

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde

Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Adaptações no controle postural estático e dinâmico
durante a gestação

ANA SILVIA MOCCELLIN

São Carlos

2011

ANA SILVIA MOCCELLIN

**Adaptações no controle postural estático e dinâmico
durante a gestação**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos Requisitos para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Patricia Driusso

Projeto desenvolvido com apoio CNPq

São Carlos

2011

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

M687ac

Moccellin, Ana Silvia.

Adaptações no controle postural estático e dinâmico durante a gestação / Ana Silvia Moccellin. -- São Carlos : UFSCar, 2011.

100 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2011.

1. Fisioterapia. 2. Gravidez. 3. Controle postural. 4. Centro de pressão. 5. Força de reação do solo. 6. Instabilidade de equilíbrios. I. Título.

CDD: 615.82 (20ª)

Membros da banca examinadora para defesa de dissertação de mestrado de ANA SILVIA MOCCELIN, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, em 25 de fevereiro de 2011

Banca Examinadora:

Patricia Driusso

**Prof.^a Dr.^a Patricia Driusso
(UFSCar)**

Ana Beatriz de Oliveira

**Prof.^a Dr.^a Ana Beatriz de Oliveira
(UFSCar)**

Silvia Maria Amado João

**Prof.^a Dr.^a Silvia Maria Amado João
(USP/FM)**

ANA SILVIA MOCCELLIN

Contextualização

“As alterações hormonais e anatômicas da gestação e sua influência sobre o padrão de controle postural adotado pelas gestantes”

Estudo I

“Avaliação do controle postural estático durante a gestação”

Estudo II

“Avaliação do controle postural dinâmico durante a gestação”

Estudo III

“Adaptações no controle postural estático e dinâmico durante a gestação e relação com a qualidade de vida”

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Patricia Driusso

Apoio Financeiro: CNPq 130391/2010-7

São Carlos

2011

Agradecimentos

Diversas pessoas colaboraram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho, com sugestões, idéias, críticas e opiniões. Outras contribuíram com amizade, carinho e afeto. Gostaria de destacar e agradecer algumas pessoas que conviveram comigo nestes últimos dois anos e que foram especialmente importantes:

À minha orientadora e amiga Patricia, pelo apoio dado ao longo destes anos na UFSCar. Agradeço por ser uma pessoa tão especial, que me transmitiu muito conhecimento, além de sábios conselhos e conversas, principalmente nos momentos difíceis.

Às voluntárias pela cooperação, dedicação, e confiança em mim depositada. Indispensáveis para a conclusão desta pesquisa.

Às professoras doutoras Ana Beatriz de Oliveira (UFSCar), Elaine C. de O. Guirro (USP/Ribeirão Preto) e Silvia Maria Amado João (USP) por contribuírem com o estudo como membros da Banca de qualificação.

Aos professores doutores Ana Beatriz de Oliveira (UFSCar), Elaine C. de O. Guirro (USP/Ribeirão Preto), Nivaldo Antônio Parizotto (UFSCar) e Silvia Maria Amado João (USP) por aceitarem o convite como membros da banca examinadora deste estudo.

Aos programas de telejornal e rádio do município por ajudarem na divulgação do estudo e recrutamento de voluntárias.

Às médicas Dr^a. Carla e Dr^a. Jaqueline pela confiança e encaminhamento das gestantes.

À professora Dr^a. Paula Hentschel Lobo da Costa (UFSCar), Fernanda Nora, Giovana Levada e Kelli Castro pelas contribuições durante toda a coleta de dados no Laboratório de Avaliação Biomecânica, Aprendizagem e Treinamento (LABAT), Departamento de Educação Física, Universidade Federal de São Carlos.

À secretária Kelly, sempre disposta a ajudar com relatórios, matrículas e ofícios.

Aos funcionários da Unidade Saúde Escola da UFSCar por contribuírem para o desenvolvimento dos grupos terapêuticos às gestantes participantes deste estudo. Agradeço, especialmente, ao Bruno Rossi pela amizade e colaboração nesses dois anos.

À toda minha família, tios e avós, sempre presentes e companheiros. Ao meu pai, João Vitor, pelo estímulo acadêmico, com rigor e disciplina. À minha mãe, Vania, pelas palavras e gestos de apoio nos momentos em que mais precisei. Ao meu irmão,

Fernando, pela torcida e por me fazer sentir querida. Em especial, à minha irmã Juliana pela convivência diária, aprendizado e compreensão. Às minhas primas, Bárbara e Carla pela ajuda e colaboração durante o início das coletas de dados. Aos meus cunhados Adriano e Priscila que sempre estiveram na torcida também.

Aos amigos do Laboratório de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica sobre a Saúde da Mulher: Anny, Grasiéla e Vanessa pela amizade e cooperação durante a realização deste estudo. Sem o apoio de vocês não seria possível chegar até aqui. Agradeço, especialmente, à Mariana Chaves Aveiro pelo aprendizado, paciência e disponibilidade em ajudar e colaborar para este trabalho.

Às alunas de Iniciação Científica, Beatriz e Maria Alice, que me acompanharam a cada etapa desses dois anos, tanto nesse estudo quanto na minha vida pessoal. Agradeço toda a compreensão, paciência e confiança. Com certeza ganhei duas grandes amigas.

A todos os amigos do Programa de pós-graduação em Fisioterapia, que de alguma forma contribuíram para a finalização deste estudo.

Às minhas amigas são-carlenses, Aline Greco, Luciana Wenzel Monteiro, Melina Muskat, Natália Naramarque Nespolo, Tatiane Ponzio Laurito, Sabrina Di Salvo Mastrantonio, Thais Fujihara Mendonça, Thaisa Zanon, Thalita Athiê Néó e Vanessa Nineli...quem foi que disse que pra estar junto tem que estar perto? Amigas para sempre!

À Aline Fernandes Pires, sempre presente, pela amizade e otimismo constantes.

À Ellenise Bicalho por todas as horas de companhia, conversa e diversão.

A todos os meus amigos, em especial Aline Alberti, Aline Almeida, Andrezi, Beatriz Ferraz, Camila Milan, Carla Verazto, Cinira, Denise, Elaine, Fabiane, Fran, Glaucia, Guilherme Barbosa, Lara, Larissa Riani, Letícia Pizzato, Luiza, Priscila Teodoro, Ricardo Aguiar, Rosana e Tatiana Anjos pelo incentivo e momentos de descontração.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq, pela bolsa concedida durante o mestrado.

MUITO OBRIGADA!

RESUMO

A gestação ocasiona consideráveis alterações fisiológicas, hormonais e anatômicas na mulher que podem afetar os membros inferiores e os movimentos do tronco, levar a uma instabilidade do controle postural e aumentar o risco de quedas, podendo gerar um impacto direto na saúde e qualidade de vida da gestante. Foram realizados três estudos com o objetivo de analisar as adaptações no controle postural estático (ESTUDO I), no controle postural dinâmico (ESTUDO II) e a relação dessas adaptações com a qualidade de vida (ESTUDO III) de 13 gestantes, ao longo dos trimestres gestacionais (G1, G2 e G3), além de um grupo controle formado por 29 mulheres não-gestantes. Para avaliação do controle postural utilizou-se uma Plataforma de Força (Bertec®), e para a avaliação da qualidade de vida utilizou-se o instrumento WHOQOL-bref. No ESTUDO I foram aplicados testes posturográficos em quatro posições eretas estáticas, por três tentativas, combinando diferentes condições visuais (olhos abertos – OA/ olhos fechados – OF) e diferentes configurações da base de suporte. As variáveis analisadas, relacionadas com o centro de pressão, foram a área elíptica do estatocinesigrama, a amplitude de deslocamento, a velocidade de deslocamento e a frequência de oscilação. No ESTUDO II foram analisadas as variáveis da força de reação do solo na fase de apoio da marcha: tempo e valor do primeiro pico (P1), segundo pico (P2) e vale da componente vertical; tempo e valor máximo e mínimo encontrado na direção ântero-posterior da componente horizontal (max F_y /min F_y) e a diferença entre os valores máximo e mínimo na direção médio-lateral do componente horizontal (max-min F_x). E no ESTUDO III foram utilizados dados dos dois primeiros estudos, acrescidos da avaliação da qualidade de vida das gestantes. Os resultados mostraram que, logo no início da gestação, o organismo feminino pareceu já sofrer adaptações no controle postural, provavelmente por fatores hormonais e, no decorrer dos trimestres, ocorreu uma tendência à redução da estabilidade postural. Comparadas ao grupo controle, as gestantes apresentaram maiores áreas, amplitudes e velocidades de deslocamento do centro de pressão, maior período de tempo na primeira fase de aceitação do peso, menores valores dos picos 1 e 2 da componente vertical e menores valores máximo e mínimo da componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo, possivelmente indicando uma redução na velocidade e na força de propulsão da marcha. Com relação à qualidade de vida, o domínio físico foi o mais afetado logo no primeiro trimestre, apresentando menores valores principalmente ao final da gestação.

Palavras chave: gestação, controle postural, centro de pressão, força de reação do solo, instabilidade.

ABSTRACT

Pregnancy causes considerable physiologic, hormonal and anatomic changes in women that may affect the lower limbs and trunk movements, lead to instability of postural control and increased risk of falls, causing a direct impact on mother's health and quality of life. We conducted three studies to examine the changes in static postural control (STUDY I), in dynamic postural control (STUDY II) and the relationship of these changes with quality of life (STUDY III) of 13 pregnant women during the gestational period (G1, G2 and G3), and a control group of 29 non-pregnant women. For static postural control assessment, a force plate (Bertec®) was used and to assess the quality of life was used the WHOQOL-Bref. In STUDY I posturographic tests were applied in four still standing positions, for three trials, with a combination of different visual conditions (eyes open - EO/eyes closed - EC) and support base configurations. The variables analyzed, derived from the center of pressure (COP), were statokinesigram, displacement amplitude, displacement velocity and sway frequency. In STUDY II were analyzed variables of ground reaction force during the stance phase of gait: time and value of the first peak (P1), second peak (P2) and the valley of the vertical component; time and maximum and minimum value found in the anteroposterior horizontal component (max Fy / min Fy) and the difference between the maximum and minimum values in the mediolateral horizontal component (max – min Fx). And in the STUDY III we used data from the first two studies, plus the assessment of quality of life of pregnant women. The results demonstrate that, early in pregnancy, the woman's body seems to be already adapted for postural control, probably due to hormonal factors, and during the trimesters there was a decrease in postural stability. Compared to the control group, pregnant women had larger areas, an increase in the amplitudes and velocities of COP displacement, more time in the first phase of weight acceptance, lower values of peak 1 and 2 of the vertical component and lower maximum and minimum values of anteroposterior horizontal component of ground reaction force, possibly indicating a reduction in speed and thrust of the gait. With respect to quality of life, the physical domain was the most affected in the first trimester, with lower values mainly during late gestation.

Keywords: pregnancy, postural control, centre of pressure, ground reaction force, instability.

SUMÁRIO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO	
1.1 Introdução	10
1.2 Alterações hormonais e anatômicas decorrentes da gestação	11
1.3 Controle postural estático	13
1.4 Controle postural dinâmico	16
1.5 Controle postural durante a gestação	18
1.6 Referências	19
2. ESTUDO I	
2.1 Resumo	24
2.2 Introdução	25
2.3 Metodologia	26
2.4 Resultados	29
2.5 Discussão	32
2.6 Conclusão	36
2.7 Referências	37
3. ESTUDO II	
3.1 Resumo	40
3.2 Introdução	41
3.3 Metodologia	42
3.4 Resultados	45
3.5 Discussão	48
3.6 Conclusão	52
3.7 Referências	52
4. Desenvolvimento a partir dos estudos I e II	
5. ESTUDO III	
5.1 Resumo	58
5.2 Introdução	59
5.3 Metodologia	60
5.4 Resultados	64
5.5 Discussão	67
5.6 Conclusão	72
5.7 Referências	72
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

APÊNDICE A – Artigo referente ao Estudo I, submetido à Revista *Clinical Biomechanics*

APÊNDICE B – Ficha de Avaliação

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

“As alterações hormonais e anatômicas da gestação e sua influência sobre o padrão de controle postural adotado pelas gestantes”

1.1 INTRODUÇÃO

A prática de atividade física durante a gestação pode trazer benefícios fisiológicos e psicológicos, além de prevenir lombalgias e promover adequada postura, por meio do fortalecimento muscular e aumento ou manutenção da flexibilidade^{1,2}. Os programas multidisciplinares de preparação para o parto, caracterizados pelo desenvolvimento de métodos educativos, atenção psicológica e preparo físico específico tem o objetivo de assegurar o controle da mulher sobre seu corpo e sua gestação, a partir da prática de exercícios que resultam em equilíbrio físico e psíquico, com conseqüente sensação de bem-estar³.

O bem-estar físico relaciona-se à ausência ou a mínimos graus de doença, incapacidade ou desconfortos, em especial, relacionados ao sistema musculoesquelético. O desconforto musculoesquelético seria, mais comumente, definido pelo fenômeno de percepção física desagradável relacionada à fadiga aguda e sobrecarga física⁴.

Assim, para se criar estratégias de intervenção durante a gestação, torna-se necessário conhecer o perfil funcional das gestantes, que inclui o conhecimento do controle postural estático e dinâmico adotado nesse período, e as conseqüências dessas adaptações para a realização das atividades diárias e sobre a qualidade de vida da gestante. Dessa forma, desenvolvemos o projeto de mestrado intitulado: “Adaptações no controle postural estático e dinâmico durante a gestação”, no Laboratório de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica sobre a Saúde da Mulher/ UFSCar.

Os objetivos do projeto incluíram:

- Analisar o controle postural estático e dinâmico nos diferentes trimestres da gestação;
- Verificar a relação entre o aparecimento de dores e/ou desconfortos musculoesqueléticos e as adaptações posturais ocorridas durante a gestação;
- Avaliar o impacto das alterações do sistema musculoesquelético sobre a qualidade de vida das gestantes;
- Comparar as variáveis analisadas entre gestantes (1º trimestre gestacional) e não gestantes (grupo controle).

Para avaliação do controle postural estático e dinâmico foi utilizada a Plataforma de Força; a avaliação do grau de hiperlordose lombar foi realizada por meio de uma técnica fotométrica; a avaliação de pontos/locais de dor, o tipo de dor e sua intensidade foi feita através do Questionário McGill de dor; a avaliação das limitações para a realização das atividades de vida diária ocasionadas por essas dores e/ou desconfortos foi realizada pelo Questionário de Incapacidade de Oswestry; e a avaliação da qualidade de vida foi feita pelo Questionário WHOQOL-bref.

Concomitantemente a esse projeto, duas alunas do curso de graduação em Fisioterapia da UFSCar realizaram iniciação científica com essa temática e, dessa forma, o separamos em quatro estudos:

1. Avaliação do controle postural estático durante a gestação;
2. Avaliação do controle postural dinâmico durante a gestação;
3. Avaliação da hiperlordose lombar e sua relação com a dor lombar e pélvica posterior durante a gestação;
4. Efeitos da alteração nas dimensões dos pés e na amplitude de movimento do tornozelo sobre a força de propulsão da marcha durante a gestação.

