordination of horizontal trunk rotations. *European Spine Journal*, 17(9), 1160-1169.
- Wu, W. H., Meijer, O. G., Jutte, P. C., Uegaki, K., Lamothe, C. J. C., de Wolf, G. S., et al. (2002). Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations. *Clinical Biomechanics*, 17(9-10), 678-686.
- Wu, W. H., Meijer, O. G., Lamothe, C. J. C., Uegaki, K., van Dieen, J. H., Wuisman, P. I. J. M., et al. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clinical Biomechanics*, 19(5), 480-488.

11. Anexos

Índice

ANEXO 1 - CONSENTIMENTO INFORMADO.....	I
ANEXO 2 – PREPARAÇÃO DO EQUIPAMENTO E CALIBRAÇÃO DO MESMO.....	II
ANEXO 3 - CONFIGURAÇÃO DE MARCAS.....	XII
ANEXO 4 - MODELAÇÃO SEGMENTAR NO SOFTWARE <i>VISUAL3D</i>	XVI
ANEXO 5 - PROCEDIMENTOS E INSTRUÇÕES A REALIZAR COM CADA SUJEITO DA AMOSTRA, EM CADA RECOLHA.....	XIX
ANEXO 6 - VELOCIDADES (M/s) DO CICLO DE MARCHA POR PARTICIPANTE NA RESPECTIVA FASE DA GRAVIDEZ OU PÓS-PARTO.....	XX
ANEXO 7 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS ÂNGULOS DOS SEGMENTOS DO MEMBRO INFERIOR DIREITO NO FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE.....	XXI
ANEXO 8 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS ÂNGULOS DOS SEGMENTOS DO MEMBRO INFERIOR ESQUERDO NO FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE.....	XXII
ANEXO 9 - OUTPUT DE SPSS COM COMPARAÇÃO DA ROTAÇÃO DA COXA DIREITA E ESQUERDA , POR MOMENTO DE RECOLHA	XXIII
ANEXO 10 - COMPARAÇÃO DA ROTAÇÃO DA COXA, EMPARELHADA POR MOMENTO DE RECOLHA	XXIV
ANEXO 11 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS FORÇAS DE REACÇÃO DO APOIO NO INÍCIO DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA VERMELHA), FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE (LINHA AZUL) E PÓS-PARTO (LINHA VERDE), PARA A COMPONENTE MEDIO-LATERAL, ANTERO-POSTERIOR E VERTICAL (RESPECTIVAMENTE DA ESQUERDA PARA A DIREITA). APOIO DIREITO (CIMA) E ESQUERDO (BAIXO), PARA O CONJUNTO DA AMOSTRA.....	XXV
ANEXO 12 - ESTATÍSTICA INFERENCIAL, NA COMPARAÇÃO DOS MOMENTOS DE FORÇA ENTRE INÍCIO, FINAL DO TERCEIRO TRIMESTRE E PÓS-PARTO.	XXVI
ANEXO 13 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA POTÊNCIA POR ARTICULAÇÃO E RECOLHA.	XXVII
ANEXO 14 - ESTATÍSTICA INFERENCIAL, RELATIVA À COMPARAÇÃO DA POTÊNCIA POR PARES DE RECOLHA.	XXVIII
ANEXO 15 - ESTATÍSTICA INFERENCIAL, RELATIVA À COMPARAÇÃO DE MEDIDAS REPETIDAS DAS FORÇAS DE REACÇÃO DO APOIO, NAS TRÊS COMPONENTES, ENTRE PARES DE RECOLHAS.	XXIX
ANEXO 16 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DAS FORÇAS DE REACÇÃO DO APOIO NA COMPONENTE MEDIO-LATERAL, PARA O CONJUNTO DA AMOSTRA.....	XXX
ANEXO 17 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DAS FORÇAS DE REACÇÃO DO APOIO NA COMPONENTE ANTERO-POSTERIOR, PARA O CONJUNTO DA AMOSTRA.	XXX
ANEXO 18 - COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS DE CADA ARTICULAÇÃO ENTRE OS TRÊS MOMENTOS DE RECOLHA.	XXXI
ANEXO 19 - COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS DAS ARTICULAÇÕES ESTUDADAS, EMPARELHADOS POR MOMENTO DE RECOLHA.	XXXII

ANEXO 20 – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA COORDENAÇÃO ENTRE TORNOZELO E JOELHO DA PARTICIPANTE 1 À 5 RESPECTIVAMENTE DE CIMA PARA BAIXO.	XXXIII
ANEXO 21 - TESTES DE NORMALIDADE DOS PARÂMETROS ESPÁCIO-TEMPORAIS.	XXXIV
ANEXO 22 -BIBLIOGRAFIA ANEXOS	XXXV

Anexo 1 - Consentimento informado



Subárea Científica Actividade Física e Saúde

Ex.^{ma} Sr.^a

No âmbito de uma tese de Mestrado, na Escola Superior de Desporto de Rio Maior, estamos a proceder ao estudo da marcha em grávidas, sob a coordenação do Doutor David Catela e da Doutora Rita Santos Rocha e, a pesquisa do Dr. Marco Branco.

As voluntárias só terão que andar, o mais naturalmente possível. Para recolher os dados, em cada grávida serão colocados esferas autocolantes em vários pontos do corpo, pelo que será necessário vestuário habitual mas adequado às recolhas (por exemplo, fato de banho, top e calções justos). As filmagens serão realizadas em ambiente climatizado e individualmente, no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Motricidade Humana, na Cruz Quebrada. Pretendemos fazer recolhas relativas a cada um dos trimestres da gravidez, pelo que o máximo de sessões por grávida será de 3. Cada sessão tem uma duração máxima de 45 minutos, mas os tempos de recolha em deslocação são muito reduzidos, podendo a grávida descansar em intervalos alargados e sempre que necessitar ou desejar.

As tarefas a realizar e os materiais usados não representam qualquer risco presente ou futuro para a grávida ou para o embrião/feto.

Como em qualquer investigação, a participação é voluntária e a identidade confidencial. A utilização dos dados será exclusivamente para a produção e divulgação de conhecimento científico. A apresentação de imagens recolhidas só é permitida em eventos e publicações de carácter científico, e só se reportarão aos membros inferiores. A cada participante será atribuído um código (por exemplo, 1G1, grávida número 1, no primeiro trimestre de gestação), pelo que nenhuma referência que permita identificar qualquer participante será divulgada.

Naturalmente, estamos disponíveis para esclarecer qualquer dúvida que tenha.

Deste modo, pedimos o consentimento formal de V.^a Ex.^a para a participação neste estudo e para a utilização dos dados recolhidos.

Gratos pela atenção dispensada,

O Responsável

Marco Branco

Contactos: Marco Branco: Telm. 967987322; e-mail - marcobranco@esdrm.pt

David Catela: e-mail - catela@esdrm.pt.

Rita Santos-Rocha: email - rsantos@esdrm.pt

Consentimento Informado

Eu (nome) _____, autorizo a minha participação no estudo sobre Locomoção da Grávida, realizado pela Escola Superior de Desporto de Rio Maior.

Data: ____/____/____

Assinatura: _____

(Por favor, ler, destacar e conservar texto explicativo, e entregar este consentimento informado)

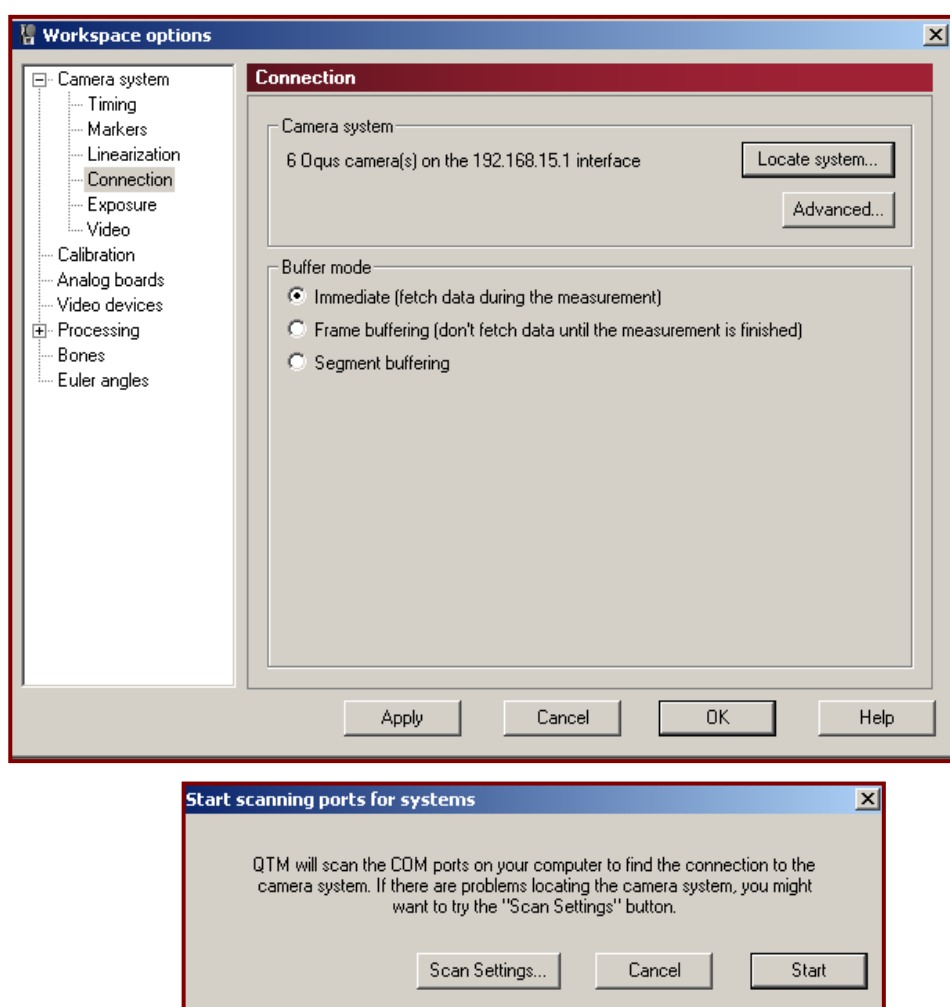
Anexo 2 – Preparação do equipamento e calibração do mesmo.

O primeiro passo para a recolha de dados é a preparação dos equipamentos e do espaço do Laboratório de Biomecânica:

Ligar e calibrar as câmaras de infra-vermelhos (figura abaixo) do Qualisys Track Manager (QTM):

Localização automática das câmaras e identificação das mesmas.