O primeiro estudo foi apresentado como parte dos requisitos para o Exame de Qualificação do Mestrado. O artigo foi submetido, na versão em inglês (Anexo A), à Revista *Clinical Biomechanics*, e encontra-se em fase de análise.

Assim, esta dissertação de mestrado inclui os artigos referentes aos dois primeiros estudos, e um terceiro artigo desenvolvido a partir da junção dos resultados mais relevantes obtidos destes dois estudos.

1.2 ALTERAÇÕES HORMONAIS E ANATÔMICAS DECORRENTES DA GESTAÇÃO

Durante a gestação, o corpo feminino sofre uma série de alterações hormonais e anatômicas, provocadas por necessidades funcionais e metabólicas que visam à preparação de um ambiente ideal para o feto e parto⁵. De acordo com Ritchie⁶, essas alterações afetam significativamente o sistema musculoesquelético, o que pode resultar em desconforto ou dor, causando limitações durante a realização das atividades da vida diária e profissional.

Uma das alterações é o aumento da mobilidade da articulação sacroilíaca e da sínfise púbica, devido ao aumento da frouxidão ligamentar⁷, que ocorre principalmente pela ação da relaxina^{6,8,9}. A relaxina é um polipeptídeo produzido pelo corpo lúteo e

detectado na circulação sanguínea no final da fase lútea do ciclo menstrual e durante toda a gestação, tendo seu pico de produção logo no primeiro trimestre e mantendo-se estável nos outros dois trimestres gestacionais¹⁰. Secundariamente à liberação da relaxina, existe um relaxamento ligamentar crescente, o amolecimento da cartilagem e o aumento do fluido da sinóvia e do espaço sinovial que ampliam as articulações pélvicas, resultando em uma mobilidade articular aumentada¹¹. Isso permite que a sínfise púbica e a articulação sacro-ilíaca se tornem mais flexíveis para a passagem do feto, ocorrendo uma redução da estabilidade pélvica^{7,12}.

O aumento da frouxidão ligamentar juntamente com o ganho de massa corpórea, que ocorre normalmente durante a gestação, pode gerar desconfortos nas articulações da pelve, quadril, joelhos e pés, além de instabilidades posturais^{6,13-15}. Essa massa corpórea se concentra na região abdominal, anterior à linha de gravidade devido, principalmente, ao crescimento e desenvolvimento do útero e feto. De um órgão estritamente pélvico até as 12 semanas gestacionais, o útero passa a se expandir para a cavidade abdominal no decorrer da gravidez, aumentando a sua capacidade em até 1000 vezes, podendo contribuir, juntamente com o feto, placenta e líquido amniótico, com uma média de 6kg no ganho de massa da gestante¹⁶.

Dessa forma, o Centro de Gravidade (CG) é deslocado para frente, aumentando a sobrecarga na coluna vertebral^{13,17}. Além disso, o estiramento da musculatura abdominal, que ocorre secundariamente ao crescimento do útero, pode reduzir a capacidade desses músculos de manter uma postura adequada, favorecendo o aumento da lordose lombar^{2,6}. Essa sobrecarga associada ao constante estresse mecânico causa mudanças na conformação das estruturas ligamentares, sendo necessário o remodelamento do colágeno para sustentar as forças de tensão e compressão, podendo essas alterações se tornar irreversíveis durante a gestação e contribuir para o aparecimento de dor lombar em gestantes^{17,18}.

Estima-se que 50 a 70% das gestantes de baixo risco são acometidas por dorsalgias e que o risco pode ser aumentado naquelas que já sofriam desses sintomas anteriormente à gravidez^{2,6}. A dor lombar manifesta-se por sensações de peso na região baixa da coluna vertebral de forma constante, por diminuição da amplitude de movimento da coluna lombar, dor à palpação da musculatura paravertebral e dificuldade para andar e sentar¹⁹. Sua prevalência é elevada com o aumento da idade materna e do número de gestações anteriores²⁰.

Outro sintoma muito freqüente na gestação é o edema nos membros inferiores. Conforme descrito por Borg-Stein & Dugan²¹, 80% das mulheres acumulam líquido ao longo da gestação, sendo mais notável nas últimas oito semanas gestacionais. São retidos, aproximadamente, seis litros e meio de fluidos provenientes do feto, placenta, útero, mamas, líquido amniótico, extravasamento de líquido extracelular e aumento do volume do sangue²².

Outro mecanismo de predisposição ao edema durante a gravidez é o gravitacional, conseqüente da pressão exercida sobre os capilares dos membros inferiores e pela compressão dos vasos pélvicos pelo útero gravídico, podendo aumentar em até um litro a retenção de água no final do dia, levando assim ao edema de tornozelos e pernas. No final da gestação a redução da pressão coloidosmótica no espaço intersticial, também predispõe à formação de edema nos membros inferiores⁵.

Essas alterações musculoesqueléticas citadas podem ser responsáveis por diversos desconfortos, pois atuam como uma forma de compensar o aumento na frouxidão ligamentar, o ganho de massa, o deslocamento do centro de gravidade e as alterações musculoesqueléticas, podendo resultar em perda do equilíbrio e, conseqüentemente, em traumas como quedas²³.

Os traumas acontecem em 6 a 7% de todas as gestações, sendo os principais responsáveis pelas mortes fetais²⁴. De acordo com Dunning *et al*²⁵, uma em cada quatro gestantes sofre queda, sendo que no nono mês de gestação uma em cada dez caem duas ou mais vezes, podendo acarretar lesões como fraturas, entorses, luxações, ruptura de órgãos internos, descolamento prematuro da placenta, embolia do líquido amniótico e, ocasionalmente, óbito do feto e da própria gestante.

Para evitar a perda de equilíbrio durante a gestação é necessário enfatizar um adequado controle postural nas gestantes a fim de se prevenir quedas, considerando as alterações musculoesqueléticas que ocorrem no organismo da mulher. O objetivo do controle postural é manter o corpo dentro dos limites da base de suporte, ou seja, reduzir a oscilação do centro de massa do corpo (COM) e do centro de pressão (COP) que é o resultado das forças aplicadas no apoio/solo²⁶⁻²⁸.

1.3 CONTROLE POSTURAL ESTÁTICO

A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal durante a postura ereta é essencial para a execução de atividades da vida diária e para a prática de atividade física e esportiva. Uma infinidade de posturas é adotada pelo ser humano durante atividades

da vida diária como andar, alcançar um objeto com as mãos, ou mesmo quando se decide ficar parado em pé. Na verdade, mesmo quando se decide ficar parado na postura em pé, oscila-se. Nesse sentido, o termo postura ereta estática ou parada, referindo-se a postura ereta quieta, embora comumente utilizado, é tecnicamente impreciso. Um termo mais adequado seria postura ereta semi-estática²⁹.

A cada nova postura adotada pelo ser humano, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio do corpo. A manutenção da posição em pé envolve ajustes corporais constantes e coerentes com o objetivo de manter os segmentos corporais alinhados e orientados apropriadamente³⁰. Esta tarefa requer um intrincado relacionamento entre informação sensorial, ação motora e sistema nervoso³¹.

O sistema sensorial fornece informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. O sistema motor é responsável pela ativação correta e adequada de músculos para realização dos movimentos. O sistema nervoso central integra informações provenientes do sistema sensorial para, então, enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares. As respostas neuromusculares são necessárias para garantir, por exemplo, que, na postura ereta e com os pés imóveis, a projeção vertical do centro de gravidade (CG) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés), dando estabilidade e permitindo a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo³².

Mecanicamente, as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos de força (torques) aplicados sobre ele. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) que agem sobre ele é igual a zero. As forças que agem sobre o corpo podem ser classificadas em forças externas e forças internas. As forças externas mais comuns que atuam sobre o corpo humano são a força gravitacional sobre todo o corpo e a força de reação do solo que, durante a postura ereta, atua sobre os pés. As forças internas podem ser perturbações fisiológicas (por exemplo, o batimento cardíaco e a respiração) ou perturbações geradas pela ativação dos músculos necessários para a manutenção da postura e a realização dos movimentos do próprio corpo³².

Assim, pode-se dizer que o corpo humano está em constante desequilíbrio, numa busca incessante por equilíbrio. Outro aspecto importante é que esse equilíbrio (ou a busca por ele) na postura ereta é instável devido a perturbações e, se nenhuma força for feita para anular o efeito dessas perturbações, o corpo não irá voltar a sua posição inicial

e, dependendo da intensidade delas, poderá ocorrer uma queda. Em condições normais na postura ereta quieta, as forças e momentos de força são muito pequenos, o que resulta em pequenas oscilações do corpo. É comum se referir, de forma aproximada, a essa condição como uma condição de equilíbrio. Também é comum se referir à tarefa de controle postural como de controle do equilíbrio. A maneira mais comum de se estudar o controle postural é avaliar o comportamento do corpo durante a postura ereta quieta. A avaliação pode ser tanto qualitativa, pela observação, como quantitativa, com o auxílio de instrumentos de medição³².

A técnica utilizada para medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação é a posturografia. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o centro de pressão (COP). O COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O equipamento mais utilizado para mensurar o COP é a plataforma de força. Em geral, a plataforma de força consiste em uma placa sob a qual quatro sensores de força, do tipo célula de carga ou piezoeletrônico, estão arranjados para medir os três componentes da força F_x , F_y e F_z (x , y e z são as direções médio-lateral, ântero-posterior e vertical, respectivamente), e os três componentes do momento de força (ou torque) M_x , M_y e M_z agindo sobre a plataforma. O dado do COP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do avaliado. A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do COP nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) é calculada³².

Os dados do COP adquiridos podem ser visualizados de duas formas: por um estatocinesigrama ou por um estabilograma. O estatocinesigrama é o mapa do COP na direção AP versus o COP na direção ML, enquanto o estabilograma é a série temporal do COP em cada uma das direções: AP e ML³².

A figura 1 representa a amplitude de oscilação, área de oscilação e análise espectral do COP para uma tentativa na postura bipodal olhos fechados para uma das participantes. As figuras foram geradas em ambiente Matlab.

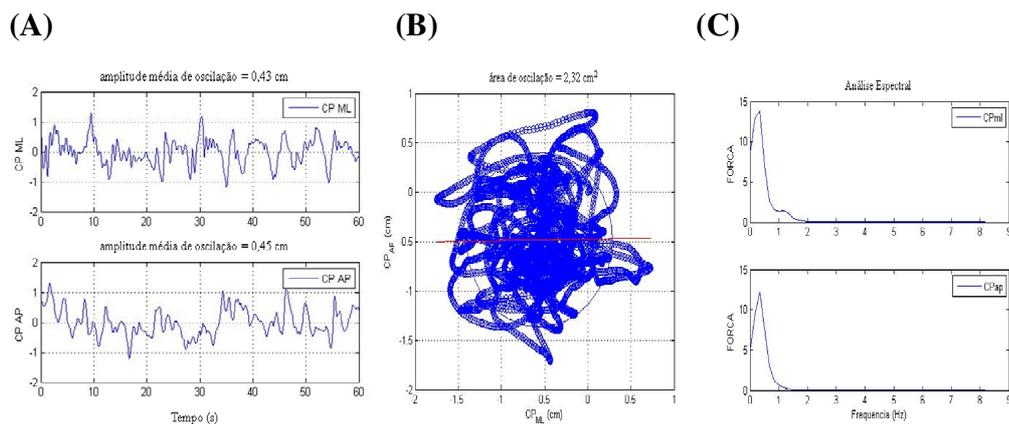


Figura 1. A: amplitude de oscilação do COP; B: área de oscilação do COP; C: análise espectral do COP para uma tentativa na postura bipodal olhos fechados.

1.4 CONTROLE POSTURAL DINÂMICO

O ato de andar, algo aparentemente simples para o ser humano, tem características muito peculiares, pois cada fase deste movimento – toque do calcanhar, aplainamento do pé, propulsão e balanço – têm funções e tempos determinados para acontecer.

As forças internas e externas ao corpo humano durante a locomoção são investigadas por meio da análise cinética da marcha. As forças internas são calculadas indiretamente, pelo método da dinâmica inversa. Com relação às forças externas, a força de reação do solo (FRS) é a mais comumente analisada no repertório motor. A FRS atua da superfície de contato (solo) para o objeto (no caso, o corpo humano) que está em contato com o solo. Essa força é decorrente das ações musculares e da massa corpórea transmitido através dos pés, e a direção e magnitude da FRS equivalem à direção e magnitude do movimento do centro de massa (COM) do corpo, podendo ser medida diretamente através de plataformas de força³³. Através das plataformas de força são fornecidos dados referentes às três componentes da FRS: horizontal ântero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x), e vertical (F_z)³⁴.

A força peso é mais relacionada com a componente vertical da FRS. Já os componentes horizontais estão mais ligados ao atrito, pois agem paralelamente à superfície do solo³⁵.

A figura 2 representa as componentes da força de reação do solo nas três direções (vertical, horizontal ântero-posterior e horizontal médio-lateral) para uma participante com 49Kg.

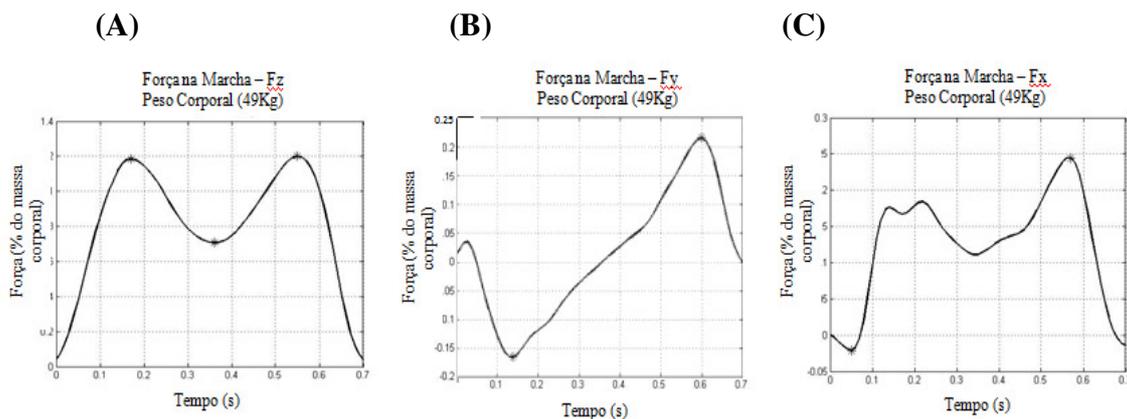


Figura 2. A: Componente vertical (F_z); B: Componente horizontal na direção ântero-posterior (F_y); C: Componente horizontal na direção médio-lateral (F_x) da força de reação do solo durante um ciclo da marcha de uma participante de 49Kg.

A componente vertical da FRS é caracterizada por dois picos e um vale e, geralmente, esses picos apresentam uma magnitude um pouco maior que o peso corporal (110% do peso corporal)³⁶. O primeiro pico é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo. O segundo pico é observado no final do período de apoio e representa a impulsão contra o solo para iniciar o próximo passo³⁵. O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o peso corporal (80% do peso corporal)³⁶ e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo. À medida que a velocidade da marcha aumenta, a magnitude dos picos aumenta e do vale diminui, o que indica maiores acelerações independentemente da direção.

Porém, além dos picos e do vale, sabe-se que a curva da componente vertical da FRS apresenta um pico inicial, anterior aos dois picos. Barela & Duarte³⁷ afirmam que esse pico inicial tem relação com a força de impacto que resulta da colisão entre dois corpos (pé e solo), e que atingem magnitudes antes de 50ms após o contato inicial dos dois corpos.

A componente horizontal ântero-posterior da FRS apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Na primeira metade, o pé empurra o solo para frente e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para trás. Na segunda metade, o pé empurra o solo para trás e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para frente³⁴. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo todo, com uma magnitude em torno de 13% do peso corporal e a fase positiva

representa uma aceleração do corpo à frente, com uma magnitude em torno de 23% do peso corporal³⁶.

Por outro lado, a componente horizontal médio-lateral apresenta uma magnitude muito pequena (10% do peso corporal)³⁶ e é inconsistente, tanto intra quanto interindivíduos, o que dificulta sua interpretação³⁵. Inicialmente, a força tem um breve instante com sentido lateral, sendo logo mudada para o medial, pois a tendência do corpo é abduzir a articulação coxo-femoral, o que provocará uma resposta no sentido medial. Essa variabilidade pode ser em função da diversidade no posicionamento do pé (adução ou abdução)³⁵.

1.5 CONTROLE POSTURAL DURANTE A GESTAÇÃO

As alterações na forma e tamanho da gestante, devido ao aumento da massa corpórea e dimensões do corpo, podem afetar o equilíbrio, a mobilidade e o controle dos movimentos durante a gestação. Porém, a influência dessas alterações na estabilidade postural das gestantes ainda é pouco explorada, e a muitos estudos tem investigado os efeitos dessas alterações sobre o controle postural ao final da gestação ou durante um curto período de tempo, impedindo uma avaliação longitudinal ao longo da gestação³⁸⁻⁴³.

Oliveira *et al*⁴⁴ encontraram uma redução no controle postural, do primeiro para o terceiro trimestre gestacional, em situações com redução da base de suporte e com os olhos fechados. Ribas & Guirro⁴⁵ verificaram redução significativa no controle postural associada ao maior deslocamento ântero-posterior do COP, em gestantes no terceiro trimestre, quando comparadas às gestantes do primeiro trimestre. Butler *et al*⁴⁶ concluíram que a estabilidade postural declina gradualmente durante a gestação e se mantém reduzida até 6 a 8 semanas pós-parto, além de ocorrer um aumento da necessidade da visão para a manutenção do equilíbrio.

Com relação ao controle postural dinâmico, McCrory *et al*³⁸ encontraram que a estabilidade dinâmica melhorou no terceiro trimestre, porém argumentam que a redução na oscilação postural pode ter ocorrido em função de uma rigidez dorsal, o que aumenta o risco de quedas. Dessa forma, parece que a avaliação do controle postural estático não é um fator preditivo para os resultados da estabilidade postural dinâmica em gestantes.

Além disso, ao revisar a literatura, foram encontrados poucos estudos sobre a qualidade de vida de gestantes de baixo risco⁴⁷. A avaliação da qualidade de vida implica na observação de fatores como a satisfação das gestantes e de suas famílias com

tudo que acompanha o processo de vivência da gestação, inclusive a assistência pré-natal, que pode ser um fator preponderante para a melhora da qualidade de vida durante a gestação⁴⁸.

As contradições entre os estudos citados e a escassez de pesquisas descrevendo a influência das alterações fisiológicas, hormonais e anatômicas sobre o controle postural das gestantes, evidenciam a necessidade de mais trabalhos para analisar o padrão de controle postural adotado durante a gestação, a fim de se criar estratégias de intervenção para prevenção de quedas e possíveis desconfortos musculoesqueléticos, além de promover adequada postura. Com isso, será possível proporcionar um equilíbrio físico e psíquico à mulher, assegurando a sensação de bem-estar.

1.6 REFERÊNCIAS

- 1.** Davies GAL, Wolfe LA, Mottola MF, Mackinnon C. Joint SOGC/CSEP Clinical Practice Guideline: Exercise in pregnancy and the postpartum period. *Can J Appl Physiol.* 2003;28:330-41.
- 2.** Dumas GA, Reid JG, Wolfe LA, Griffin MP, McGrath MJ. Exercise, posture and back pain during pregnancy. *Clin Biomech.* 1995;10(2):98-109.
- 3.** Polden M, Mantle J. *Fisioterapia em ginecologia e obstetrícia.* 2ª Edição. São Paulo (SP): Ed. Santos; 2000.
- 4.** Coury HJCG. Self-administered preventive programme for sedentary workers: reducing musculoskeletal symptoms or increasing awareness. *Appl Ergon.* 1998;29:415-21.
- 5.** Rezende J. *Obstetrícia.* 10 ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, p.1565, 2005.
- 6.** Ritchie JR. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clin Obstet Gynecol.* 2003;46(2): 456-66.
- 7.** Heckman JD, Sassard R. Musculoskeletal considerations in pregnancy. *J Bone Joint Surg.* 1994;76(11):1720-30.
- 8.** Laros RK Jr. Physiology of normal pregnancy. In: Wilson JR, Carrington ER. *Obstetrics and Gynecology.* Ed 9. St. Louis: Mosby Year Book; 1991:242.
- 9.** MacLennan AH. The role of the hormone relaxin in human reproduction and pelvic girdle relaxation. *Scand J Rheumatol Suppl.* 1991;88:7-15.
- 10.** Schauburger CW, Rooney BL, Goldsmith L, Shenton D, Silva PD, Schaper A. Peripheral joint laxity increases in pregnancy but does not correlate with serum relaxin levels. *AmJ Obstet Gynecol,* February, 1996.
- 11.** Artal R, Mazaki DI, Romem Y. Ajustes fisiológicos e endocrinológicos à gravidez. In: Artal R, Wiswel RA, Drinkwalter BL. *O exercício na gravidez.* São Paulo: Manole; 2000. p. 9-25.

12. Ireland ML, Ott SM. The effects of pregnancy on the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat Res.* 2000; (372):169-79.
13. Marnach ML, Ramin KD, Ramsey PS, Song SW, Stensland JJ, An KN. Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstet Gynecol.* 2003;101(2):331-5.
14. Alvarez R, Stokes IAF, Asprinio DE, Trevino S, Braun T. Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg.* 1988;70(2):271-4.
15. Paul JA, Sallé H, Frings-Dresen MHW. Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. *Clin Biomech.* 1996;11(2):111-5.
16. To WWK & Cheung W. The Relationship Between Weight Gain in Pregnancy, Birth-Weight and Postpartum Weight Retention. *Aust. NZ J Obstet Gynecol.* 1998;38(2):176-9.
17. Ireland ML, Ott SM. The effects of pregnancy on the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;372:169-79.
18. Munjin L., Milan; Llabaca G., Francisco; Rojas B., Juan. Dolor lumbar relacionado al embarazo/ Pregnancy-related low back pain. *Rev Chil Obstet Ginecol.* 2007; 72(4): 258-65.
19. Norén L, Ostgaard S, Johansson G, Ostgaard HC. Lumbar back and posterior pelvic pain during pregnancy: a 3-year follow-up. *Eur Spine J* 2002;11:267-71.
20. De Conti MHS, Calderon IMP, Consonni EB, Prevedel TTS, Dalbem I, Rudge MVC. Efeitos de técnicas fisioterápicas sobre os desconfortos músculo-esqueléticos da gestação. *Rev Bras Ginec Obst.* 2003;25(9):647-54.
21. Borg-Stein J & Dugan SA. Musculoskeletal Disorders of Pregnancy, Delivery and Postpartum. *Phys Med Rehabil Clin N Am,* 2007;18:459–76.
22. Dellinger TM & Livingston HM. Pregnancy: Physiologic Changes and Considerations for Dental Patients. *Dent Clin N Am,* 2006;50:677–97.
23. Hill CC. Trauma in the obstetrical patient. *Womens Health (Lond Engl).* 2009; 5(3):269-83.
24. Dunning K, LeMasters G, Bhattacharya A. A Major Public Health Issue: The High Incidence of Falls. *Matern Child Health J,* 2009.
25. Dunning K, LeMasters G, Levin L, Bhattacharya A, Alterman T, Lordo K. Falls in Workers During Pregnancy: Risk Factors, Job Hazards, and High Risk Occupations. *American Journal Of Industrial Medicine,* 2003;44:664–72.
26. Mochizuki L, Duarte M, Amadio AC, Zatsiorsky VM, Latash ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *J Appl Biomech.* 2006;22:51-60.
27. Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Rev Port Cien Desp.* 2003;3(3):77-83.
28. Van Wegen EEH, Van Emmerik REA, Riccio GE. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. *Hum Mov Sci.* 2002;21(1):61-84.

29. Zatsiorsky VM. Kinetics of human motion. Champaign: Human Kinetics. 2002.
30. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepard JT. Handbook of physiology. New York, Oxford University Press. 1996:255-92.
31. Barela JA, Jeka JJ, Clark JE. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. *Infant Behavior and Development*. 1999;22(1):87-102.
32. Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev. Bras. Fisioter*. 2010;14(3):183-92.
33. Meglan D & Todd F. Kinetics of human locomotion. In: J Rose & JG Glambe (Ed.). *Human Walking*, Baltimore: Williams & Wilkins. 1994;73-99.
34. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo, Ont: University of Waterloo Press. 1991;143p.
35. Hamil J, Knutzen KM. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole. 1999;532p.
36. Perry J. Análise de marcha. São Paulo: Manole. 2005;vol.1.
37. Barela AMF, Duarte M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. São Paulo: Laboratório de Biofísica-USP, 2006. Disponível em <http://demotu.org/pubs/FRS.pdf>. Acesso em 28-03-2011.
38. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *Journal of Biomechanics*. 2010;43:2434-9.
39. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability in pregnant fallers and non-fallers. *BJOG*. 2010 Jul;117(8):954-62.
40. Wu W et al. Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clin Biomech*. 2004;19:480-8.
41. Wu W et al. Gait in pregnancy-related pelvic girdle pain: amplitudes, timing and coordination of horizontal trunk rotations. *Eur Spine J*. 2008;17:1160-9.
42. Santos MRS, Gil BMCT, Marques AS, Boas JPV, Silva JF. Comparative analysis of the ground reaction forces, during the support phase, in a group of pregnant women on their 3rd trimester of pregnancy and in a group of not pregnant women. *Fisioter. Mov*. Jan/mar 2008;21(1):95-103.
43. Nagai M, Isida M, Saitoh J, Hirata Y, Natori H, Wada M. Characteristics of the control of standing posture during pregnancy. *Neuroscience Letters*. 2009;462:130-4.
44. Oliveira LF, Vieira TMM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J. Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *Eur J of Obstet Gynecol and Reprod Bio*. 2009;147:25-8.
45. Ribas SI, Guirro ECO. Análise da pressão plantar e do equilíbrio postural em diferentes fases da gestação. *Rev. Bras. Fisiot*. Set/out 2007;11(5):391-6.

46. Butler EE, Colón I, Druzin ML, Rose J. Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *Am J of Obstet Gynecol.* 2006;195(4):1104-8.
47. Hueston WJ, Kasik-Miller S. Changes in functional health status during normal pregnancy. *J Fam Prac* 1998.
48. Vallim ALB. Exercício Físicos Aquáticos, Qualidade de Vida e Experiência de Pré-natal em Gestantes Atendidas em Serviço Público de Saúde. [Master's Thesis]. Campinas: Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP; 2005.

2. ESTUDO I

2. ESTUDO I

“Avaliação do controle postural estático durante a gestação”

2.1 RESUMO

As alterações que ocorrem durante a gestação podem afetar o sistema musculoesquelético, levando a uma instabilidade do controle postural estático e aumentar o risco de quedas, gerando um impacto direto na saúde e qualidade de vida da gestante. O objetivo deste estudo foi comparar o controle postural estático durante os trimestres gestacionais. Trata-se de um estudo descritivo em que foram aplicados testes posturográficos em quatro posições eretas estáticas, por três tentativas, combinando diferentes condições visuais (olhos abertos – OA/ olhos fechados – OF) e diferentes configurações da base de suporte em 29 mulheres não-gestantes (C) e em 13 gestantes ao longo dos trimestres gestacionais (G1, G2 e G3). Para avaliação do controle postural estático foi utilizada uma Plataforma de Força (Berotec®), e as variáveis analisadas, relacionadas com o centro de pressão, foram a área elíptica do estatocinesigrama, a amplitude de deslocamento, a velocidade de deslocamento e a frequência de oscilação. Os resultados mostraram que, logo no início da gestação, o organismo feminino parece já sofrer adaptações no controle postural, provavelmente por fatores hormonais, e no decorrer dos trimestres ocorre uma redução da estabilidade postural, representada por um aumento das áreas elípticas, das amplitudes de deslocamento do COP e velocidades de deslocamento do COP. Além disso, ocorre um aumento da dependência da visão para a manutenção do equilíbrio.

Palavras chave: gestação, controle postural, centro de pressão, instabilidade.

2.2 INTRODUÇÃO

Durante a gestação, o corpo feminino passa por várias transformações hormonais e anatômicas que podem ocasionar complicações musculoesqueléticas, além de prejudicar o equilíbrio da gestante¹⁻³.

O aumento da mobilidade da articulação sacroilíaca e da sínfise púbica ocasionado, principalmente, pela elevação da concentração do hormônio relaxina no primeiro trimestre, juntamente com o ganho de massa corpórea, que ocorre normalmente durante a gestação, pode gerar desconfortos nas articulações da pelve, quadril, joelhos e pés⁴⁻⁷. Aproximadamente metade dessa massa fica concentrada na área abdominal anterior à linha de gravidade, deslocando o Centro de Gravidade (CG) anteriormente e favorecendo a ocorrência de instabilidades no controle postural⁸⁻¹⁰.

O objetivo do controle postural é manter o corpo dentro dos limites da base de suporte, reduzindo a oscilação do centro de massa do corpo (COM) e do centro de pressão (COP) que é o resultado das forças aplicadas no apoio/solo¹⁰⁻¹².

O deslocamento do COM é a grandeza que realmente indica a oscilação do corpo inteiro, enquanto o COP é uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do COM. Essas duas grandezas expressam conceitos diferentes, mas em algumas situações, como na postura ereta estática, podem apresentar valores semelhantes¹³.

O dado do COP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de força. Estas duas coordenadas são identificadas em relação à orientação do sujeito: direção ântero-posterior (AP) e direção médio-lateral (ML), e podem ser visualizadas por meio de um estatocinesigrama (mapa do COP na direção AP versus o COP na direção ML) ou por um estabilograma (série temporal do COP em cada uma das direções: AP e ML). Assim, a avaliação da oscilação do centro de pressão (COP) como uma medida da plataforma de força pode ser uma forma de observar-se o comportamento do controle postural estático¹³.

As repercussões da gravidez no sistema musculoesquelético resultam em ajustes da postura estática das mulheres, podendo dificultar a realização das suas atividades diárias e aumentar o risco de quedas¹⁴⁻¹⁵. Porém poucos estudos avaliam as adaptações do controle postural durante a gestação e, muitos deles, divergem com relação ao padrão de controle adotado, dificultando uma intervenção preventiva.