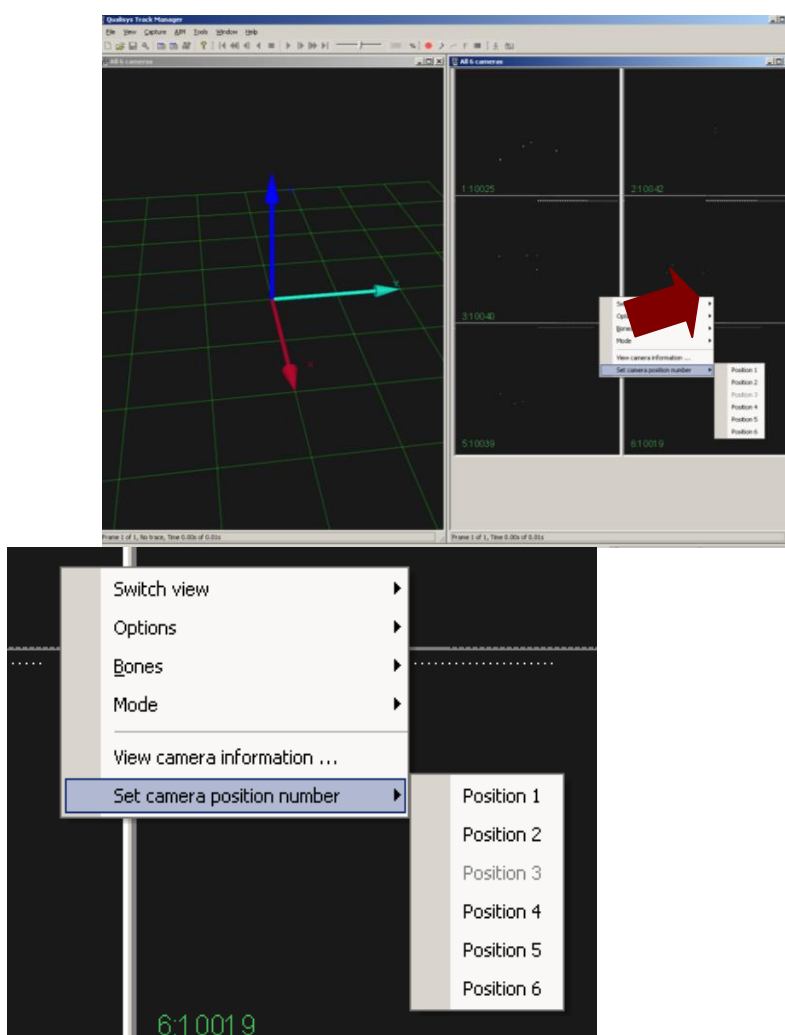
- Abrir o QTM e ligar as câmaras,
- No menu *Tools* clicar em *workspace options*¹⁵,
- Na janela do *workspace options* clicar no sub-menu *connection*, situado na área *Camera System*,
- Clicar em *Locate system* e depois em *Start*.



¹⁵ Na janela *workspace* podem ser definidos outros parâmetros relevantes em relação as câmaras.


- Escolher o sistema de câmaras e clicar OK

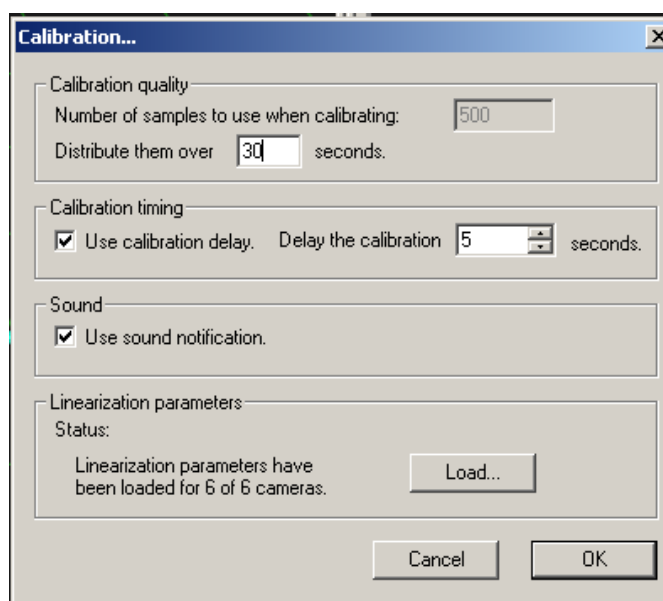
Antes da calibração, identificar as câmaras uma a uma e atribuir o respectivo número (“new measurement” – ver marca em cada câmara – se posição errada – botão direito do rato – “switch camera” para o numero correcto). Depois verificar se a área visualizada por cada câmara é satisfatória. Note que o ângulo de incidência entre duas câmaras deve ser maior de 60°, pelo menos duas das câmaras devem apanhar todo o volume estudado e que cada marca deve ser vista pelo menos por 2 câmaras.



Calibração do sistema

Clicar no ícone *workspace options* e verificar se os parâmetros de calibração estão correctos (eixos X,Y,Z; *calibration kit type* com o numero da “varinha”). A escolha da varinha é realizada consoante o volume a utilizar no estudo: $> 2\text{m}^3$, varinha de 500/750mm.

- Clicar no ícone *Calibration* () no canto superior direito
- Na janela podem ser definidos parâmetros como o tempo de calibração ou o "tempo de espera" para começar a calibração.



Se clicar em *Load* a janela *Workspace* é aberta e poder-se-á fazer a linearização das câmaras e configurar as definições do sistema de referência.

Clicar OK e, com a varinha, realizar a calibração (começar por baixo varrendo e depois rodar por todo o volume)

Na janela que aparece vários parâmetros podem ser verificados: coordenadas (x, y e z) de cada câmara, número de pontos capturados durante a calibração, erro médio, desvio padrão do *Wand* e data e hora de calibração. Na última coluna está o erro de medida que deve estar o mais baixo possível ($< 1\text{mm}$). Quando o sistema não estiver calibrado pode-se fazer *load* da calibração na barra de

Camera results					
Id	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Points	Avg res (mm)
01	-3735.21	1069.95	2489.57	634	0.42402
02	-528.38	4080.65	2503.35	301	0.44008
03	957.40	2373.54	1492.32	717	0.39886
04	2151.58	970.25	1424.37	755	0.39809
05	2309.91	-1093.43	1501.91	739	0.40785
06	1096.32	-2732.85	1440.45	785	0.46623
07	-174.13	-4481.45	2438.64	815	0.44988
08	-1028.98	-2737.43	1497.77	753	0.37822
09	-2388.87	-1621.12	1107.75	641	0.40567

Standard deviation of wand length: 0.33368 (mm)

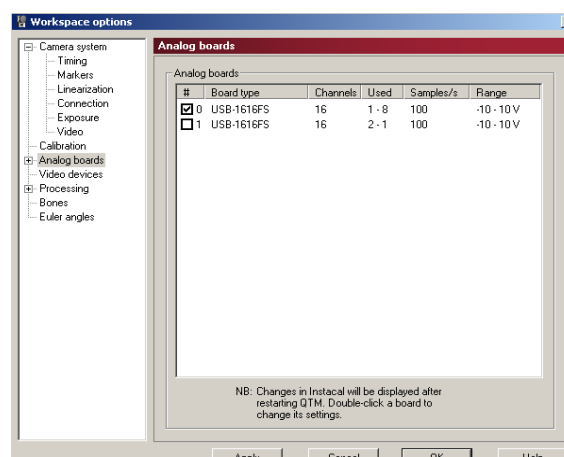
System calibrated on: 2008-07-04 10:00:31

status. Para tal dá-se duplo clique e faz *load* do respectivo ficheiro de calibração.

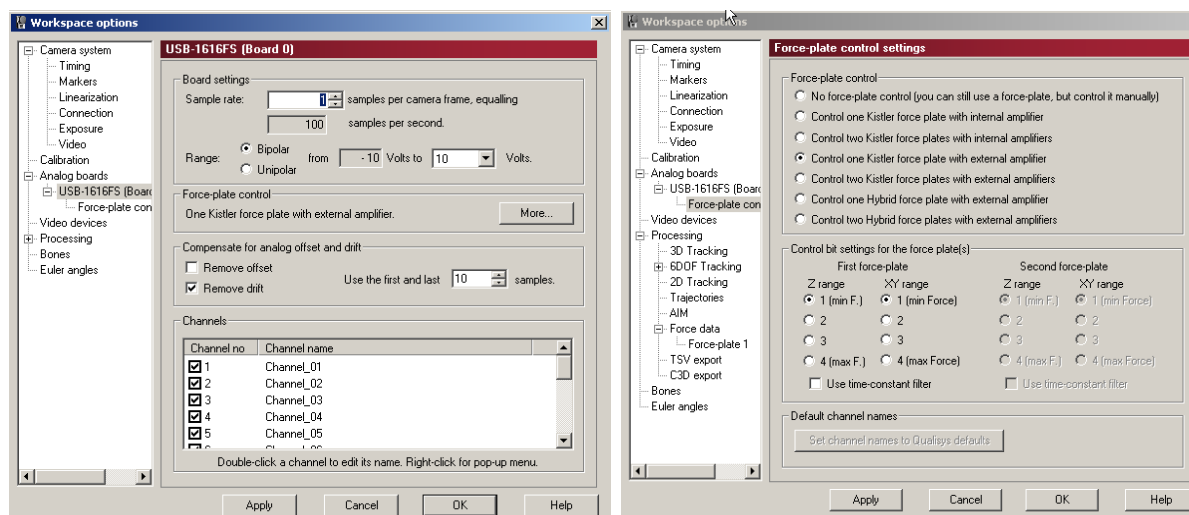
Calibração do sistema de plataformas de força

Para configurar a(s) plataforma(s) de força clique no ícone workspace options e escolha Analog Boards, seleccionando a(s) plataforma(s) a ser(em) utilizada(s).

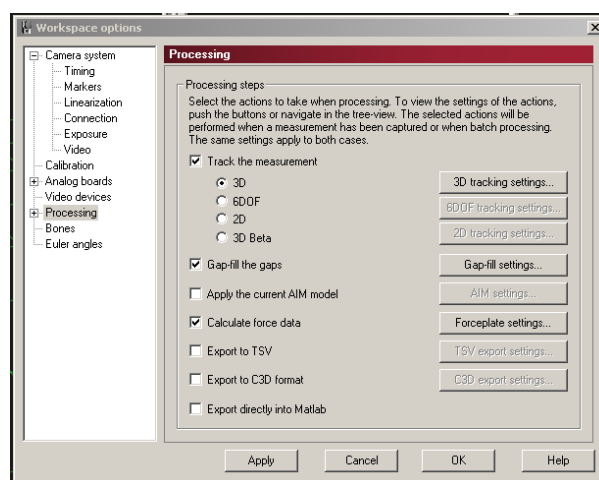
Ainda no menu Analog Boards, seleccione a plataforma a configurar e defina os canais desejados.