No estudo de Oliveira et al¹⁶ analisaram-se as mudanças no controle postural durante a gestação através do estabilograma. Os autores encontraram uma redução no

controle postural em situações com redução da base de suporte e com os olhos fechados. Ribas & Guirro¹⁷ analisaram a pressão plantar e o equilíbrio postural durante os três trimestres gestacionais, e encontraram redução significativa apenas no terceiro trimestre, associada ao maior deslocamento ântero-posterior do COP nessa fase. Já Butler et al⁹ concluíram que a estabilidade postural declina gradualmente durante a gestação e se mantém baixa de 6 a 8 semanas pós-parto, além de ocorrer um aumento da necessidade da visão para a manutenção do equilíbrio.

As contradições entre os estudos citados e a escassez de pesquisas caracterizando as alterações ocorridas no controle postural estático das gestantes, evidenciam a necessidade de mais trabalhos para averiguar a ocorrência de adaptações posturais durante a gestação.

Assim, o objetivo do estudo foi analisar as adaptações no controle postural estático durante os diferentes trimestres gestacionais, por meio de variáveis derivadas do COP, assim como observar a relação destas variáveis com as características antropométricas das voluntárias.

2.3 METODOLOGIA

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, sob o parecer 280/2009.

Sujeitos

O estudo foi divulgado em rádios, telejornal e jornal impresso local. O critério para a seleção determinou que todas as voluntárias fossem saudáveis, não fumantes, não etilistas e nem apresentassem cirurgias na coluna vertebral, pelve, quadril ou joelho e qualquer condição prévia à avaliação que pudesse afetar a estabilidade postural (disfunções musculoesqueléticas ou neurológicas). Além disso, as gestantes deveriam apresentar gestação de baixo risco e de feto único, sem intercorrências do ciclo gravídico.

Cinquenta e uma gestantes interessaram-se por participar do estudo; 27 foram excluídas, sendo selecionadas 24 gestantes. Do total, 13 gestantes ($26,07 \pm 5,64$ anos) concluíram o estudo. Para estabelecimento de um controle basal foram analisadas 29 mulheres não gestantes, constituindo o grupo controle ($26,07 \pm 3,98$ anos). A figura 1

mostra o fluxograma representando a perda amostral do estudo, bem como seus motivos.

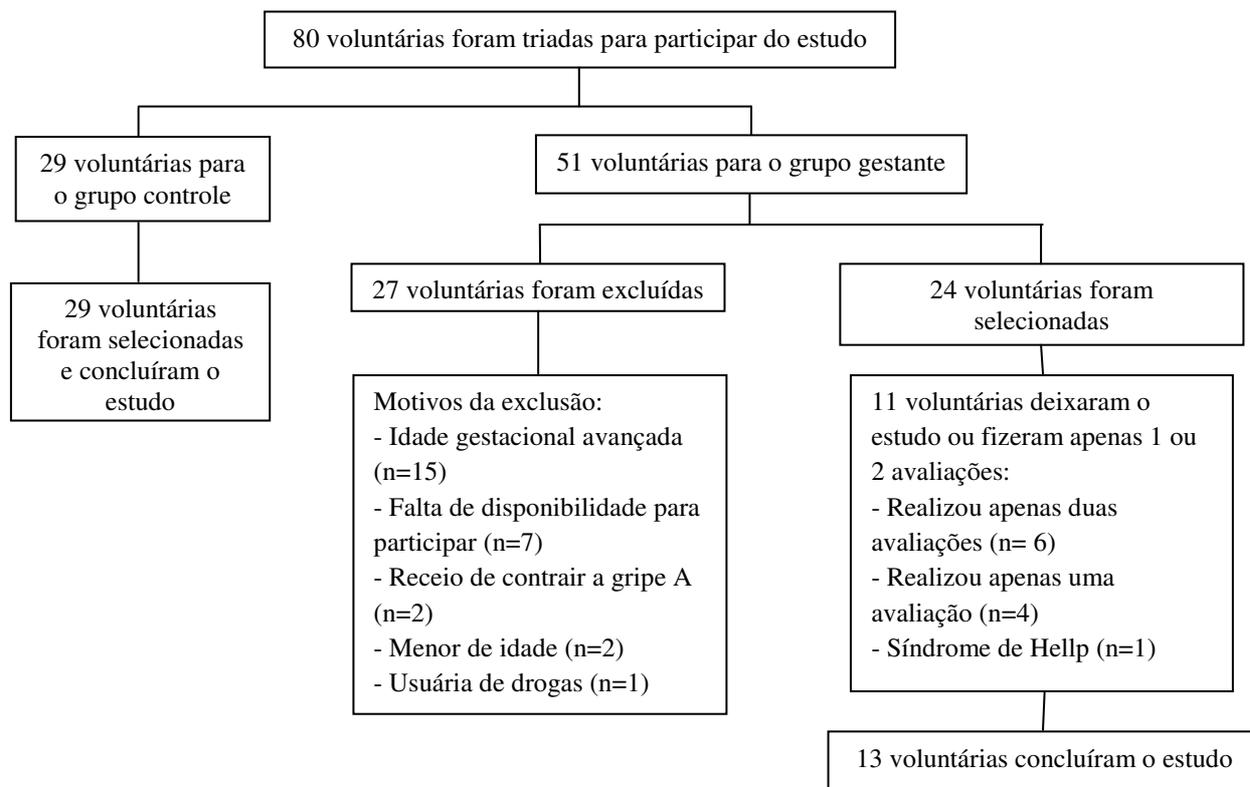


Figura 1. Fluxograma do estudo mostrando a perda amostral.

Procedimentos Experimentais

O presente projeto foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação Biomecânica, Aprendizagem e Treinamento (LABAT) junto ao Núcleo Multidisciplinar para Análise do Movimento (NAM), dos Departamentos de Fisioterapia e Educação Física, Universidade Federal de São Carlos, *campus* de São Carlos.

Todas as mulheres foram submetidas a uma avaliação inicial por meio de entrevista individual, utilizando-se um questionário para registro dos dados pessoais, hábitos de vida, antecedentes pessoais, uso de medicamentos, história ginecológica e obstétrica.

As voluntárias do grupo controle (C) foram avaliadas apenas uma vez, e comparadas ao primeiro trimestre gestacional das gestantes. As gestantes foram avaliadas em três momentos distintos, entre a 10^a-14^a (G1), 22^a-24^a (G2) e 32^a-34^a (G3) semana gestacional, de acordo com a data da última menstruação¹⁸ e/ou do 1º ultra-som realizado durante a gestação¹⁹.

O Índice de Massa Corporal das gestantes foi calculado com base na Tabela de Atalah²⁰.

O protocolo experimental consistiu em avaliações posturográficas estáticas das mulheres, ou seja, a postura ereta quieta, em plataforma de força (Bertec®). A cada avaliação realizada a plataforma de força era calibrada nas três direções (horizontal AP e ML, e vertical).

As avaliações foram realizadas com as voluntárias descalças e as mesmas foram orientadas, durante a avaliação, a fixarem o olhar em um ponto no espaço localizado a 2 metros de distância e posicionado na altura dos olhos. Foram realizadas três tentativas, cada uma totalizando 60 segundos, nas posturas apoio bipodal com pés juntos, olhos abertos (BOA) e fechados (BOF), e apoio bipodal com pés alinhados na posição de tandem, olhos abertos, perna direita (TDOA) e esquerda anteriormente (TEOA), conforme podem ser observadas na Figura 2. Para as avaliações em G2 e em G3 manteve-se a mesma base de suporte adotada em G1. A frequência de aquisição do sinal do COP foi de 100Hz. Todas as voluntárias tinham o membro inferior direito como dominante.



Figura 2. Posturas avaliadas sobre a plataforma de força. A: bipodal olhos abertos e fechados; B: tandem direito olhos abertos; C: tandem esquerdo olhos abertos.

A segurança durante a avaliação é primordial e, por isso, um fisioterapeuta manteve-se, durante toda a avaliação, próximo à participante para orientação e prevenção de quedas. Para cada tentativa foi gerado um arquivo de texto (.txt) com dados dos três componentes de força e momentos de força.

Os parâmetros que descrevem o COP (Centro de Pressão) foram processados no programa MatLab MATH WORKS versão 7.6.0.324 (R2008a). Os dados foram filtrados por meio do filtro Butterworth, de primeira ordem, passa-baixo, 5 Hz de

freqüência de corte. As variáveis analisadas foram área do estatocinesigrama (analiticamente avaliada por uma elipse contendo 85.35% dos dados amostrais), amplitude de deslocamento do COP (AP e ML), velocidade de deslocamento do COP (AP e ML) e freqüência de oscilação do COP (AP e ML). Foram utilizadas para a análise estatística as médias dos valores entre as três tentativas.

Análise Estatística

Os dados foram tabulados no Excel e analisados estatisticamente no programa *Statistica* e por meio de técnicas descritivas (tabelas e gráficos). Os dados foram analisados por meio de testes não paramétricos, após a verificação de que algumas variáveis não seguiam uma distribuição normal, por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. A comparação entre os três trimestres (G1, G2 e G3) foi realizada pelo teste de *Friedman* e, nos casos significantes, utilizou-se o teste de *Wilcoxon* para discriminar a diferença. Para a comparação entre as gestantes do primeiro trimestre (G1) e não-gestantes (C) utilizou-se o teste de *Mann-Whitney*. A análise de correlação entre a massa corpórea e as variáveis relacionadas ao COP foi realizada por meio do teste de *Spearman*. Foi adotado um nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). Os dados nas tabelas estão expressos em média \pm desvio padrão.

2.4 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta a caracterização dos grupos controle e gestante. Houve diferença significativa da variável massa corpórea entre os grupos C e G1 ($p = 0,040$). A média e o desvio padrão do ganho de massa do primeiro para o terceiro trimestre foi $10,49 \pm 1,59$ Kg. As gestantes mantiveram valores de IMC dentro dos limites considerados adequados, no decorrer das semanas gestacionais.

Tabela 1. Características das participantes do Grupo Controle e Grupo Gestante.

Características	Controle	1º trimestre	2º trimestre	3º trimestre
Semana gestacional	-	13,08 \pm 2,14	23,23 \pm 1,59	33,38 \pm 1,19
Idade (anos)	26,07 \pm 3,98	29,15 \pm 5,64	29,23 \pm 5,79	29,46 \pm 5,83
Altura (m)	1,63 \pm 0,07	1,64 \pm 0,09	1,64 \pm 0,09	1,64 \pm 0,09
Massa (Kg)	59,21 \pm 10,75	66,24 \pm 13,34 ^{*C}	71,26 \pm 13,49	76,73 \pm 14,93
IMC (Kg/m ²)	22,25 \pm 3,60	24,60 \pm 4,39	26,52 \pm 4,33	28,47 \pm 4,66

^{*C} vs grupo controle.

A Figura 3 representa as áreas das elipses do COP nas quatro posições analisadas. Os valores das áreas encontradas em G1 foram maiores do que as áreas do grupo controle em todas as posições, indicando maior instabilidade em G1, porém não houve diferença significativa entre os grupos C e G1 e nem entre G1, G2 e G3.

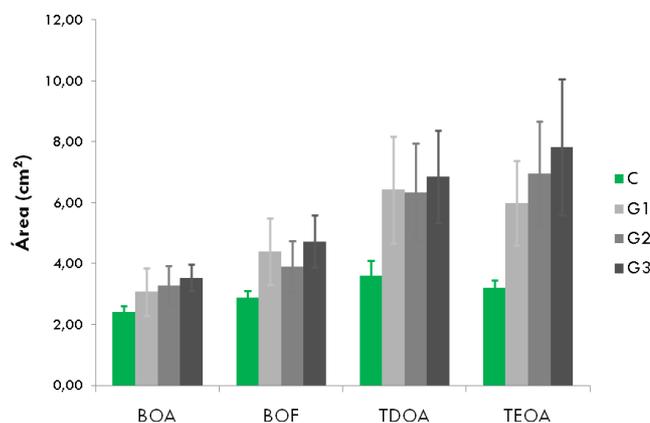


Figura 3. Médias dos valores das áreas elípticas do COP (cm^2) para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestres gestacionais. BOA: bipodal olhos abertos; BOF: bipodal olhos fechados; TDOA: tandem direito olhos abertos; TEOA: tandem esquerdo olhos abertos.

Na figura 4 são apresentadas as médias dos valores das amplitudes de deslocamento (cm) ML e AP do COP nas três posições com os olhos abertos: bipodal, tandem direito e tandem esquerdo. Não houve diferença significativa na comparação do grupo controle com G1 e nem entre os trimestres gestacionais.

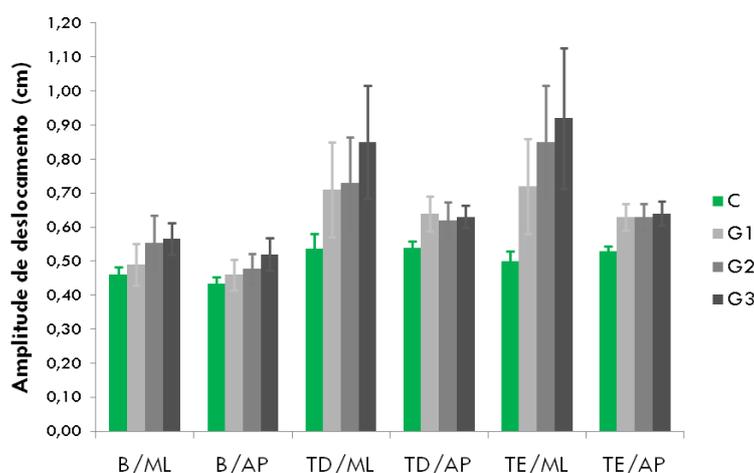


Figura 4. Médias dos valores dos deslocamentos (cm) médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP) do COP para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestres gestacionais. B/ML: deslocamento ML na posição bipodal;

B/AP: deslocamento AP na posição bipodal; TD/ML: deslocamento ML na posição tandem direito; TD/AP: deslocamento AP na posição tandem direito; TE/ML: deslocamento ML na posição tandem esquerdo; TE/AP: deslocamento AP na posição tandem esquerdo.

A figura 5 representa os valores das médias das velocidades de deslocamento (cm/s) ML e AP do COP nas quatro posições. Não houve diferença significativa entre os grupos, porém houve uma tendência para as velocidades de deslocamento ML e AP do grupo controle serem menores em todas as posições quando comparadas aos valores de velocidade do primeiro trimestre, exceto a velocidade de deslocamento ML na posição BOF que apresentou-se semelhante nos dois grupos. No decorrer da gestação as velocidades de deslocamento aumentaram na posição BOA, na posição BOF na direção AP e na posição TEOA na direção ML sem, no entanto, apresentarem diferenças significativas.