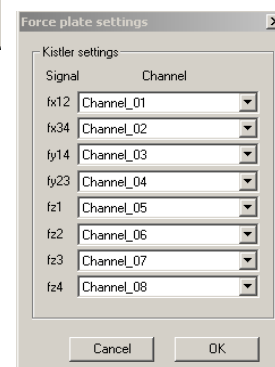
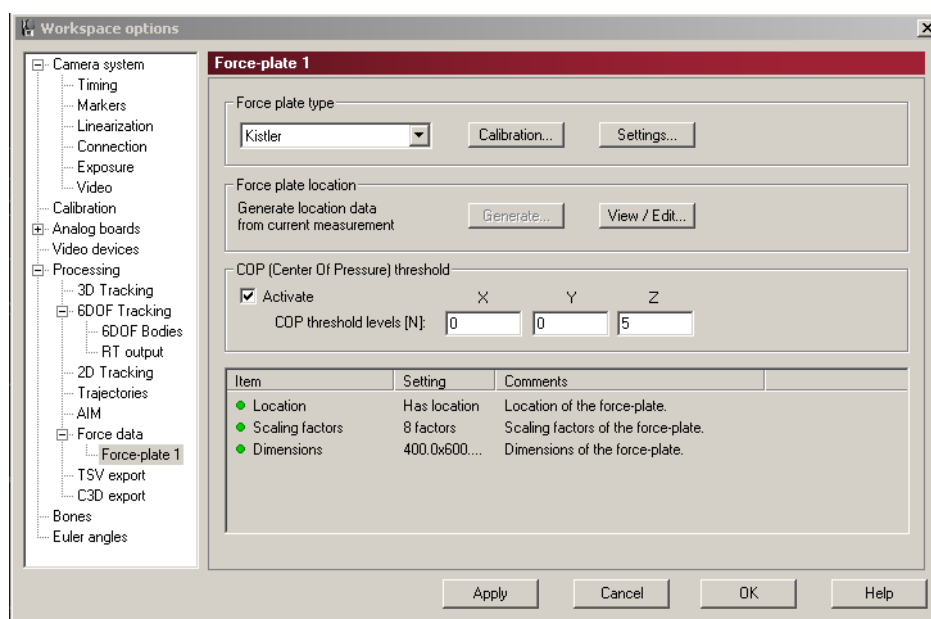
Aqui também poderá escolher o tipo de controlo da plataforma, clicando em More... no sub-menu Force Plate control.



Em Processing, assinale os seguintes parâmetros:



Em Processing selecione o sub-menu Force Data e, de seguida, a plataforma desejada. Complete os seguintes menus de acordo com os dados da plataforma. Os valores que se encontram nos próximos quadros dizem respeito a plataforma utilizada no laboratório de biomecânica da Faculdade de Motricidade Humana.



De seguida, em Settings, confira os canais da plataforma.

No sub-menu Calibration complete com os dados da plataforma:

Kistler force plate calibration parameters

Force plate dimensions

Length [mm] Width [mm]

Transducer origin (distance from force plate origin). Enter positive values.

a [mm] b [mm]

h [mm] (vertical distance between force plate origin and transducer origin)

Kistler COP Correction

☒ Use COP correction Force plate model:

Kistler scaling factors [mV/N]

fx12	fx34	fy14	fy23	fz1	fz2	fz3	fz4
-7.355	-7.355	-7.367	-7.367	-3.899	-3.899	-3.899	-3.899

Info ...

Maximum measureable force [N]

X/Y: Z:

Continue clicando no sub-menu Wizard e completando os dados.

Kistler scaling factors for external amplifiers

Force plate sensitivity [pC/N]

Get the values from the calibration sheet of the force plate:

X: [pC/N]

Y: [pC/N]

Z: [pC/N]

Amplifier ranges [pC/10V]

Enter the amplifier ranges that you use:

XY: [pC/10V] Note: Please look at your amplifier while measuring to see what ranges you are using.

Z: [pC/10V]

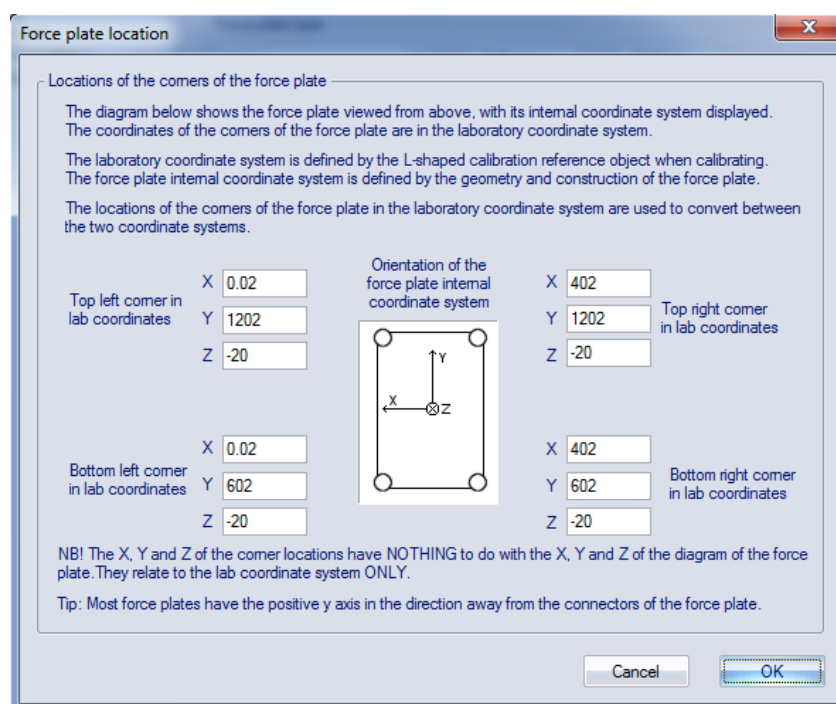
Formulas for Kistler scaling factors (in mV/N)

fx12 = fx34 = (X Sensitivity) / (XY amplifier range) * 10000

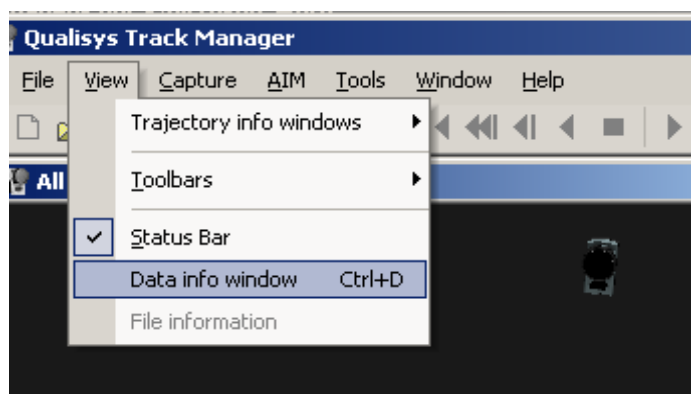
fy12 = fy34 = (Y Sensitivity) / (XY amplifier range) * 10000

fz1 = fz2 = fz3 = fz4 = (Z Sensitivity) / (Z amplifier range) * 10000

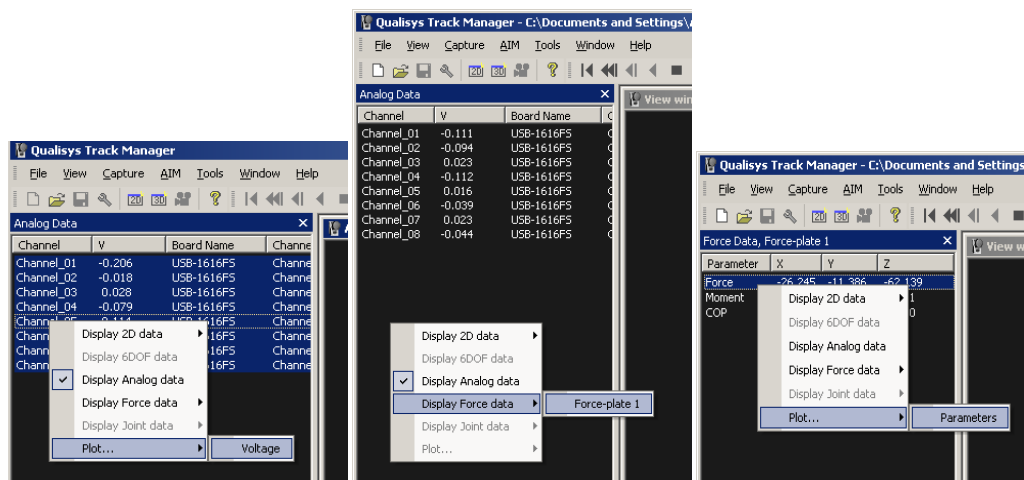
De seguida, escolha o sub-menu View/Edit e insira as coordenadas da plataforma de forcas.



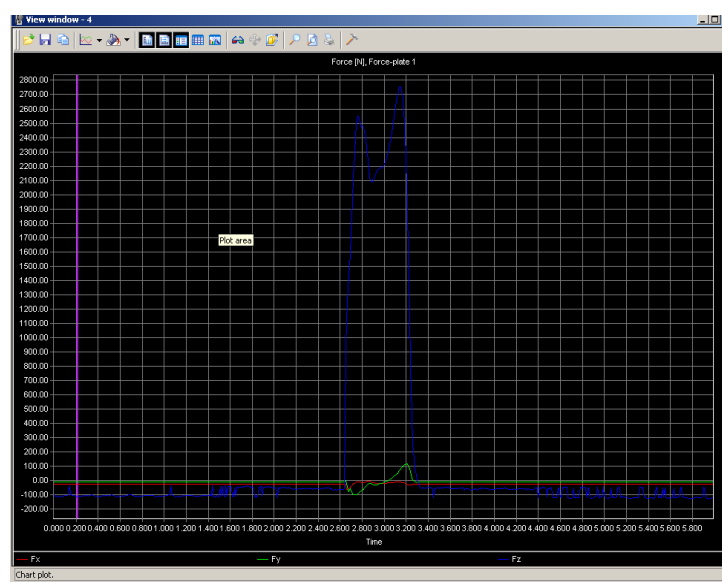
Para ver os dados da plataforma seleccione Data info window no menu View.



Para observar graficamente os valores da voltagem de cada canal da plataforma, selecione os canais pretendidos. Clique no botão direito do rato e escolha Plot, Voltage.

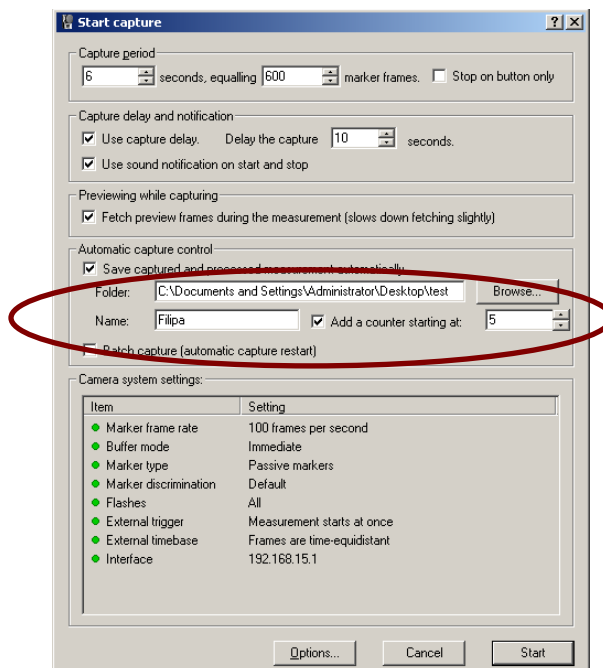


Outros dados e gráficos (ex: forças) podem também ser visualizados em tempo real. Clicando no botão direito do rato, dentro da caixa Analog Data, é possível escolher Display Force data de forma a obter os dados de força, momento livre e centro de pressão da plataforma.



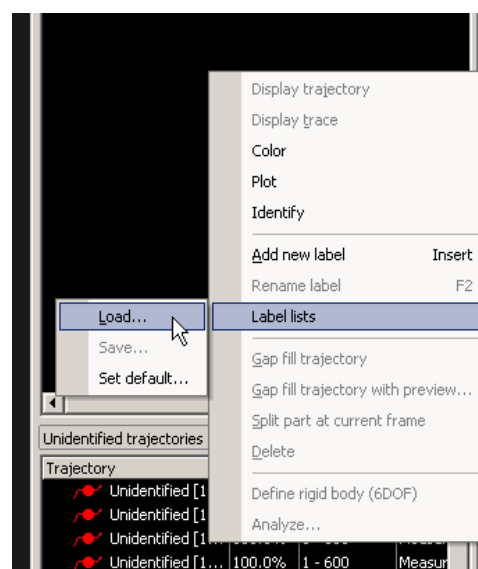
Recolha

Clicar em Capture. Aparecerá uma caixa com várias definições, entre elas ter-se-á de colocar o nome do ficheiro e o local onde este será gravado



Antes de capturar o movimento pretendido, deve-se filmar uma calibração estática com o sujeito na posição anatómica descritiva. Depois recolhe-se as imagens do movimento.

De seguida, devem ser definidos os pontos anatómicos e a trajetória de cada um. Os pontos podem ser exportados de um ficheiro .txt já concebido. Clique no botão do lado direito do rato na janela superior direita (Labeled Trajectories), escolha Labels Lists - Load e seleccione o ficheiro respectivo. As trajetórias determinadas aparecem na janela a baixo e devem ser atribuídas aos respectivos pontos, depois de definidos (basta arrastar). Para criar ligações entre pontos (bones), seleccione os pontos a ligar e clique no botão do lado direito do rato de forma a escolher Bones – Create bones.



Anexo 3 - Configuração de marcas.

Marcação de Pontos

Para a análise no *Visual 3D*, são necessárias realizar duas capturas do sujeito, uma chamada captura estática, onde deverão estar todos os marcadores, e outra denominada de captura dinâmica, onde estão apenas os *Tracking markers*.

A marcação de pontos para análise no Visual 3D, deve obedecer a alguns parâmetros. Existem dois tipos de marcadores. O primeiro tipo de marcadores são aqueles que devem de estar presentes na captura estática e poderão ser retirados para a recolha dinâmica, e normalmente devem definir a extremidade proximal e a extremidade distal do segmento a capturar. Para definir estas extremidades são necessários definir um ponto lateral e um ponto medial. A este tipo de marcadores dá-se o nome de *Defining Markers*. Os *Tracking markers* são marcadores que têm de estar obrigatoriamente durante os dois tipos de captura, pois estes serão utilizados para calcular o tamanho do segmento (Figura). Estes marcadores nunca poderão ser movidos ou retirados entre a captura estática e dinâmica.

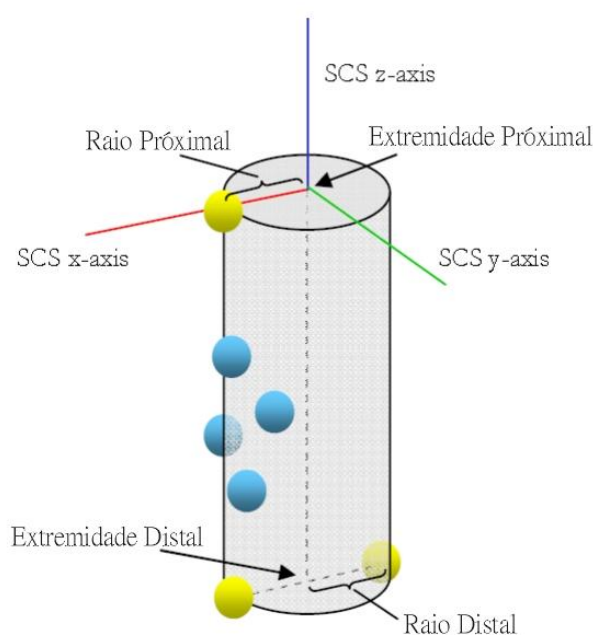


Figura 28 - Esquema de colocação dos marcadores no segmento.

De seguida apresentaremos os segmentos a capturar e disposição dos marcadores.

Pé

O pé é o primeiro segmento a ser assinalado e é denominado como “pé direito” ou “pé esquerdo” e é um segmento tipo “*Visual3D*”. Os *Defining markers* que definem este segmento são na extremidade proximal pelo maléolo lateral, como ponto lateral, e o maléolo medial como ponto medial. A extremidade distal também é definida no ponto lateral pela cabeça do 5.º metatarso e o ponto medial pela cabeça do 1.º metatarso.



Figura 29 - Esquema da colocação dos marcadores no pé.

Os *Tracking markers* devem ser definidos pelos marcadores dos dedos do pé e por mais um dos outros, ou colocar um marcador na região posterior do calcâneo, à altura dos outros marcadores, de modo a que possa ser calculado o ângulo do tornozelo normalizado (Figura). De modo a conseguir analisar todos os movimentos do pé (Flexão e extensão plantar, inversão e eversão)

Perna

O segmento perna deve ser denominado por esse nome e acrescentado a lateralidade esquerda ou direita. Os *Defining markers* são definidos, na extremidade proximal lateral pelo epicôndilo lateral e medial pelo epicôndilo medial, e na extremidade distal lateral pelo maléolo lateral e medial pelo maléolo medial.

Os *Tracking markers* poderão ser demarcados por clusters fixados na região mais lateral do segmento (Figura). Este segmento é do tipo “*Visual3D*”.

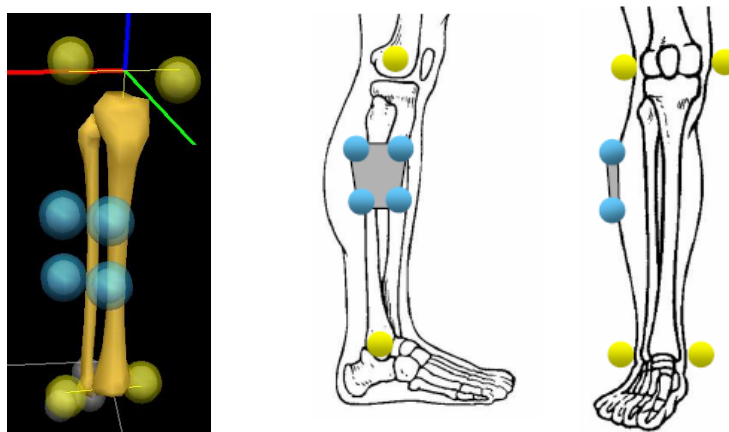


Figura 30 - Esquema de colocação de marcadores na perna.

Coxa

O segmento Coxa é do tipo “*Visual3D*” e deve ser denominado por esse nome e acrescentado a lateralidade esquerda ou direita. A extremidade proximal é definida pelo ponto lateral grande trocanter e pela *proximal joint*, *RIGHT_HIP* OU *LEFT_HIP* virtual, criada no segmento “*Coda*” da Pélvis. A extremidade distal é definida pelo ponto lateral epicôndilo lateral e medial pelo epicôndilo medial. Os *Tracking markers* poderão ser demarcados por clusters fixados na região mais lateral do segmento (Figura).

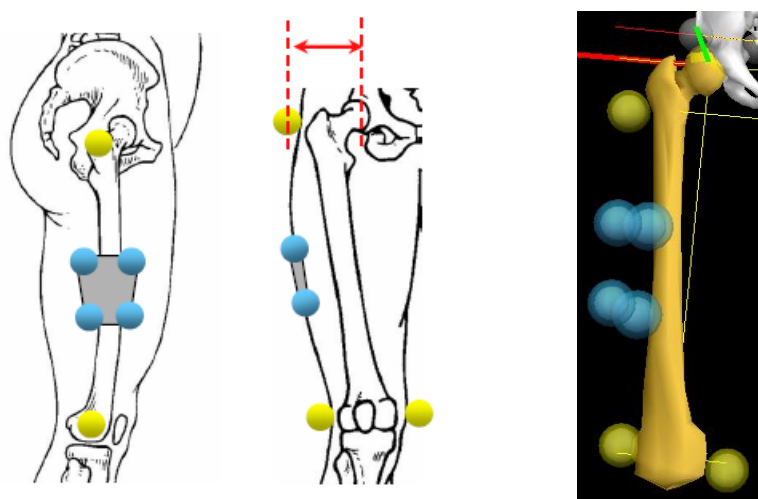


Figura 31 - Esquema de colocação dos marcadores na coxa.

Pelvis

O segmento pélvis é do tipo “*Coda*” e é denominado por Pelvis. Neste tipo de modelação são necessárias introduzir quatro marcadores: *RASIS*, *LASIS*, *RPSIS* E *LPSIS*.

O RASIS refere-se à Espinha Ilíaca antero-superior direita, o LASIS refere-se à Espinha Ilíaca antero-superior esquerda, o RPSIS refere-se à Espinha Ilíaca postero-superior direita e, por último, o LPSIS refere-se à Espinha Ilíaca postero-superior esquerda. Em alternativa aos marcadores RPSIS e LPSIS, poder-se-á colocar apenas um marcador situado entre os dois anteriores. Os *Tracking markers* poderão ser os mesmos marcadores (Figur).