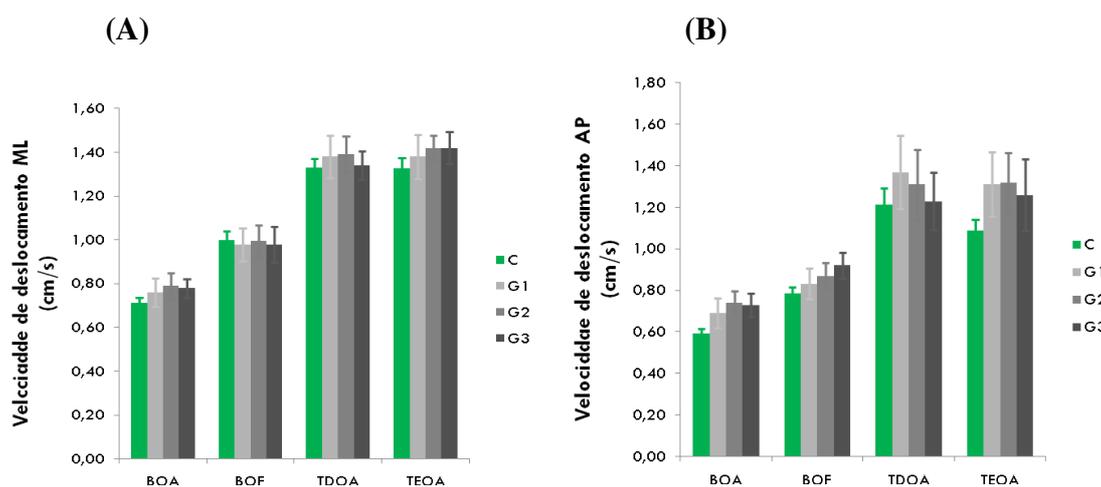


Figura 5. Médias das velocidades de deslocamento (cm/s) médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP) do COP para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestres gestacionais. A: velocidade de deslocamento médio-lateral (ML); B: velocidade de deslocamento ântero-posterior (AP). BOA: bipodal olhos abertos; BOF: bipodal olhos fechados; TDOA: tandem direito olhos abertos; TEOA: tandem esquerdo olhos abertos.

As médias das frequências de oscilação (Hz) nas direções ML e AP do COP, nas quatro posições são apresentadas na Figura 6. Os dados mostram que as frequências de oscilação na direção ML e AP do grupo controle foram maiores quando comparadas aos valores encontrados em G1. Durante os trimestres gestacionais, de G1 para G3, nas posições BOA e BOF as frequências de oscilação alteraram muito pouco ou diminuíram, e nas posições TDOA e TEOA os valores diminuíram.

Nessa mesma figura são apresentados os valores de referência para as frequências de oscilação em adultos²¹. Nas posições BOA e BOF os valores das frequências de oscilação ML e AP se mantiveram próximos aos valores de referência mínimos. Entretanto, nas posições TDOA e TEOA, os valores do grupo controle e do primeiro trimestre na direção ML estão próximos dos valores de referência máximos, ao passo que na direção AP, encontram-se entre os dois valores de referência.

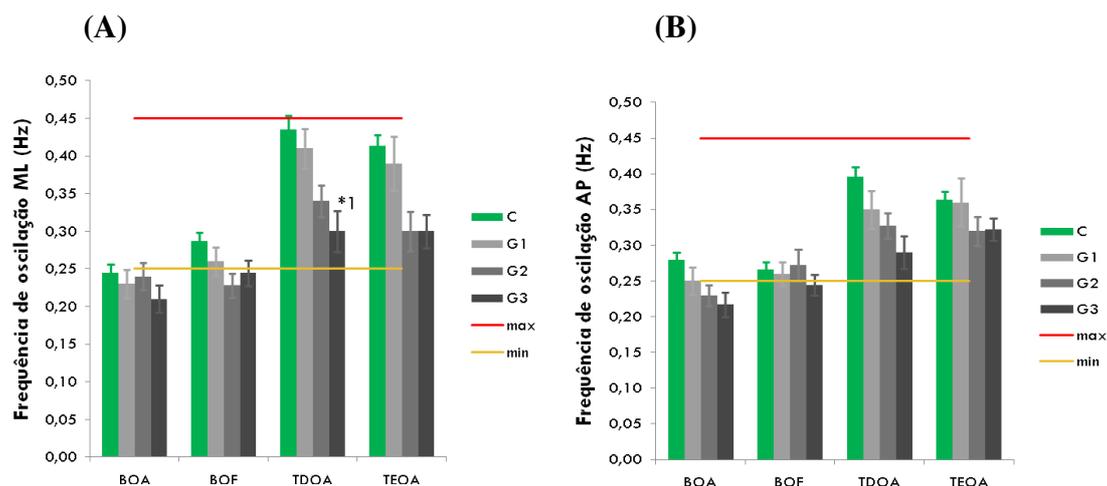


Figura 6. Médias dos valores das frequências de oscilação (Hz) do COP para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestres gestacionais. A: frequência de oscilação médio-lateral (ML). B: frequência de oscilação ântero-posterior (AP). BOA: bipodal olhos abertos; BOF: bipodal olhos fechados; TDOA: tandem direito olhos abertos; TEOA: tandem esquerdo olhos abertos. Max: valor máximo de referência em adultos (0,45 Hz); Min: valor mínimo de referência em adultos (0,25 Hz), de acordo com Soames & Atha²². * significativo *Friedman* ($p < 0,05$).

Houve correlação positiva e significativa ($p < 0,05$) entre a massa corpórea e a frequência de oscilação ântero-posterior na posição TDOA em G1 ($r = 0,681$) e na posição BOF em G2 ($r = 0,680$).

2.5 DISCUSSÃO

A avaliação do equilíbrio postural durante a gestação, por meio da aplicação de diferentes protocolos (configurações da base de suporte e condição visual), não tem sido muito estudada. Entretanto, compreender as adaptações que ocorrem no controle postural ao longo da gestação pode contribuir para o desenvolvimento e aplicação de métodos terapêuticos, a fim de prevenir instabilidades posturais e quedas.

Os grupos controle e gestante apresentaram características antropométricas semelhantes, indicando a homogeneidade da amostra. Entre os três trimestres

gestacionais, apesar da massa corpórea ter aumentado consideravelmente de G1 para G3, não foi encontrada diferença significativa entre os valores.

O aumento do útero, do feto, das mamas, do volume sanguíneo e a retenção hídrica por extravasamento de fluido extracelular são as principais causas do ganho de massa durante a gestação³. Porém, um ganho de 20% de massa durante a gestação pode aumentar a sobrecarga em uma articulação correspondente a até 100% do peso corporal total⁵. Em média, a gestante deve ganhar 11 Kg, entretanto, sabe-se que apenas 30 a 40% das mulheres grávidas ganham massa dentro deste limite²². Neste estudo, as gestantes apresentaram um ganho de massa dentro dos valores recomendados ($10,49 \pm 1,59\text{Kg}$).

A área do estatocinesigrama pareceu ser um bom indicador de movimento corporal para as posições analisadas neste estudo. Conforme se aumentou a dificuldade da posição (BOA → BOF → TDOA/TEOA) os valores das áreas foram maiores, revelando uma instabilidade do controle postural diante de condições mais complexas, como a oclusão da visão e o estreitamento da base de suporte.

Outros estudos também mostram a influência da configuração da base de suporte (larga/estreita) e da condição visual (olhos abertos/fechados) sobre a área de deslocamento do COP. Oliveira et al¹⁶ realizaram testes estabilométricos, com 20 gestantes, durante os três trimestres gestacionais combinando diferentes condições visuais (OA/OF) e diferentes bases de suporte (pés juntos/separados). Os autores encontraram menores valores das áreas de deslocamento do COP na posição olhos abertos e pés separados, e maiores valores na posição olhos fechados e pés juntos, assim como em nosso estudo.

Na comparação das áreas elípticas entre grupo controle e G1, em todas as posições avaliadas, as gestantes apresentaram maiores valores de área do COP. Essa diferença logo no primeiro trimestre pode ser explicada pelo aumento da frouxidão ligamentar nas articulações sacroilíaca e sínfise púbica, com o objetivo de facilitar a passagem do feto durante o parto, podendo ocorrer também nas articulações dos pés, ocasionando instabilidades posturais logo no início da gestação. O hormônio relaxina foi identificado em alguns estudos como o principal responsável por essas alterações^{5,23-24}. Sua concentração se eleva durante o primeiro trimestre e, no segundo, declina a um nível que se estabiliza até o final da gestação¹.

Nossos resultados mostram uma semelhança entre as amplitudes de deslocamento ML e AP do COP na posição bipodal, que pode ser explicada pelo fato

de, ao manter os pés juntos, a base de suporte se configura, analogicamente, a um quadrado com o centro de gravidade (CG) representando o ponto médio entre as duas direções. Da mesma forma, acredita-se que ao afastar os pés, a base de suporte se alargue, o que aumenta a amplitude de deslocamento AP em relação à ML.

No estudo de Ribas & Guirro¹⁷ analisou-se a pressão plantar e o equilíbrio postural no decorrer da gestação, na posição bipodal com os pés afastados de forma confortável, e olhos abertos. Observou-se que as amplitudes de deslocamento AP no terceiro trimestre foram maiores em relação ao primeiro trimestre, enquanto na direção ML não houve diferença significativa entre os grupos. Mochizuki et al¹⁰ avaliaram, em adultos saudáveis, o comportamento das amplitudes de deslocamento ML e AP em diferentes dimensões da base de suporte. Os voluntários apresentaram maiores valores de deslocamento AP comparados aos de deslocamento ML quando posicionados na maior dimensão da área de suporte. Porém, ao se reduzir essa área a um quadrado, tanto os valores na direção ML quanto na direção AP aumentaram, o que também foi observado em nosso estudo.

Já nas posições tandem direito e esquerdo, devido ao estreitamento da base de suporte, encontramos maiores amplitudes de deslocamento ML, principalmente em G3, em função da maior massa corpórea apresentada pelas gestantes nesse período, enquanto o deslocamento AP se manteve ao longo dos trimestres.

Segundo Butler et al⁹, a diminuição da estabilidade postural em gestantes está relacionada ao aumento na altura do CG e aumento da massa corpórea devido ao desenvolvimento fetal. Esses autores avaliaram as adaptações posturais durante a gestação e no período pós-parto, e encontraram que durante o primeiro trimestre a gestante ainda preserva sua estabilidade postural, porém no segundo e terceiro trimestres, as amplitudes de deslocamento do COP aumentam, afetando o equilíbrio corporal. Assim, concluíram que a estabilidade postural declina durante a gestação e se mantém baixa até 6 a 8 semanas pós-parto.

Sob condições de instabilidade, o sistema nervoso central é capaz de alterar a trajetória do pé rapidamente para assegurar-se de que o equilíbrio não esteja ameaçado²⁵. Com relação às velocidades de deslocamento do COP do grupo controle comparado ao G1, em todas as posições e nas duas direções, os valores foram mais baixos para o grupo controle, exceto na velocidade de deslocamento ML na posição BOF que apresentou-se semelhante nos dois grupos. O que comprova que logo no primeiro trimestre já ocorrem adaptações no controle postural no organismo da mulher

para compensar as alterações anatômicas, articulares e hormonais que podem causar instabilidades posturais.

No decorrer da gestação, as velocidades na posição BOA e BOF aumentaram pouco ou se mantiveram constantes em ambas direções ML e AP. Se observarmos as amplitudes de deslocamento ML e AP nestas mesmas posições, veremos que elas foram semelhantes tanto na posição BOA e BOF quanto do G1 para o G3. Isso justifica porque as velocidades de deslocamento do COP nessas posições, se mantiveram ou aumentaram pouco. Se compararmos as velocidades nas posições bipodal pés juntos e bipodal pés alinhados (tandem) podemos concluir que as velocidades dos ajustes para a manutenção do equilíbrio nas posições com menor área de base de suporte são, necessariamente, mais altas.

Além da variabilidade e velocidade da oscilação do COP, a frequência com que esta oscilação ocorre também tem sido utilizada para examinar o funcionamento do sistema de controle postural. Com relação às frequências de oscilação ML e AP do COP, valores mais baixos de frequência indicam uma menor diferença entre o COM e COP, conseqüentemente, refletem uma maior estabilidade postural¹³. Os resultados mostram que o grupo controle apresentou maiores frequências de oscilação do COP quando comparadas aos valores encontrados no primeiro trimestre gestacional. Esse dado torna-se curioso, visto que era de se esperar que no grupo controle as frequências de oscilação fossem menores, devido à maior estabilidade postural encontrada neste grupo. Isso nos leva a pensar que não se pode descrever o comportamento do controle postural levando-se em consideração as variáveis do COP de forma isolada.

Assim, se olharmos para os valores das variáveis do COP no grupo controle, em comparação ao primeiro trimestre, teremos: menores amplitudes de deslocamento ML e AP, velocidades de deslocamento ML e AP com valores próximos aos encontrados no G1. Dessa forma, o COP percorre áreas menores, com uma velocidade semelhante ao do primeiro trimestre gestacional, fato este que aumenta a frequência de oscilação para o grupo controle. O mesmo raciocínio serve para explicar as frequências durante os trimestres gestacionais.

Os valores de referência para as frequências de oscilação do COP apresentados são os predominantemente encontrados em adultos saudáveis²¹. O que não significa que pessoas que apresentem valores abaixo do mínimo, não seja adequado. Entretanto, valores acima do máximo podem significar uma relativa instabilidade do controle postural.

Quanto à correlação encontrada entre a massa corpórea e a frequência de oscilação ântero-posterior, na posição BOF em G2, devido ao ganho de massa se concentrar na área abdominal anterior à linha de gravidade, o CG é deslocado para frente ocasionando instabilidades no controle postural.

Neste estudo, intencionalmente, aumentamos a dificuldade dos testes estáticos ou pela oclusão da visão (BOF) ou pelo estreitamento da base de suporte (TDOA e TEOA). A influência da configuração da base de suporte no controle postural já foi discutida anteriormente. Quanto à condição visual, nossos resultados mostraram que todas as variáveis que descrevem o COP apresentaram maiores valores na condição olhos fechados. Assim, como também encontrado no estudo de Costa et al²⁶, conclui-se que diante da privação momentânea da visão, os deslocamentos do COP aumentam e o organismo passa a utilizar mecanismos mais rápidos de ajuste para a estabilização da postura ereta, através de uma maior velocidade e frequência de oscilação, a fim de posicionar mais rapidamente o COP próximo ao COM.

Nossos resultados foram condizentes com a maioria dos estudos realizados recentemente para avaliar o controle postural estático em gestantes. As diferenças encontradas podem ser em função da utilização de diferentes protocolos de avaliação e da ausência de uma padronização nos métodos de análise do COP, como número de tentativas, duração dos testes, distância do campo visual e frequências de aquisição do sinal. Para nosso estudo utilizamos a padronização da posturografia recomendada por Duarte & Freitas¹³.

Apesar da baixa amostra avaliada devido à grande perda amostral, nosso estudo mostrou que ocorre um declínio da estabilidade postural e um aumento da dependência da visão para a manutenção do equilíbrio durante a gestação. Sugere-se que outros estudos, com amostras maiores, avaliem o controle postural quando a gestante é submetida a leves desestabilizações, que representem situações reais.