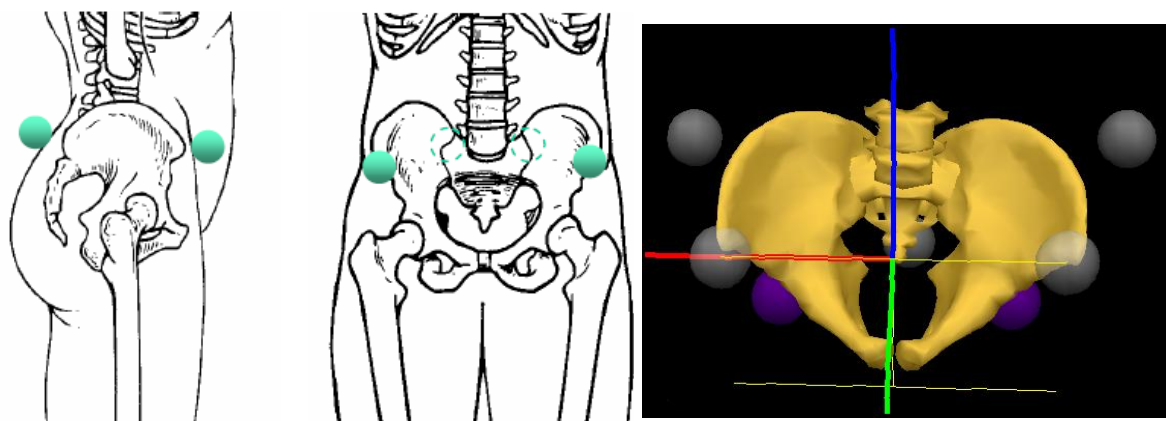


Figura 32 - Esquema de colocação dos marcadores na Pelvis.

Anexo 4 - Modelação segmentar no software *Visual3D*.

Modelação

A modelação é realizada no software “*Visual3D*”, o qual é caracterizado como um dos mais avançados e de maior precisão na modelação e análise de dados tridimensionais.

De seguida mostraremos os passos a efectuar.

Preparar Worspace no Visual3D

No *Workspace* do “*Visual3D*” abrimos em primeiro lugar o ficheiro de movimento .c3d e de seguida no menu **model**/Create (Add Static Calibration File)/Hybrid Model from C3Dfile.

Início da modelação de ossos dos segmentos

No tab *Model Building* na listagem *Segment Name*, escolhe-se o segment que se quer modelar. Por exemplo para modelar a perna direita, deve-se seguir a seguinte sequência:

1. *Segment Name* – Right Shank;
2. *Segment Type* – Visual 3D;
3. Clicar botão *Create*;
4. Inserir Peso corporal e Altura do sujeito;
(Nova aba aberta com o nome *Right Shank*)
5. Definir *Proximal Joint* – lateral “D_RLTKNEE” e medial “D_RMEDKNEE”;
6. Definir *Distal Joint* – lateral “D_RLATANKLE” e medial “D_RMEDANKLE”;
7. Definir *Tracking Targets* – 3 ou quatro pontos do cluster da perna direita “RSK1”, “RSK2”, “RSK3” e/ou “RSK4”;
8. Clicar no botão *Build Model* e aparecerá a tibia e o perónio.
9. Fechar aba no botão “*Close Tab*”

Deverá seguir-se a mesma sequência para os restantes segmentos.

Tabela 9 - Resumo de critérios a ter em conta na Marcação e Modelação de segmentos.

Segmento	<i>Defining Markers</i> (Marcadores estáticos)		<i>Tracking Markers</i> (Marcadores dinâmicos)
	Próximas	Distais	
Pé	Maléolo Lateral Maléolo Medial	Cabeça do 1.º metatarso Cabeça do 5.º metatarso	1.º e 5.º metatarso e calcâneo
Perna	Epicôndilo lateral Epicôndilo Medial	Maléolo Lateral Maléolo Medial	Clusters
Coxa	Right ou Left Hip	Epicôndilo lateral Epicôndilo Medial	Clusters
Pélvis	Espinha Ilíaca Antero-superior direita Espinha Ilíaca Antero-superior esquerda	Espinha Ilíaca postero-superior direita Espinha Ilíaca postero-superior esquerda	Mantém


Tabela 10 - Resumo de marcadores e respectiva nomenclatura.

N.º	Marcador	Segmento	Nomenclatura	Tipo
1	Meia distância entre a cabeça do 2º e 3º Metatarso	Pé direito	RT_TOE	Estática
2		Pé esquerdo	LT_TOE	Estática
3	Calcâneo proximal	Pé direito	RPRHE	Dinâmica
4		Pé esquerdo	LPRHE	Dinâmica
5	Calcâneo Distal	Pé direito	RDIHE	Dinâmica
6		Pé esquerdo	LDIHE	Dinâmica
7	Calcâneo lateral	Pé direito	RLAHE	Dinâmica
8		Pé esquerdo	LLAHE	Dinâmica
9	Maléolo Lateral	Perna direita	D_RLATANKLE	Estática
10		Perna esquerda	D_LLATANKLE	Estática
11	Maléolo Medial	Perna direita	D_RMEDANKLE	Estática
12		Perna esquerda	D_LMEDANKLE	Estática
13	Cluster01	Perna direita	RSK1	Dinâmica
	Cluster02	Perna direita	RSK2	Dinâmica
	Cluster03	Perna direita	RSK3	Dinâmica
14	Cluster05	Perna esquerda	LSK1	Dinâmica
	Cluster06	Perna esquerda	LSK2	Dinâmica
	Cluster07	Perna esquerda	LSK3	Dinâmica
15	Epicôndilo Lateral do Fémur	Coxa direita	D_RLATKNEE	Estática
16		Coxa esquerda	D_LLATKNEE	Estática
17	Epicôndilo Medial do Fémur	Coxa direita	D_RMEDKNEE	Estática
18		Coxa esquerda	D_LMEDKNEE	Estática
19	Grande Trocanter	Coxa direita	D_RGTOC	Estática
20		Coxa esquerda	D_LGTOC	Estática
21	Cluster09	Coxa direita	RTH1	Dinâmica
	Cluster10	Coxa direita	RTH2	Dinâmica
	Cluster11	Coxa direita	RTH3	Dinâmica
22	Cluster13	Coxa esquerda	LTH1	Dinâmica
	Cluster14	Coxa esquerda	LTH2	Dinâmica
	Cluster15	Coxa esquerda	LTH3	Dinâmica
23	Espinha Ilíaca Antero-Superior	Pélvis	RASIS	Estática
24		Pélvis	LASIS	Estática
25	Espinha Ilíaca Postero-Superior	Pélvis	RPSIS	Estática
26		Pélvis	LPSIS	Estática

Anexo 5 - Procedimentos e instruções a realizar com cada sujeito da amostra, em cada recolha




- Recepção da grávida no laboratório;



- Apresentação do espaço (geral);



- Assinar a autorização (caso ainda não o tenha feito);



- Questionar acerca de problemas osteo-articulares ou outros problemas que possam influenciar a marcha.



- Preparação da grávida (Indicar o balneário para vestir o equipamento necessário);




- Colocação dos marcadores e clusters;




- Recolha Estática (e tirar fotografia a evidenciar os pontos);




- Retirar os pontos desnecessários para a recolha dinâmica;



- Explicação da 1.ª tarefa a desempenhar: “A tarefa consiste em andar de forma natural, em frente, de modo a que consiga pisar este rectângulo (mostrar o local), sem que com isso mude a forma de andar. É preferível que não o pise a mudar a forma como anda. Irá num sentido e voltará pelo mesmo caminho, pisando com o outro pé.”



- Recolha dinâmica. Passagem de modo a que pise correctamente a plataforma 10x;




- Explicação da 2.ª tarefa: “Agora irá fazer a mesma coisa, mas terá que fixar o ponto que está mais à frente no chão (mostrar o ponto para um sentido e para outro sentido). Terá que estar sempre a olhar para um destes pontos, conforme vai para lá ou vem para cá”.




- Recolha dinâmica. Passagem de modo a que pise a plataforma.




- Tirar fotografia a evidenciar os pontos e a tarefa.



- Retirar os marcadores;



- Agradecer à grávida;

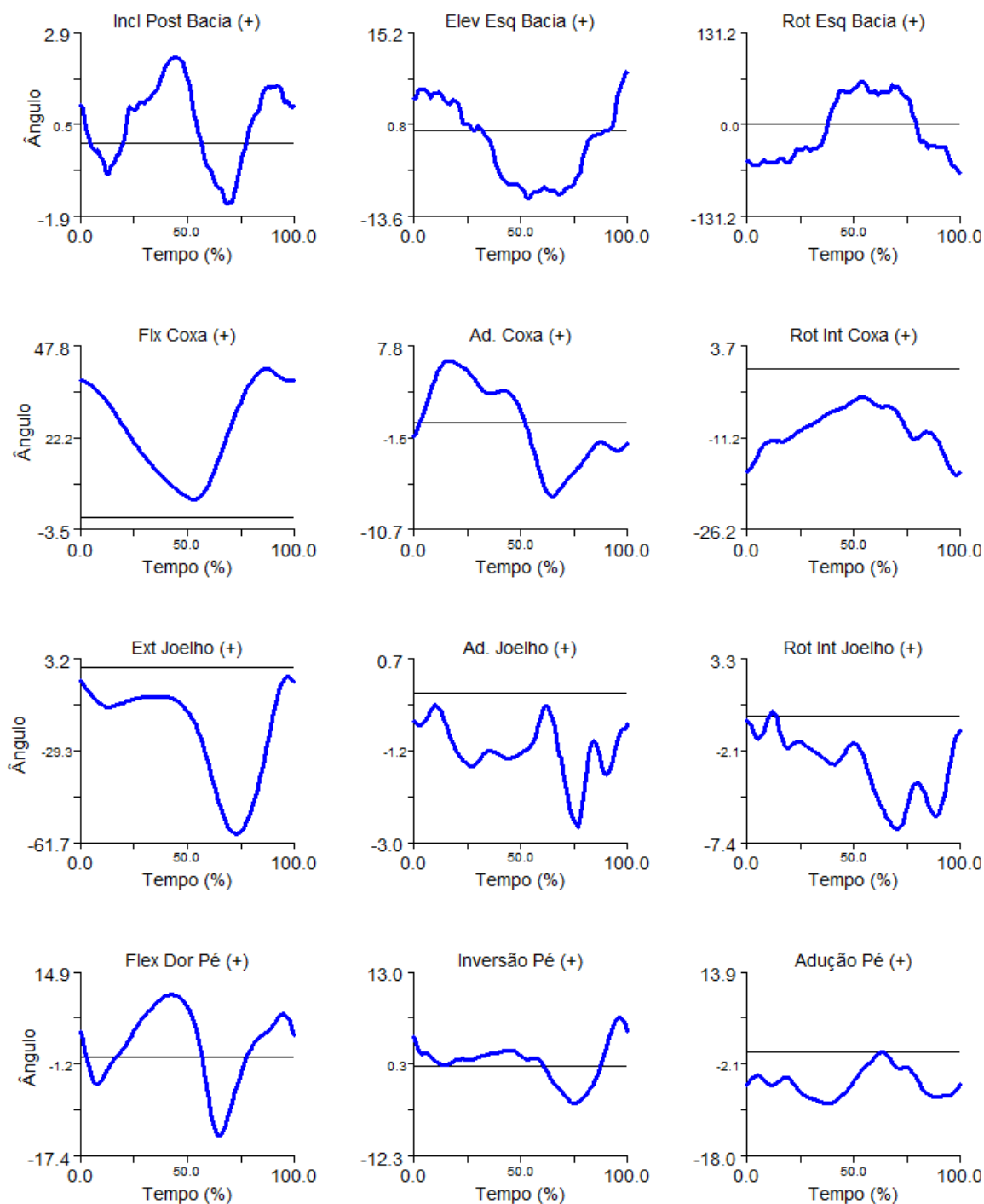


- Liberar a grávida.