2.6 CONCLUSÃO

Foi possível concluir que, logo no início da gestação, o organismo feminino parece já sofrer adaptações no controle postural, e no decorrer dos trimestres ocorre uma redução da estabilidade postural. Além disso, a visão é um fator importante na manutenção do equilíbrio. A aplicação clínica dos resultados sugere recomendações para a prática de exercícios que utilizem diferentes configurações da base de suporte e condições visuais e para o estímulo ao uso de uma base de suporte ligeiramente alargada

(aumentando a base de suporte ML e AP), assegurando um adequado controle postural durante a gestação.

2.7 REFERÊNCIAS

1. Heckman JD, Sassard R. Musculoskeletal considerations in pregnancy. *J Bone Joint Surg.* 1994;76(11):1720-30.
2. Vullo VJ, Richardson JK, Hurvitz EA. Hip, knee, and foot pain during pregnancy and the postpartum period. *J Fam Pract.* 1996;43(1):63-8.
3. Ireland ML, Ott SM. The effects of pregnancy on the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;372:169-79.
4. Marnach ML, Ramin KD, Ramsey PS, Song SW, Stensland JJ, An KN. Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstet Gynecol.* 2003;101(2):331-5.
5. Ritchie JR. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clin Obstet and Gynecol.* 2003;46(2):456-66.
6. Alvarez R, Stokes IAF, Asprinio DE, Trevino S, Braun T. Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg.* 1988;70(2):271-4.
7. Paul JA, Sallé H, Frings-Dresen MHW. Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. *Clin Biomech.* 1996;11(2):111-5.
8. Niska M, Sofer D, Porat A, Howard CB, Levi A, Meizner I. Planter foot pressures in pregnant women. *Isr J Med Sci.* 1997;33(2):139-46.
9. Butler EE, Colón I, Druzin ML, Rose J. Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *Am J of Obstet Gynecol.* 2006;195(4):1104-8.
10. Mochizuki L, Duarte M, Amadio AC, Zatsiorsky VM, Latash ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *J Appl Biomech.* 2006;22:51-60.
11. Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Rev Port Cien Desp.* 2003;3(3):77-83.
12. Van Wegen EEH, Van Emmerik REA, Riccio GE. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. *Hum Mov Sci.* 2002;21(1):61-84.
13. Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev. Bras. Fisioter.* 2010;14(3):183-92.
14. Dumas GA, Reid JG, Wolfe LA, Griffin MP, McGrath MJ. Exercise, posture and back pain during pregnancy. *Clin Biomech.* 1995;10(2):98-109.

15. Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Effect of pregnancy on trunk range of motion when sitting and standing. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2002;81:1011-20.
16. Oliveira LF, Vieira TMM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J. Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *Eur J of Obstet Gynecol and Reprod Bio.* 2009;147:25-8.
17. Ribas SI, Guirro ECO. Análise da pressão plantar e do equilíbrio postural em diferentes fases da gestação. *Rev. Bras. Fisiot. Set/out 2007;11(5):391-6.*
18. Alexander GR, Tompkins ME, Cornely DA. Gestational age reporting and preterm delivery. *Public Health Reports.* 1990;105(3):267-75.
19. Rossavick LK, Fishburne JI. Conceptional age, menstrual age, and ultrasound age: A second trimester comparison of pregnancies of known conceptional date with pregnancies dated from the last menstrual period. *Obstetrics & Gynecology.* 1989;73:243-9.
20. Atalah SE, Castillo LC, Castro SR, Aldea PA. Propuesta de un nuevo estándar de evaluación nutricional en embarazadas. *Rev Med Chile.* 1997;125:1429-36.
21. Soames RW, Atha J. The spectral characteristics of postural sway behavior. *Euro Journal of Applied Phys.* 1982; 49:169-77.
22. To WWK, Cheung W. The relationship between weight gain in pregnancy, birth-weight and postpartum weight retention. *J Obstet Gynaecol.* 1998;38(2):176-9.
23. Laros RK Jr. Physiology of normal pregnancy. In: Wilson JR, Carrington ER. *Obstetrics and Gynecology.* Ed 9. St. Louis: Mosby Year Book; 1991:242.
24. MacLennan AH. The role of the hormone relaxin in human reproduction and pelvic girdle relaxation. *Scand J Rheumatol Suppl.* 1991;88:7-15.
25. Reynolds RF, Day BL. Rapid visuo-motor processes drive the leg regardless of balance constraints. *Current Biology.* Jan 2005;15(2):48-9.
26. Costa RMCL, Goroso DG, Lopes JAF. Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão. *Acta Fisiatr.* 2009;16(1):19-24.

3. ESTUDO II

3. ESTUDO II

“Avaliação do controle postural dinâmico durante a gestação”

3.1 RESUMO

A gestação ocasiona consideráveis alterações fisiológicas, hormonais e anatômicas na mulher que podem afetar os membros inferiores e os movimentos do tronco durante a gestação, ocasionando uma marcha instável. O objetivo deste estudo foi avaliar o controle postural dinâmico, nos diferentes trimestres gestacionais, por meio da análise das variáveis da força de reação do solo na fase de apoio da marcha: tempo e valor do primeiro pico (P1), segundo pico (P2) e vale da componente vertical; tempo e valor máximo e mínimo encontrado na direção ântero-posterior da componente horizontal ($\max F_y/\min F_y$) e a diferença entre os valores máximo e mínimo na direção médio-lateral do componente horizontal ($\max-\min F_x$). Trata-se de um estudo descritivo com 29 mulheres não-gestantes (C) e 13 gestantes ao longo dos trimestres gestacionais (G1, G2 e G3). Para avaliação do controle postural dinâmico foi utilizada uma Plataforma de Força (Bertec®). Os resultados mostraram que o aumento da massa corpórea e a frouxidão ligamentar, ao longo da gestação, ocasionaram alterações no controle postural dinâmico durante a marcha. Comparadas ao grupo controle, as gestantes apresentaram um período maior de tempo na primeira fase de aceitação do peso, menores valores dos picos 1 e 2 da componente vertical e menores valores máximo e mínimo da componente horizontal ântero-posterior da FRS, possivelmente indicando uma redução na velocidade e na força de propulsão da marcha. Além disso, as gestantes apresentaram maiores oscilações médio-laterais, na tentativa de minimizar os efeitos ocasionados pela instabilidade do controle postural.

Palavras chave: gestação, controle postural, força de reação do solo, marcha.

3.2 INTRODUÇÃO

O aumento da mobilidade da articulação sacroilíaca e da sínfise púbica ocasionado, principalmente, pela elevação da concentração do hormônio relaxina no primeiro trimestre gestacional, juntamente com o ganho de massa corpórea, que ocorre normalmente durante a gestação, podem afetar os membros inferiores e os movimentos do tronco da gestante, ocasionando uma marcha instável¹. Isso ocorre porque aproximadamente metade dessa massa corpórea fica concentrada na área abdominal anterior à linha de gravidade, deslocando o Centro de Gravidade (CG) anteriormente e favorecendo a ocorrência de instabilidades no controle postural²⁻⁴.

A direção e magnitude do movimento do CG, proveniente das ações musculares e da massa corpórea transmitidos através dos pés, equivale exatamente à direção e magnitude da Força de Reação do Solo (FRS) que é a somatória de forças externas que atuam da superfície de contato sobre o corpo humano durante a marcha⁵. Assim, se o CG sofre desvios a FRS também será afetada.

Porém, a influência dessas alterações na estabilidade postural dinâmica das gestantes ainda é pouco explorada e, a maioria dos estudos avalia as adaptações ao final da gestação ou durante um curto período de tempo, impedindo uma avaliação longitudinal ao longo da gestação⁶⁻¹¹. Bird *et al.*¹² observaram um aumento da base na marcha das grávidas durante a caminhada e atribuíram a isso um mecanismo compensatório para melhorar a estabilidade locomotora. Porém, Foti *et al.*¹³ afirmam que o padrão de marcha em gestantes permaneceu relativamente inalterado mesmo com o acréscimo de massa corpórea, o que indica a ocorrência de uma possível sobrecarga sobre os músculos abdutores e extensores da pelve e sobre os músculos responsáveis pela flexão plantar do tornozelo, diminuindo a força de propulsão na fase de apoio da marcha. No estudo de Niska *et al.*², encontrou-se um aumento da carga sobre a face lateral do pé e do retropé durante a marcha.

As contradições entre os estudos citados e a escassez de pesquisas sobre o controle postural dinâmico em gestantes mostram a necessidade de mais trabalhos para averiguar a ocorrência de alterações na marcha durante a gestação. Estudos sobre essa temática são de grande relevância, já que essas alterações podem ser responsáveis por diversos desconfortos, pois atuam como uma forma de compensar o ganho extra de massa, o deslocamento do centro de gravidade, o aumento na frouxidão ligamentar e as alterações musculoesqueléticas, podendo resultar em perda do equilíbrio e, conseqüentemente, em traumas como quedas³.

Tendo em vista o crescente interesse na saúde da mulher, este estudo propôs uma avaliação do controle postural dinâmico, através da análise da força de reação do solo na fase de apoio da marcha, nos diferentes trimestres gestacionais.

3.3 METODOLOGIA

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, sob o parecer 280/2009.

Sujeitos

O estudo foi divulgado em rádios, telejornal e jornal impresso local. O critério para a seleção determinou que todas as voluntárias fossem saudáveis, não fumantes, não etilistas e nem apresentassem cirurgias na coluna vertebral, pelve, quadril ou joelho e qualquer condição prévia à avaliação que pudesse afetar a estabilidade postural (disfunções musculoesqueléticas ou neurológicas). Além disso, as gestantes deveriam apresentar gestação de baixo risco e de feto único, sem intercorrências do ciclo gravídico.

Cinquenta e uma gestantes interessaram-se por participar do estudo; 27 foram excluídas, sendo selecionadas 24 gestantes. Do total, 13 gestantes ($26,07 \pm 5,64$ anos) concluíram o estudo. Para estabelecimento de um controle basal foram analisadas 29 mulheres não gestantes, constituindo o grupo controle ($26,07 \pm 3,98$ anos). A figura 1 mostra o fluxograma representando a perda amostral do estudo, bem como seus motivos.

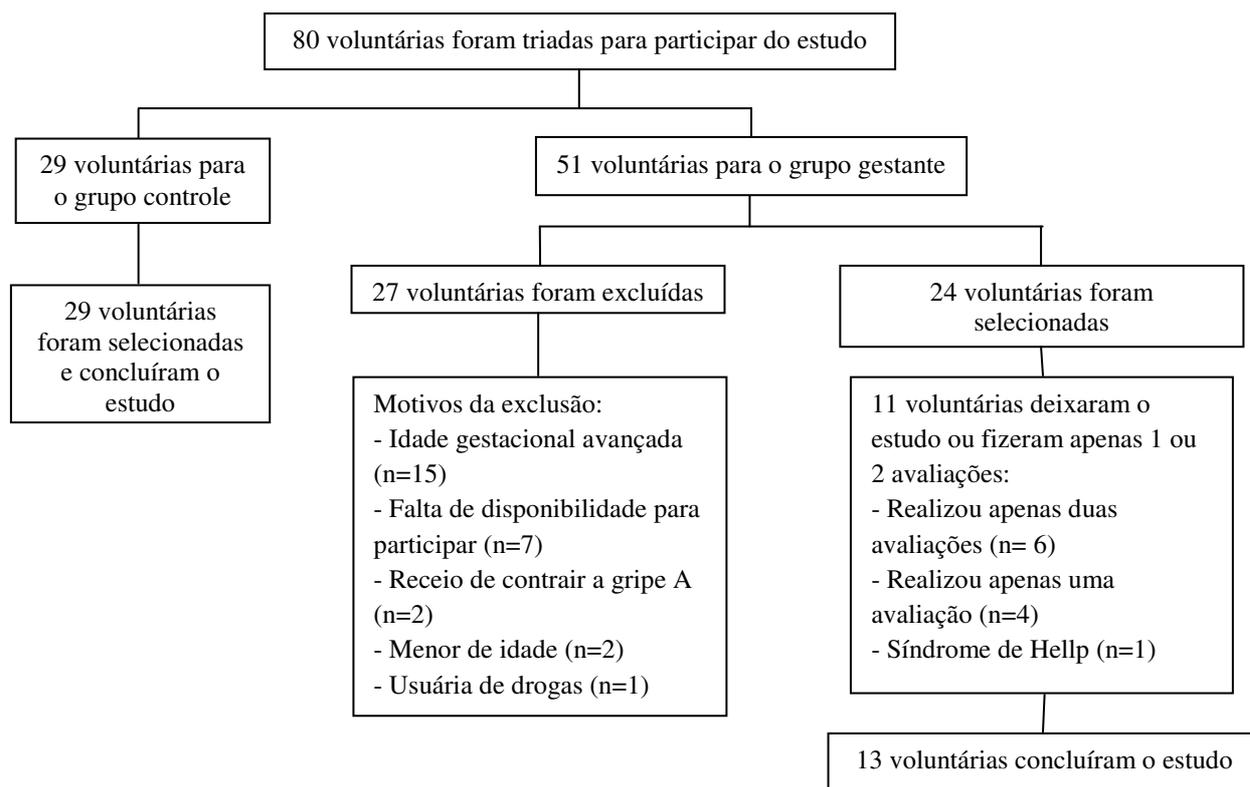


Figura 1. Fluxograma do estudo mostrando a perda amostral.

Procedimentos Experimentais

O presente projeto foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação Biomecânica, Aprendizagem e Treinamento (LABAT) junto ao Núcleo Multidisciplinar para Análise do Movimento (NAM), dos Departamentos de Fisioterapia e Educação Física, Universidade Federal de São Carlos, *campus* de São Carlos.

Todas as mulheres foram submetidas a uma avaliação inicial por meio de entrevista individual, utilizando-se um questionário para registro dos dados pessoais, hábitos de vida, antecedentes pessoais, uso de medicamentos, história ginecológica e obstétrica.

As voluntárias do grupo controle (C) foram avaliadas apenas uma vez, e comparadas ao primeiro trimestre gestacional das gestantes. As gestantes foram avaliadas em três momentos distintos, entre a 10^a-14^a (G1), 22^a-24^a (G2) e 32^a-34^a (G3) semana gestacional, de acordo com a data da última menstruação¹⁴ e/ou do 1º ultra-som realizado durante a gestação¹⁵.

O Índice de Massa Corporal das gestantes foi calculado com base na Tabela de Atalah¹⁶.

O protocolo experimental consistiu em avaliações da Força de Reação do Solo utilizando duas plataformas de força. A cada avaliação realizada as plataformas de força eram calibradas nas três direções (horizontal AP e ML, e vertical).

As voluntárias eram instruídas a andarem normalmente sobre a plataforma, utilizando um mesmo calçado confortável e particular para todas as avaliações, e fixarem o olhar em um ponto no espaço posicionado na altura dos olhos. Caminharam durante 20 minutos, ou pelo tempo necessário para obtenção de cinco tentativas de marcha válidas para análise. A figura 2 mostra o posicionamento dos pés na plataforma durante uma avaliação.

Com o intuito de normalizar os valores obtidos na plataforma, os resultados foram divididos pelo peso corporal do indivíduo obtido em cada avaliação, sendo fornecidos em quilograma-força. Outra medida de normalização refere-se à duração temporal da FRS, necessária para que haja comparação entre diferentes repetições e diferentes indivíduos. Dessa forma o início dos dados da FRS corresponde a 0% e o fim a 100% e com o auxílio do recurso matemático de interpolação, foram gerados determinados números de pontos entre 0 a 100% para as diferentes repetições.