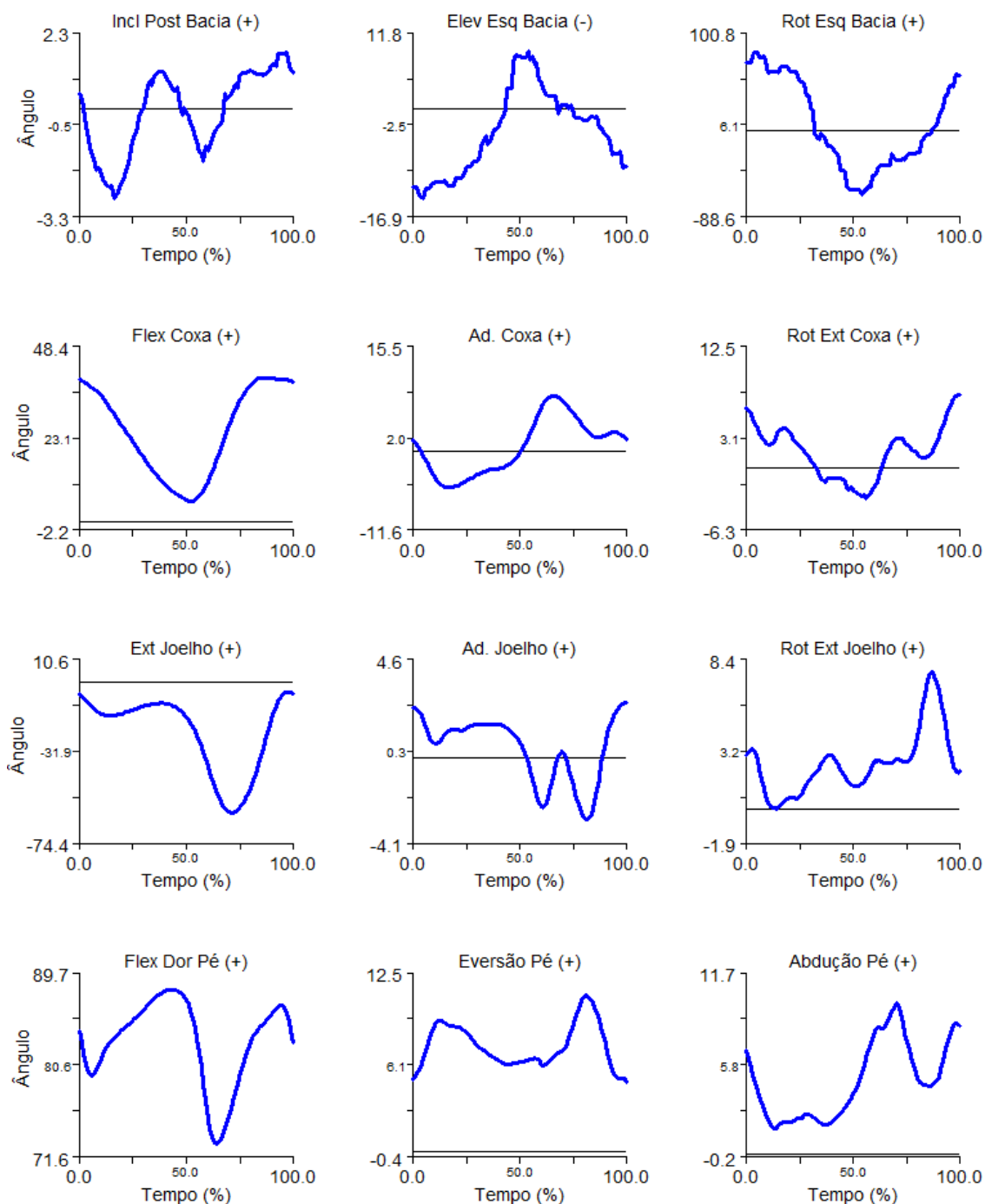
Anexo 6 - Velocidades (m/s) do ciclo de marcha por participante na respectiva fase da gravidez ou pós-parto.

Participante	Fase da gravidez	Velocidade
1	I3T	1.00
	F3T	0.97
	PP	0.97
2	I3T	1.27
	F3T	1.15
	PP	1.35
3	F3T	1.41
	PP	1.38
4	I3T	1.04
	F3T	1.08
5	I2T	1.09
	I3T	1.07

Anexo 7 - Representação gráfica dos ângulos dos segmentos do membro inferior direito no final do terceiro trimestre.



Anexo 8 - Representação gráfica dos ângulos dos segmentos do membro inferior esquerdo no final do terceiro trimestre.



Anexo 9 - Output de SPSS com comparação da rotação da coxa direita e esquerda , por momento de recolha

COXA DIREITA

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
RHIP_ANGLE_M_I3T	101	-7.42583	5.064069	-13.599	.406
RHIP_ANGLE_M_F3T	101	-6.39308	3.505115	-11.786	-.319
RHIP_ANGLE_M_PP	101	.73109	5.060205	-7.691	8.574

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
RHIP_ANGLE_M_I3T	1.33
RHIP_ANGLE_M_F3T	1.67
RHIP_ANGLE_M_PP	3.00

Test Statistics^a

N	101
Chi-square	157.564
df	2
Asymp. Sig.	.000

a. Friedman Test

COXA ESQUERDA

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
LHIP_ANGLE_M_I3T	101	-4.31205	4.963414	-12.673	3.919
LHIP_ANGLE_M_F3T	101	-2.02048	3.507350	-7.907	3.487
LHIP_ANGLE_M_PP	101	.08341	4.191231	-6.640	6.871

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
LHIP_ANGLE_M_I3T	1.22
LHIP_ANGLE_M_F3T	1.92
LHIP_ANGLE_M_PP	2.86

Test Statistics^a

N	101
Chi-square	137.366
df	2
Asymp. Sig.	.000

a. Friedman Test

Anexo 10 - Comparação da rotação da coxa, emparelhada por momento de recolha

Wilcoxon Signed Ranks Test

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
RHIP_ANGLE_M_F3T - RHIP_ANGLE_M_I3T	Negative Ranks	33 ^a	36.21	1195.00
	Positive Ranks	68 ^b	58.18	3956.00
	Ties	0 ^c		
	Total	101		
RHIP_ANGLE_M_PP - RHIP_ANGLE_M_F3T	Negative Ranks	0 ^d	.00	.00
	Positive Ranks	101 ^e	51.00	5151.00
	Ties	0 ^f		
	Total	101		
RHIP_ANGLE_M_PP - RHIP_ANGLE_M_I3T	Negative Ranks	0 ^g	.00	.00
	Positive Ranks	101 ^h	51.00	5151.00
	Ties	0 ⁱ		
	Total	101		
LHIP_ANGLE_M_F3T - LHIP_ANGLE_M_I3T	Negative Ranks	21 ^j	20.57	432.00
	Positive Ranks	80 ^k	58.99	4719.00
	Ties	0 ^l		
	Total	101		
LHIP_ANGLE_M_PP - LHIP_ANGLE_M_F3T	Negative Ranks	13 ^m	12.23	159.00
	Positive Ranks	88 ⁿ	56.73	4992.00
	Ties	0 ^o		
	Total	101		
LHIP_ANGLE_M_PP - LHIP_ANGLE_M_I3T	Negative Ranks	1 ^p	1.00	1.00
	Positive Ranks	100 ^q	51.50	5150.00
	Ties	0 ^r		
	Total	101		

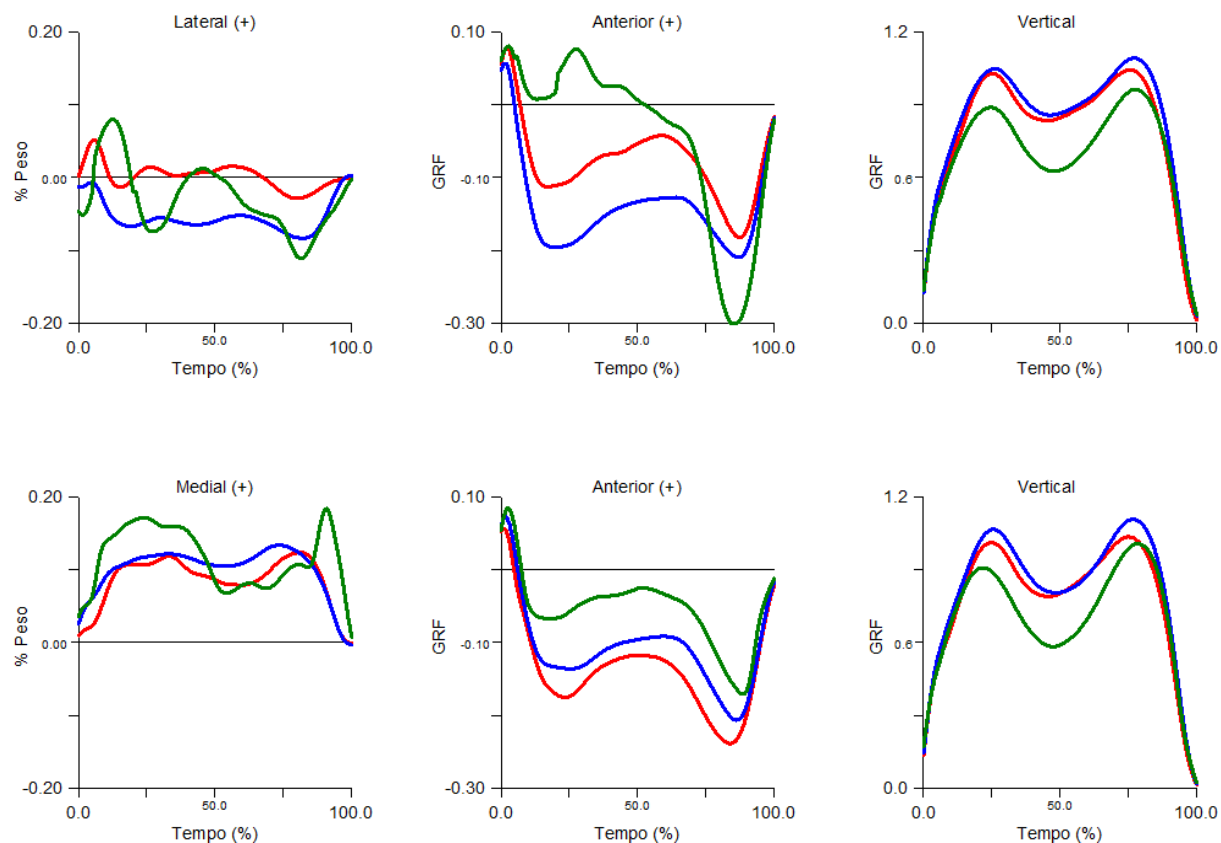
Test Statistics^b

	RHIP_ANGLE_M_F3T - RHIP_ANGLE_M_I3T	RHIP_ANGLE_M_PP - RHIP_ANGLE_M_F3T	RHIP_ANGLE_M_PP - RHIP_ANGLE_M_I3T	LHIP_ANGLE_M_F3T - LHIP_ANGLE_M_I3T	LHIP_ANGLE_M_PP - LHIP_ANGLE_M_F3T	LHIP_ANGLE_M_PP - LHIP_ANGLE_M_I3T
Z	-4.677 ^a	-8.725 ^a	-8.725 ^a	-7.261 ^a	-8.186 ^a	-8.721 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.000

a. Based on negative ranks.

b. Wilcoxon Signed Ranks Test

Anexo 11 - Representação gráfica das forças de reacção do apoio no início do terceiro trimestre (linha vermelha), final do terceiro trimestre (linha azul) e pós-parto (linha verde), para a componente medio-lateral, antero-posterior e vertical (respectivamente da esquerda para a direita). Apoio direito (cima) e esquerdo (baixo), para o conjunto da amostra.



Anexo 12 - Estatística inferencial, na comparação dos momentos de força entre início, final do terceiro trimestre e pós-parto.

Tornozelo Direito

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
R_A_M_I3T	1.26
R_A_M_F3T	1.97
R_A_M_PP	2.77

Test Statisticsa

N	153
Chi-square	174.627
df	2
Asymp. Sig.	.000

Tornozelo Esquerdo

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
L_A_M_I3T	2.06
L_A_M_F3T	1.20
L_A_M_PP	2.74

Test Statisticsa

N	201
Chi-square	240.129
df	2
Asymp. Sig.	.000

Joelho Direito

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
R_K_M_I3T	1.53
R_K_M_F3T	1.59
R_K_M_PP	2.88

Test Statisticsa

N	153
Chi-square	176.366
df	2
Asymp. Sig.	.000

Joelho Esquerdo

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
L_K_M_I3T	1.71
L_K_M_F3T	1.89
L_K_M_PP	2.40

Test Statisticsa

N	201
Chi-square	50.985
df	2
Asymp. Sig.	.000

Coxo-femural direita

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
R_H_M_I3T	1.40
R_H_M_F3T	1.77
R_H_M_PP	2.83

Test Statisticsa

N	153
Chi-square	168.745
df	2
Asymp. Sig.	.000

Coxo-femural esquerda

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
L_H_M_I3T	2.00
L_H_M_F3T	1.72
L_H_M_PP	2.27

Test Statisticsa

N	201
Chi-square	30.657
df	2
Asymp. Sig.	.000

Anexo 13 - Estatística descritiva da potência por articulação e recolha.

	Range	Min.	Max	Mean	Std. Deviation
R_ANKLE_POWER_I3T	2.12	-.431828	1.688938	.10642496	.583832000
R_ANKLE_POWER_F3T	2.17	-.657032	1.511052	-.01185850	.540146469
R_ANKLE_POWER_PP	1.89	-.432168	1.455205	.15493928	.482597089
L_ANKLE_POWER_I3T	2.19	-.391330	1.796059	.05843954	.612509330
L_ANKLE_POWER_F3T	1.30	-.326607	.975510	.01105350	.372624818
L_ANKLE_POWER_PP	2.66	-.588982	2.070402	.08210550	.632066267
R_KNEE_POWER_I3T	.77	-.558698	.212857	-.05336372	.202025490
R_KNEE_POWER_F3T	.73	-.374732	.350595	-.00456143	.188261537
R_KNEE_POWER_PP	1.55	-1.267408	.278948	-.12254088	.331230183
L_KNEE_POWER_I3T	.97	-.592371	.374391	-.05089284	.211118638
L_KNEE_POWER_F3T	1.19	-.688991	.500056	-.02053651	.279012432
L_KNEE_POWER_PP	.84	-.319990	.522238	.04983640	.216051711
R_HIP_POWER_I3T	.71	-.243552	.463349	.02603765	.185034145
R_HIP_POWER_F3T	.71	-.221420	.487982	.04321786	.175249114
R_HIP_POWER_PP	2.27	-.950596	1.315574	.06041346	.547957203
L_HIP_POWER_I3T	.81	-.327583	.484431	.06745594	.229501938
L_HIP_POWER_F3T	1.07	-.281479	.791636	.13966373	.283415312
L_HIP_POWER_PP	1.52	-.656948	.865337	-.03240395	.371798415

Anexo 14 - Estatística inferencial, relativa à comparação da potência por pares de recolha.

Test Statistics

	R_A_PWR_F3T - R_A_PWR_I3T	R_A_PWR_PP - R_A_PWR_F3T	R_A_PWR_PP - R_A_PWR_I3T
Z	-2.010	-1.826	-1.965
Asymp. Sig. (2-tailed)	.044	.068	.049

	R_K_PWR_F3T - R_K_PWR_I3T	R_K_PWR_PP - R_K_PWR_F3T	R_K_PWR_PP - R_K_PWR_I3T
Z	-2.259	-1.134	-.131
Asymp. Sig. (2-tailed)	.024	.257	.896

	R_H_PWR_F3T - R_H_PWR_I3T	R_H_PWR_PP - R_H_PWR_F3T	R_H_PWR_PP - R_H_PWR_I3T
Z	-.041	-4.323	-3.620
Asymp. Sig. (2-tailed)	.968	.000	.000

	L_A_PWR_F3T - L_A_PWR_I3T	L_A_PWR_PP - L_A_PWR_F3T	L_A_PWR_PP - L_A_PWR_I3T
Z	-5.986	-.657	-1.076
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000	.511	.282

	L_K_PWR_F3T - L_K_PWR_I3T	L_K_PWR_PP - L_K_PWR_F3T	L_K_PWR_PP - L_K_PWR_I3T
Z	-1.922	-.958	-1.837
Asymp. Sig. (2-tailed)	.055	.338	.066

	L_H_PWR_F3T - L_H_PWR_I3T	L_H_PWR_PP - L_H_PWR_F3T	L_H_PWR_PP - L_H_PWR_I3T
Z	-.499	-1.068	-1.794
Asymp. Sig. (2-tailed)	.618	.285	.073

Anexo 15 - Estatística inferencial, relativa à comparação de medidas repetidas das forças de reacção do apoio, nas três componentes, entre pares de recolhas.

Test Statistics

	R_GRF_X_F3T - R_GRF_X_I3T	R_GRF_X_PP - R_GRF_X_F3T	R_GRF_X_PP - R_GRF_X_I3T
Z	-13,553	-11,455	-3,558
Asymp. Sig. (2- tailed)	,000	,000	,000

	R_GRF_Y_F3T - R_GRF_Y_I3T	R_GRF_Y_PP - R_GRF_Y_F3T	R_GRF_Y_PP - R_GRF_Y_I3T
Z	-2,743	-,467	-2,857
Asymp. Sig. (2- tailed)	,006	,640	,004

	R_GRF_Z_F3T - R_GRF_Z_I3T	R_GRF_Z_PP - R_GRF_Z_F3T	R_GRF_Z_PP - R_GRF_Z_I3T
Z	-4,711	-9,463	-10,686
Asymp. Sig. (2- tailed)	,000	,000	,000

	L_GRF_X_F3T - L_GRF_X_I3T	L_GRF_X_PP - L_GRF_X_F3T	L_GRF_X_PP - L_GRF_X_I3T
Z	-1,649	-11,500	-3,120
Asymp. Sig. (2- tailed)	,099	,000	,002

	L_GRF_Y_F3T - L_GRF_Y_I3T	L_GRF_Y_PP - L_GRF_Y_F3T	L_GRF_Y_PP - L_GRF_Y_I3T
Z	-3,777	-1,651	-1,491
Asymp. Sig. (2- tailed)	,000	,099	,136

	L_GRF_Z_F3T - L_GRF_Z_I3T	L_GRF_Z_PP - L_GRF_Z_F3T	L_GRF_Z_PP - L_GRF_Z_I3T
Z	-2,928	-9,326	-6,034
Asymp. Sig. (2- tailed)	,003	,000	,000

Anexo 16 - Estatísticas descritivas das forças de reacção do apoio na componente medio-lateral, para o conjunto da amostra.

	Range	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
RHT_GRF_M-L_I3T	23,21%	-20,51%	2,71%	-2,87%	5,42%
RHT_GRF_M-L_F3T	31,08%	-21,34%	9,74%	5,38%	4,83%
RHT_GRF_M-L_PP	35,31%	-17,66%	17,65%	7,66%	7,85%
LFT_GRF_M-L_I3T	29,44%	-10,85%	18,60%	-3,15%	6,36%
LFT_GRF_M-L_F3T	37,46%	-13,12%	24,34%	-3,21%	8,84%
LFT_GRF_M-L_PP	50,63%	-47,82%	2,81%	-26,25%	5,84%

Anexo 17 - Estatísticas descritivas das forças de reacção do apoio na componente Antero-posterior, para o conjunto da amostra.