Para cada tentativa foi gerado um arquivo de texto (.txt) com dados dos três componentes de força e momentos de força. A frequência de aquisição do sinal do COP foi de 100Hz. Todas as voluntárias tinham o membro inferior direito como dominante.

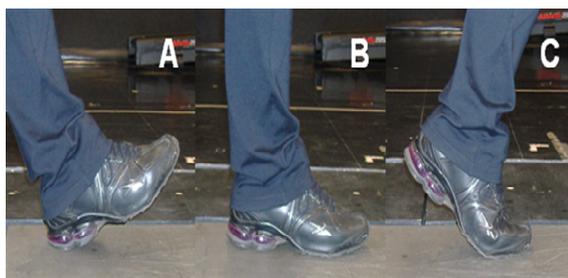


Figura 2. Posicionamento dos pés sobre a plataforma de força durante uma avaliação da marcha. A: contato inicial - apoio do calcanhar; B: apoio médio; C: apoio terminal - apoio dos metatarsos.

Os parâmetros que descrevem a Força de Reação do Solo foram processados no programa MatLab MATH WORKS versão 7.6.0.324 (R2008a). Os dados foram filtrados por meio do filtro Butterworth, de primeira ordem, passa-baixo, 5 Hz de frequência de corte, de forma que os dados fossem captados a partir do instante do primeiro contato do pé com a plataforma. As variáveis analisadas, relacionadas à Força

de Reação do Solo (FRS) foram: tempo e valor do primeiro pico (P1), segundo pico (P2) e vale da componente vertical; tempo e valor máximo e mínimo encontrado na direção ântero-posterior da componente horizontal (max Fy/min Fy) e a diferença entre os valores máximo e mínimo na direção médio-lateral do componente horizontal (max-min Fx). Foram utilizadas para a análise estatística as médias dos valores entre as cinco tentativas.

Análise Estatística

Os dados foram tabulados no Excel e analisados estatisticamente no programa *Statistica* e por meio de técnicas descritivas (tabelas e gráficos). Os dados foram analisados por meio de testes não paramétricos, após a verificação de que algumas variáveis não seguiam uma distribuição normal, por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. A comparação entre os três trimestres (G1, G2 e G3) foi realizada pelo teste de *Friedman* e, nos casos significantes, utilizou-se o teste de *Wilcoxon* para discriminar a diferença. Para a comparação entre as gestantes do primeiro trimestre (G1) e não-gestantes (C) utilizou-se o teste de *Mann-Whitney*. Foi adotado um nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). Os dados nas tabelas estão expressos em média \pm desvio padrão.

3.4 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta a caracterização dos grupos controle e gestante. Houve diferença significativa da variável massa corpórea entre os grupos C e G1 ($p = 0,040$). A média e o desvio padrão do ganho de massa do primeiro para o terceiro trimestre foi $10,49 \pm 1,59$ Kg. As gestantes mantiveram valores de IMC dentro dos limites considerados adequados, no decorrer das semanas gestacionais.

Tabela 1. Características das participantes do Grupo Controle e Grupo Gestante.

Características	Controle	1º trimestre	2º trimestre	3º trimestre
Semana gestacional	-	13,08 \pm 2,14	23,23 \pm 1,59	33,38 \pm 1,19
Idade (anos)	26,07 \pm 3,98	29,15 \pm 5,64	29,23 \pm 5,79	29,46 \pm 5,83
Altura (m)	1,63 \pm 0,07	1,64 \pm 0,09	1,64 \pm 0,09	1,64 \pm 0,09
Massa (Kg)	59,21 \pm 10,75	66,24 \pm 13,34* ^C	71,26 \pm 13,49	76,73 \pm 14,93
IMC (Kg/m ²)	22,25 \pm 3,60	24,60 \pm 4,39	26,52 \pm 4,33	28,47 \pm 4,66

*^C vs grupo controle.

A tabela 2 apresenta os resultados para a avaliação do controle postural dinâmico no decorrer da gestação nos membros dominante e não-dominante. Estão apresentadas as variáveis analisadas, relacionadas à Força de Reação do Solo (FRS). Destaca-se que só ocorreram diferenças significativas, em algumas variáveis, na comparação do grupo controle com o G1. Entre os trimestres gestacionais, de G1 para G3, houve uma tendência à redução dos valores tanto do pico 1 quanto do pico 2, e a um aumento da diferença entre os valores máximo e mínimo da componente horizontal médio-lateral sem, no entanto, apresentarem diferença significativa.

Tabela 2. Resultados das variáveis relacionadas à FRS para os membros dominante e não-dominante avaliadas no grupo controle e durante os três trimestres gestacionais.

	Variáveis	C	G1	G2	G3	Valor de p (Mann-Whitney)	Valor de p (Friedman)
membro dominante	Tempo P1	0,20 ± 0,02	0,25 ± 0,05* ^C	0,24 ± 0,04	0,25 ± 0,04	0,001	0,881
	Tempo Vale	0,34 ± 0,03	0,40 ± 0,05* ^C	0,39 ± 0,04	0,39 ± 0,05	0,000	0,924
	Tempo P2	0,55 ± 0,04	0,61 ± 0,06* ^C	0,59 ± 0,04	0,60 ± 0,04	0,002	0,664
	Tempo Min Fy	0,14 ± 0,02	0,16 ± 0,02* ^C	0,14 ± 0,02	0,14 ± 0,04	0,025	0,486
	Tempo Max Fy	0,61 ± 0,05	0,69 ± 0,06* ^C	0,68 ± 0,05	0,70 ± 0,06	0,001	0,734
	Valor P1	1,08 ± 0,06	1,05 ± 0,06	1,03 ± 0,03	1,04 ± 0,04	0,196	0,688
	Valor Vale	0,81 ± 0,05	0,89 ± 0,08* ^C	0,87 ± 0,04	0,87 ± 0,04	0,001	0,851
	Valor P2	1,08 ± 0,04	1,06 ± 0,05* ^C	1,06 ± 0,05	1,03 ± 0,05	0,035	0,345
	Valor Min Fy	-0,15 ± 0,03	-0,13 ± 0,04	-0,13 ± 0,05	-0,13 ± 0,03	0,070	0,948
	Valor Max Fy	0,19 ± 0,03	0,15 ± 0,04* ^C	0,17 ± 0,03	0,17 ± 0,03	0,005	0,629
	Valor max-min Fx	0,34 ± 0,13	0,23 ± 0,08* ^C	0,30 ± 0,15	0,27 ± 0,13	0,004	0,680
membro não dominante	Tempo P1	0,20 ± 0,03	0,25 ± 0,05* ^C	0,24 ± 0,04	0,25 ± 0,05	0,001	0,740
	Tempo Vale	0,35 ± 0,03	0,41 ± 0,05* ^C	0,40 ± 0,06	0,41 ± 0,05	0,000	0,853
	Tempo P2	0,55 ± 0,04	0,61 ± 0,05* ^C	0,61 ± 0,04	0,62 ± 0,04	0,001	0,722
	Tempo Min Fy	0,14 ± 0,02	0,16 ± 0,03* ^C	0,15 ± 0,02	0,14 ± 0,03	0,024	0,829
	Tempo Max Fy	0,62 ± 0,04	0,70 ± 0,06* ^C	0,70 ± 0,05	0,71 ± 0,05	0,000	0,801
	Valor P1	1,10 ± 0,06	1,05 ± 0,04* ^C	1,04 ± 0,04	1,04 ± 0,04	0,008	0,543
	Valor Vale	0,83 ± 0,06	0,87 ± 0,06* ^C	0,88 ± 0,03	0,88 ± 0,04	0,029	0,848
	Valor P2	1,11 ± 0,04	1,05 ± 0,04* ^C	1,06 ± 0,05	1,04 ± 0,03	0,004	0,661
	Valor Min Fy	-0,15 ± 0,04	-0,13 ± 0,04	-0,14 ± 0,04	-0,15 ± 0,04	0,146	0,650
	Valor Max Fy	0,18 ± 0,03	0,14 ± 0,05* ^C	0,16 ± 0,04	0,17 ± 0,05	0,002	0,292
	Valor max-min Fx	0,21 ± 0,09	0,19 ± 0,08	0,20 ± 0,12	0,25 ± 0,12	0,577	0,237

P1 = pico de força no calcanhar na componente vertical da FRS, P2 = pico de força nos metatarsos na componente vertical da FRS, Fy = força da componente horizontal na direção ântero-posterior da FRS, Fx = força da componente horizontal na direção médio-lateral. Grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestre gestacional.

A figura 3 ilustra o comportamento da componente vertical da FRS durante a fase de apoio da marcha para o grupo controle e os trimestres gestacionais, nos dois membros inferiores. Nota-se que o grupo controle teve um comportamento diferente das gestantes, que mantiveram um mesmo padrão ao longo da gestação.

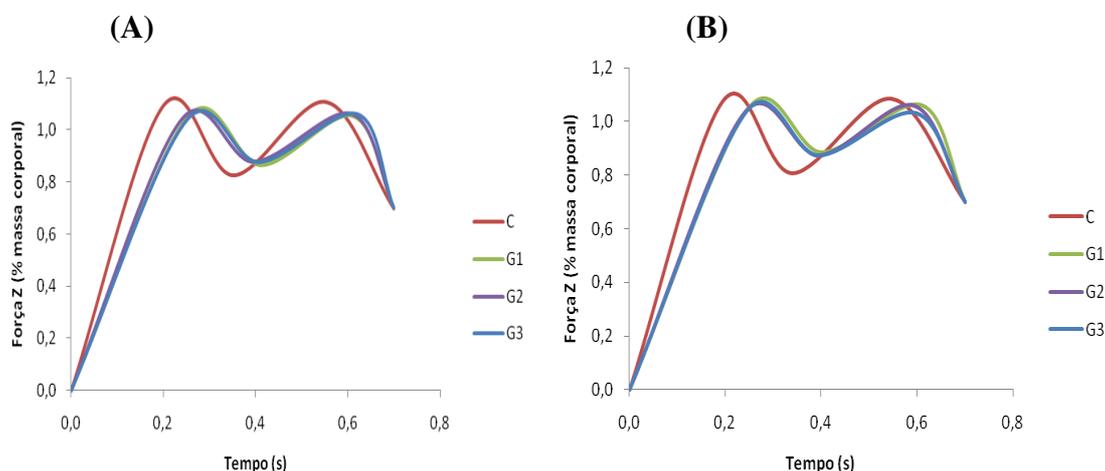


Figura 3. Componente vertical (Z) da força de reação do solo durante um ciclo da marcha para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestre gestacional. A: membro dominante; B: membro não-dominante.

A figura 4 representa o comportamento da componente horizontal ântero-posterior da FRS durante a fase de apoio da marcha para o grupo controle e os trimestres gestacionais, nos dois membros inferiores. Novamente, o grupo controle apresentou um comportamento diferente do encontrado nas gestantes. E durante os trimestres, as gestantes seguiram um padrão semelhante.

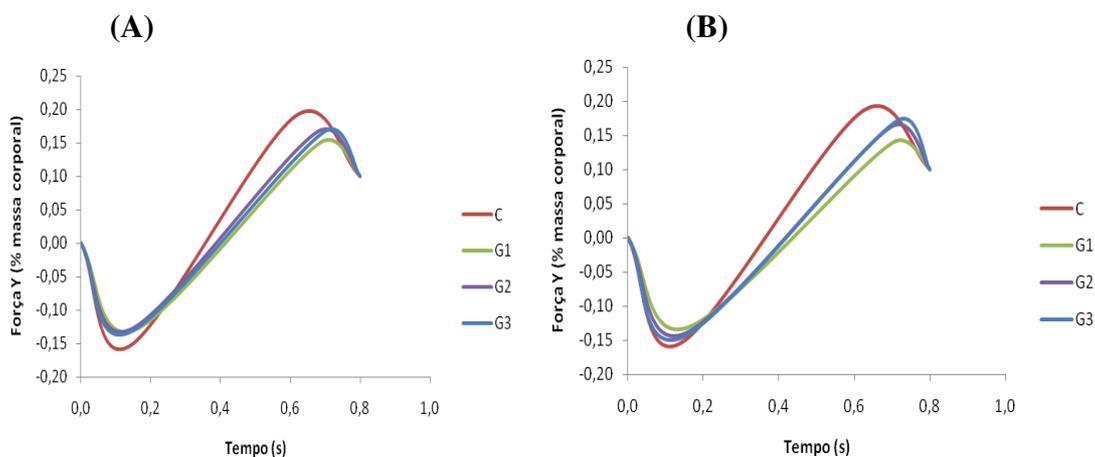


Figura 4. Componente horizontal na direção ântero-posterior (Y) da força de reação do solo durante um ciclo da marcha para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestre gestacional. A: membro dominante; B: membro não-dominante.

3.5 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados, os grupos controle e o grupo de gestantes, avaliadas no 1º trimestre, apresentaram características antropométricas semelhantes, indicando a homogeneidade da amostra. Entre os três trimestres gestacionais, apesar de a massa corpórea ter aumentado consideravelmente de G1 para G3, não foi encontrada diferença significativa entre os valores.

A média ideal de ganho de massa durante a gestação é de 11 Kg, ficando retidos de 1 a 2 Kg no período pós-parto¹⁷. Entretanto esse valor varia muito já que apenas 30 a 40% das gestantes ganham massa dentro deste limite¹⁸. Assim, quanto maior for o ganho de massa corpórea, maior será a retenção de gordura, levando a alterações morfológicas persistentes após o parto, uma vez que um ganho de massa de 20% durante a gestação pode aumentar a sobrecarga em uma articulação correspondente a até 100% da massa corpórea total¹⁹. Essa sobrecarga associada ao constante estresse mecânico causa mudanças na conformação das estruturas ligamentares, sendo necessário o remodelamento do colágeno para sustentar as forças de tensão e compressão, podendo essas alterações se tornar irreversíveis durante a gestação²⁰.

Santos *et al*¹⁰ compararam as forças de reação do solo durante a fase de apoio de uma passada de gestantes no 3º trimestre e de mulheres não-gestantes, e encontraram uma redução significativa nas taxas de crescimento do primeiro pico da componente vertical, corroborando os resultados de nosso estudo. O fato de que uma gestante leva um período maior de tempo na primeira fase de aceitação do peso pode estar associada a uma menor velocidade da marcha, como uma adaptação para manter o equilíbrio e compensar as alterações na posição do centro de gravidade devido ao aumento de massa corpórea. Outra possibilidade é que o tempo de aceitação do peso aumentado seja uma adaptação gestacional para absorver melhor o impacto.

Os nossos resultados indicam que, quando comparadas às mulheres do grupo controle, as gestantes apresentaram menores valores dos picos 1 e 2 da componente vertical e menores valores máximo e mínimo da componente horizontal ântero-posterior da FRS.