	Range	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
RHT_GRF_M-L_I3T	23%	-21%	3%	-3%	5%
RHT_GRF_M-L_F3T	31%	-21%	10%	5%	5%
RHT_GRF_M-L_PP	35%	-18%	18%	8%	8%
LFT_GRF_M-L_I3T	29%	-11%	19%	-3%	6%
LFT_GRF_M-L_F3T	37%	-13%	24%	-3%	9%
LFT_GRF_M-L_PP	51%	-48%	3%	-26%	6%

Anexo 18 - Comparação dos ângulos de cada articulação entre os três momentos de recolha.

NPar Tests

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
I3T_R_ANKLE	1,50
F3T_R_ANKLE	1,50
PP_R_ANKLE	3,00

Test Statistics^a

N	202
Chi-square	303,000
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman Test

NPar Tests

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
I3T_L_ANKLE	1,00
F3T_L_ANKLE	2,70
PP_L_ANKLE	2,30

Test Statistics^a

N	202
Chi-square	319,644
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman Test

NPar Tests

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
I3T_R_KNEE	1,79
F3T_R_KNEE	1,35
PP_R_KNEE	2,87

Test Statistics^a

N	202
Chi-square	247,020
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman Test

NPar Tests

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
I3T_L_KNEE	2,21
F3T_L_KNEE	1,25
PP_L_KNEE	2,54

Test Statistics^a

N	202
Chi-square	182,347
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman Test

NPar Tests

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
I3T_R_HIP	2,00
F3T_R_HIP	3,00
PP_R_HIP	1,00

Test Statistics^a

N	202
Chi-square	404,000
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman Test

NPar Tests

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
I3T_L_HIP	2,13
F3T_L_HIP	2,87
PP_L_HIP	1,00

Test Statistics^a

N	202
Chi-square	357,218
df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman Test

Anexo 19 - Comparação dos ângulos das articulações estudadas, emparelhados por momento de recolha.

NPar Tests

Wilcoxon Signed Ranks Test

Test Statistics

	F3T_R_ANKLE - I3T_R_ANKLE	PP_R_ANKLE - F3T_R_ANKLE	PP_R_ANKLE - I3T_R_ANKLE
Z	-8.765 ^a	-1.654 ^a	-12.324 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,098	,000

	F3T_L_ANKLE - I3T_L_ANKLE	PP_L_ANKLE - F3T_L_ANKLE	PP_L_ANKLE - I3T_L_ANKLE
Z	-11.670 ^b	-12.714 ^a	-12.324 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000

	F3T_R_KNEE - I3T_R_KNEE	PP_R_KNEE - F3T_R_KNEE	PP_R_KNEE - I3T_R_KNEE
Z	-3.846 ^a	-15.087 ^b	-10.787 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000

	F3T_L_KNEE - I3T_L_KNEE	PP_L_KNEE - F3T_L_KNEE	PP_L_KNEE - I3T_L_KNEE
Z	-8.986 ^a	-14.655 ^b	-5.137 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000

	F3T_R_HIP - I3T_R_HIP	PP_R_HIP - F3T_R_HIP	PP_R_HIP - I3T_R_HIP
Z	-14.304 ^b	-15.087 ^a	-12.324 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000

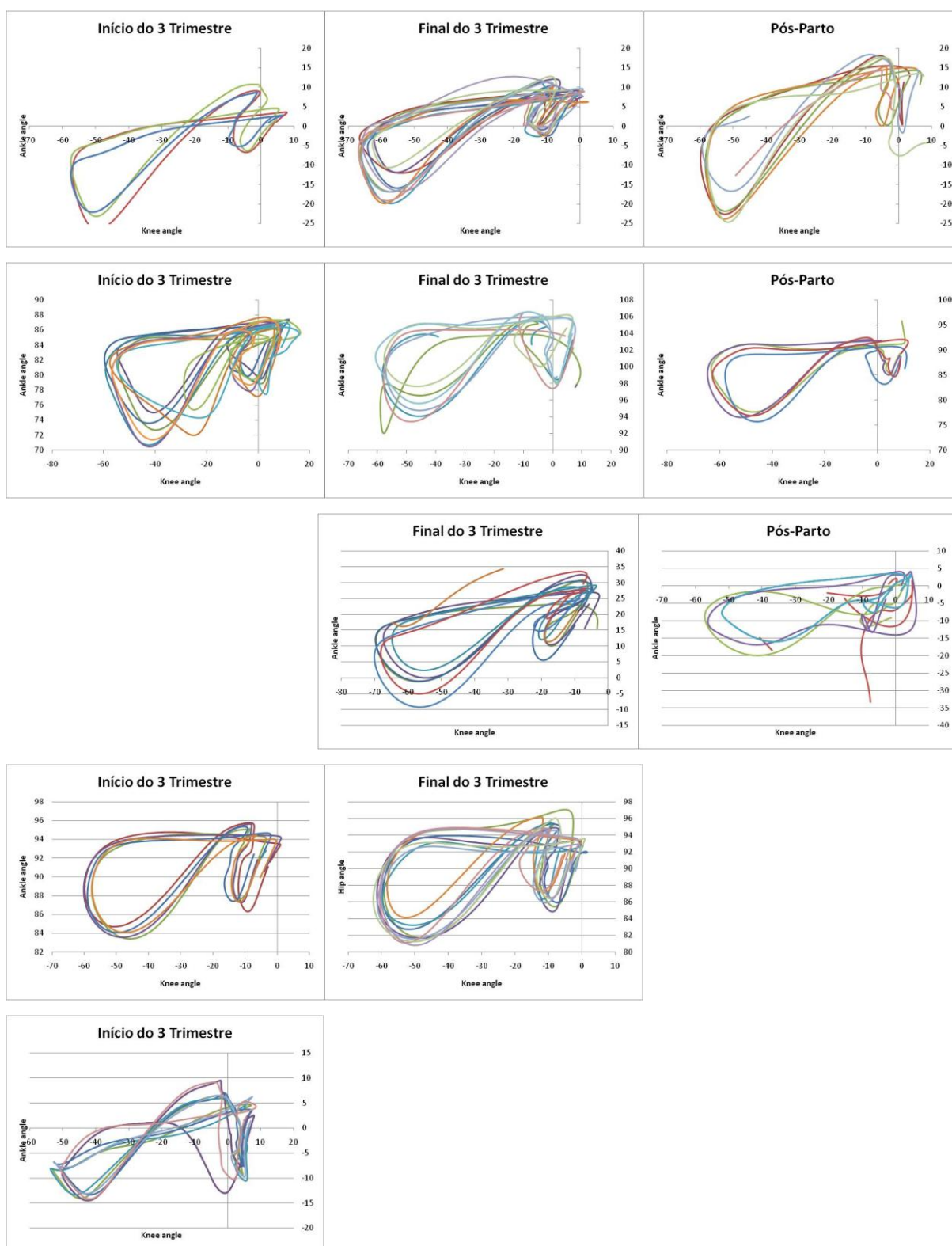
	F3T_L_HIP - I3T_L_HIP	PP_L_HIP - F3T_L_HIP	PP_L_HIP - I3T_L_HIP
Z	-9.011 ^b	-15.087 ^a	-12.324 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000

a. Based on positive ranks.

b. Based on negative ranks.

c. Wilcoxon Signed Ranks Test

Anexo 20 – Representação gráfica da coordenação entre tornozelo e joelho da participante 1 à 5 respectivamente de cima para baixo.



Anexo 21 - Testes de normalidade dos parâmetros espaço-temporais.

Tests of Normality				
Fase da Gravidez		Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.
Velocidade (m/s)	Início do 3º Trimestre	,839	4	,191
	Final do 3º Trimestre	,940	4	,657
	Pós-Parto	,964	3	,637
Largura do passo (m)	Início do 3º Trimestre	,938	4	,643
	Final do 3º Trimestre	,933	4	,611
	Pós-Parto	,821	3	,165
Comprimento do passo (m)	Início do 3º Trimestre	,857	4	,249
	Final do 3º Trimestre	,956	4	,751
	Pós-Parto	,849	3	,239
Tempo do ciclo (s)	Início do 3º Trimestre	,860	4	,260
	Final do 3º Trimestre	,958	4	,767
	Pós-Parto	,998	3	,915
Comprimento do passo esquerdo (m)	Início do 3º Trimestre	,958	4	,768
	Final do 3º Trimestre	,980	4	,902
	Pós-Parto	,946	3	,553
Tempo do passo esquerdo (s)	Início do 3º Trimestre	,828	4	,163
	Final do 3º Trimestre	,887	4	,369
	Pós-Parto	1,000	3	1,000
Tempo do apoio esquerdo (s)	Início do 3º Trimestre	,807	4	,115
	Final do 3º Trimestre	,956	4	,751
	Pós-Parto	,981	3	,739
Tempo do voo esquerdo (s)	Início do 3º Trimestre	,927	4	,577
	Final do 3º Trimestre	,773	4	,062
	Pós-Parto	,964	3	,637
Comprimento do passo direito (m)	Início do 3º Trimestre	,888	4	,374
	Final do 3º Trimestre	,993	4	,971
	Pós-Parto	,900	3	,387
Tempo do passo direito (s)	Início do 3º Trimestre	,818	4	,139
	Final do 3º Trimestre	,984	4	,925
	Pós-Parto	,991	3	,817
Tempo do apoio direito (s)	Início do 3º Trimestre	,848	4	,218
	Final do 3º Trimestre	,987	4	,943
	Pós-Parto	,970	3	,668
Tempo de voo direito (s)	Início do 3º Trimestre	,953	4	,734
	Final do 3º Trimestre	,927	4	,577
	Pós-Parto	,942	3	,537
Tempo em apoio duplo (s)	Início do 3º Trimestre	,725	4	,022
	Final do 3º Trimestre	,989	4	,952
	Pós-Parto	,878	3	,317

Anexo 22 -Bibliografia anexos

- Angeloni, C., Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A. (1993). Quantification of relative displacement of skin- and plate-mounted markers with respect to bones. *Journal of Biomechanics* 26:864.
- Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, Pensalfini P (1997) Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44 (12), p 1165-1174.
- Fuller, J., Lui, L.-J., Murphy, M. C., Mann, R. W. (1997). A comparison of lower- extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin mounted markers. *Human Movement Science* 16:219-242.
- Karlsson, D., Tranberg, R. (1999). On skin movement artifact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg. *Human Movement Science* 18:627-635.
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., Galinat, B. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait and Posture* 11:38-45.
- McClay, I., Manal, K. (1999). Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31:1629-1637.
- Peterson D. e Bronzino J. (2008) *Biomechanics, principles and applications*. 5. Taylor e Francis Group. USA
- Reinschmidt, C., van Den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics* 30(7):729-732.