A componente vertical da FRS é caracterizada por dois picos e um vale e, geralmente, esses picos apresentam uma magnitude um pouco maior que o peso corporal (110% do peso corporal)²¹. O primeiro pico é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo. O segundo pico é observado no

final do período de apoio e representa a impulsão contra o solo para iniciar o próximo passo²². O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o peso corporal (80% do peso corporal)²¹ e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo. À medida que a velocidade da marcha aumenta, a magnitude dos picos aumenta e do vale diminui, o que indica maiores acelerações independentemente da direção.

De acordo com os resultados, os valores dos picos 1 e 2, e do vale no grupo controle estão próximos aos valores de referência para adultos saudáveis. Entretanto, logo no primeiro trimestre, as gestantes apresentam valores de picos mais baixos e valores de vale maiores. Dessa forma, a diferença entre os picos e o vale está reduzida nas gestantes, podendo novamente indicar uma menor velocidade da marcha. Ao longo da gestação, houve uma tendência à redução dos valores dos picos, representando uma diminuição ainda maior na velocidade da marcha ao final da gestação.

Entretanto, Golomer *et al*²³ analisaram as velocidades da marcha ao longo da gestação e concluíram que as gestantes no 3º e 8º mês gestacional apresentam a mesma velocidade e argumentam que as mulheres adaptam as alterações no controle postural fazendo o melhor uso biomecânico da marcha para economizar a produção de energia pelo organismo. Da mesma forma, Foti *et al*¹³ analisaram a marcha ao final da gestação e um ano pós-parto e concluíram que, cinematicamente, a marcha não sofre alterações durante a gestação, apresentando valores de velocidade, comprimento do passo e cadência similares entre o 3º trimestre gestacional e após um ano do parto. Porém, os autores afirmam que ocorreram alterações nos parâmetros cinéticos da marcha, como um aumento do uso dos músculos extensores e abdutores do quadril, além dos flexores plantares, implicando na redução da força de propulsão. Dessa forma, os parâmetros cinéticos parecem compensar o ganho de massa e o deslocamento anterior do centro de gravidade para manter uma marcha normal.

A componente horizontal ântero-posterior da FRS apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Na primeira metade, o pé empurra o solo para frente e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para trás. Na segunda metade, o pé empurra o solo para trás e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para frente²⁴. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo todo, com uma magnitude em torno de 13% do peso corporal e a fase positiva

representa uma aceleração ou impulsão do corpo à frente, com uma magnitude em torno de 23% do peso corporal²¹.

Com relação à componente horizontal ântero-posterior da FRS, tanto o grupo controle quanto as gestantes, apresentaram valores mínimos (fase negativa) próximos aos valores de referência. Porém, os valores máximos (fase positiva), de ambos os grupos, ficaram abaixo dos de referência, sendo que para as gestantes, de G1 para G3, os valores aumentaram apesar de continuarem menores do que os encontrados no grupo controle. Valores abaixo dos de referência para a fase de aceleração do corpo, tanto da componente vertical quanto da horizontal ântero-posterior da FRS, indicam uma menor força de propulsão da marcha^{21,22}.

A força de propulsão está presente na fase de apoio terminal do ciclo da marcha. O tornozelo encontra-se em flexão plantar de 20°, e toda tensão muscular está concentrada no tríceps sural, que sustenta cerca de 20% a mais da massa corpórea para realizar a impulsão do membro, ou seja, desencadear a Força de Propulsão²¹. Uma possível explicação para a diminuição da Força de Propulsão em gestantes é que com o aumento da massa corpórea ocorre uma sobrecarga na ação muscular do tríceps sural fazendo com que sua tensão não seja tão efetiva. Associado a este quadro, o edema e o aumento na largura dos pés impede que a gestante faça um grau de flexão plantar adequado para realizar uma contração excêntrica e gerar um torque no músculo tríceps sural suficiente para originar a Força de Propulsão. Ao final da gestação, os valores foram maiores quando comparados ao primeiro trimestre podendo indicar uma adaptação para a manutenção do equilíbrio.

Por outro lado, a componente horizontal médio-lateral apresenta uma magnitude muito pequena (10% do peso corporal)²¹ e é inconsistente, o que dificulta sua interpretação²². Os valores das amplitudes encontrados em ambos os grupos estão acima dos de referência e, ao longo da gestação, a diferença entre os valores máximo e mínimo aumentou. Essa variabilidade pode ser em função da diversidade no posicionamento do pé (adução ou abdução), ou pode significar que a gestante oscilou mais para os lados com a gestação. Esses resultados condizem com os encontrados por Lymbery & Gilleard²⁵ que constataram uma tendência ao aumento da componente horizontal médio-lateral na direção medial, além de um aumento de 2,5 cm na base de apoio. Bird *et al*¹² também descreveram um aumento de 30% na base de apoio da marcha durante a gestação. Outro fator é o aumento na largura e edema nos pés que também podem levar a uma instabilidade médio-lateral.

No estudo de Niska *et al*², a análise dinâmica da marcha mostrou um aumento significativo das forças sobre o antepé, médiopé e retropé durante a gestação. Além disso, a lateralização da linha da marcha levou a uma maior pressão lateral no retropé. Karadag-Saygi *et al*²⁶ avaliaram as mudanças na pressão plantar e equilíbrio postural durante o último trimestre gestacional, comparando com um grupo de mulheres não-gestantes. Os autores encontraram que as pressões no antepé aumentam ao final da gestação durante a postura em pé e ao caminhar. Além disso, na posição estática, ocorreu um aumento na oscilação horizontal ântero-posterior nesse período.

Um estudo sobre as rotações torácica e pélvica durante a marcha em gestantes concluiu que o padrão geral da marcha em gestantes saudáveis se assemelha ao de nulíparas. Os autores afirmam que, apesar da velocidade da marcha e as amplitudes de movimento da pelve, tronco e coluna torácica terem sido menores nas gestantes, essas diferenças foram sutis⁸. No estudo de Gilleard *et al*²⁷ investigaram-se os efeitos da gestação sobre a cinemática dos segmentos do tronco e concluiu-se que, ao final da gestação, as mulheres usam estratégias, como o aumento da largura da base de suporte e a redução dos movimentos do corpo, na tentativa de minimizar os efeitos das alterações anatômicas durante a gestação.

Esses dados sugerem que há grandes diferenças individuais no controle postural dinâmico durante a gestação para melhorar a estabilidade locomotora na fase de apoio, além de terem importantes implicações no desenvolvimento de patologias dos membros inferiores em gestantes. Mulheres sedentárias ou com fraqueza muscular estão mais susceptíveis às condições de sobrecarga muscular que pode contribuir para dores lombares, pélvicas e no quadril, como também para a ocorrência de câimbras nas panturrilhas¹³.

Ponnappula *et al*²⁸ observaram em um estudo com 100 gestantes que o quadril é a área mais comumente afetada durante a gestação (64%), seguido pelos pés (42%), pernas (41%) e joelhos (22%). Ainda neste estudo, os autores avaliaram a presença de edemas e câimbras, e com relação ao edema encontraram que 84% das gestantes relataram a ocorrência nos pés e 80% relataram no tornozelo, possivelmente causados pela atuação do hormônio relaxina que leva à frouxidão ligamentar e ao acúmulo de líquido decorrente da gestação. Já com relação às câimbras, 41% das gestantes queixaram-se desse desconforto.

Neste estudo, todas as gestantes relataram usar o membro inferior direito como dominante. A pequena assimetria verificada nos membros inferiores das gestantes pode

estar associada ao fato de que na gestação, o aumento do volume uterino facilita uma rotação à direita, o que implica em um aumento de carga assimétrica nos pés. De acordo com Santos *et al*¹⁰, este fato é responsável pelo maior edema no pé direito como consequência de uma maior compressão dos vasos pélvicos direito, reduzindo o retorno venoso ipsilateral e contribuindo para o maior aumento do volume do pé direito, o que pode prejudicar a marcha das gestantes.

Além disso, Clapp²⁹ observou que o caminhar é o exercício mais recomendado e o mais realizado pelas gestantes, cerca de 43% preferem o caminhar como forma de se exercitar. Sendo assim, os fisioterapeutas devem atentar para as alterações e compensações na marcha das gestantes, para que se possa proporcionar um programa de atividade física voltado para a melhora do equilíbrio através da manutenção do tônus e força muscular, prevenção de quedas e bem estar físico durante a gestação.

Dentre as limitações deste estudo, destacam-se a pequena amostra, pela dificuldade de acesso das gestantes à Universidade Federal de São Carlos, fazendo com que muitas delas fossem excluídas do estudo. Outros estudos envolvendo, juntamente com a análise cinética, a análise cinemática da marcha tornam-se necessários para analisar, além das forças internas e externas envolvidas, o movimento do corpo durante o caminhar das gestantes.

3.6 CONCLUSÃO

O aumento da massa corpórea e a frouxidão ligamentar, ao longo da gestação, ocasionaram alterações no controle postural dinâmico durante a marcha. Comparadas ao grupo controle, as gestantes apresentaram um período maior de tempo na primeira fase de aceitação do peso, menores valores dos picos 1 e 2 da componente vertical e menores valores máximo e mínimo da componente horizontal ântero-posterior da FRS, possivelmente indicando uma redução na velocidade e na força de propulsão da marcha. Além disso, as gestantes apresentaram maiores oscilações médio-laterais, na tentativa de minimizar os efeitos ocasionados pela instabilidade do controle postural.

3.7 REFERÊNCIAS

1. Ponnappula P, Bober JS. Lower Extremity Changes Experienced During Pregnancy. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*. 2010;49:452–8.
2. Niska M, Sofer D, Porat A, Howard CB, Levi A, Meizner I. Planter foot pressures in pregnant women. *Isr J Med Sci*. 1997;33(2):139-46.

3. Butler EE, Colón I, Druzin ML, Rose J. Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *Am J of Obstet Gynecol.* 2006;195(4):1104-8.
4. Mochizuki L, Duarte M, Amadio AC, Zatsiorsky VM, Latash ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *J Appl Biomech.* 2006;22:51-60.
5. Meglan D & Todd F. Kinetics of human locomotion. In: J Rose & JG Glambe (Ed.). *Human Walking*, Baltimore: Williams & Wilkins. 1994;73-99.
6. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *Journal of Biomechanics.* 2010;43:2434-9.
7. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability in pregnant fallers and non-fallers. *BJOG.* 2010 Jul;117(8):954-62.
8. Wu W et al. Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clin Biomech.* 2004;19:480-8.
9. Wu W et al. Gait in pregnancy-related pelvic girdle pain: amplitudes, timing and coordination of horizontal trunk rotations. *Eur Spine J.* 2008;17:1160-9.
10. Santos MRS, Gil BMCT, Marques AS, Boas JPV, Silva JF. Comparative analysis of the ground reaction forces, during the support phase, in a group of pregnant women on their 3rd trimester of pregnancy and in a group of not pregnant women. *Fisioter. Mov.* Jan/mar 2008;21(1):95-103.
11. Nagai M, Isida M, Saitoh J, Hirata Y, Natori H, Wada M. Characteristics of the control of standing posture during pregnancy. *Neuroscience Letters.* 2009;462:130-4.
12. Bird AR, Menz HB, Hyde CC. The effect of pregnancy on footprint parameters. A prospective investigation. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 1999;89(8):405-9.
13. Foti T, Davids JR, Bagley A. A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *J Bone Joint Surg.* 2000;82:625-32.
14. Alexander GR, Tompkins ME, Cornely DA. Gestational age reporting and preterm delivery. *Public Health Reports.* 1990;105(3):267-75.
15. Rossavick LK, Fishburne JI. Conceptional age, menstrual age, and ultrasound age: A second trimester comparison of pregnancies of known conceptional date with pregnancies dated from the last menstrual period. *Obstetrics & Gynecology.* 1989;73:243-9.
16. Atalah SE, Castillo LC, Castro SR, Aldea PA. Propuesta de un nuevo estándar de evaluación nutricional en embarazadas. *Rev Med Chile.* 1997;125:1429-36.
17. Abrams B. Weight gain and energy intake during pregnancy. *Clin Obstet Gynecol.* 1994;37:515-27.
18. To WWK & Cheung W. The Relationship Between Weight Gain in Pregnancy, Birth-Weight and Postpartum Weight Retention. *Aust. NZ J Obstet Gyneco.* 1998;38(2):176-9.

19. Ritchie JR. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clin Obstet and Gynecol.* 2003;46(2):456-66.
20. Alvarez R, Stokes I.A, Asprinio DE, Trevino S, Braun T. Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(2):271-4.
21. Perry J. Análise de marcha. São Paulo: Manole. 2005;vol.1.
22. Hamil J, Knutzen KM. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole. 1999;532p.
23. Golomer E, Ducher D, Arfi GS, Sud R. Simple locomotion and during load carrying in pregnant women. *J Gynecol Obstet Biol Reprod.* 1991;20(3):406-12.
24. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo, Ont: University of Waterloo Press. 1991;143p.
25. Limbery JK, Gilleard W. The stance phase of walking during late pregnancy. Temporospacial and ground reaction force variables. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2005;95(3):247-53.
26. Karadag-Saygi E, Unlu-Ozkan F, Basgul A. Plantar pressure and foot pain in the last trimester of pregnancy. *Foot Ankle Int.* 2010 Feb;31(2):153-7.
27. Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Effect of pregnancy on trunk range of motion when sitting and standing. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2002;81:1011-20.
28. Ponnappula P, Bober JS. Lower Extremity Changes Experienced During Pregnancy. *The Journal of Foot & Ankle Surgery.* 2010;49:452-8.
29. Clapp IJF. Exercise during pregnancy. *Clinics in Sport Medicine.* 2000;19(2):273-86.

4. Desenvolvimento a partir dos ESTUDOS I e II

4. Desenvolvimento a partir dos ESTUDOS I e II

No ESTUDO I concluiu-se que, logo no início da gestação, o organismo feminino parece já sofrer adaptações no controle postural, e no decorrer dos trimestres ocorre uma redução da estabilidade postural. Além disso, a visão é um fator importante para a manutenção do equilíbrio. Dentre as variáveis analisadas, relacionadas ao COP, a área do estatocinesigrama pareceu ser um bom indicador de movimento corporal, pois conforme se aumentou a dificuldade da posição os valores das áreas foram maiores, revelando uma instabilidade do controle postural diante de condições mais complexas, como a oclusão da visão e o estreitamento da base de suporte.

No ESTUDO II foi possível concluir que, comparadas ao grupo controle, as gestantes apresentaram, logo no início da gestação, uma redução na velocidade e na força de propulsão da marcha, na tentativa de minimizar os efeitos ocasionados pela instabilidade do controle postural.

Entretanto, baseada na literatura encontrada e apresentada nos ESTUDOS I e II, parece que a avaliação do controle postural estático não é um fator preditivo para os resultados da estabilidade postural dinâmica em gestantes. Além disso, é importante que se leve em consideração o impacto dessa instabilidade do controle postural sobre a qualidade de vida durante a gestação.

Assim, o objetivo do ESTUDO III foi analisar tanto as adaptações no controle postural estático quanto no controle postural dinâmico e verificar se há relação dessas alterações com a qualidade de vida das gestantes em cada trimestre gestacional.

5. ESTUDO III

5. ESTUDO III

“Adaptações no controle postural estático e dinâmico durante a gestação e relação com a qualidade de vida”

5.1 RESUMO

As alterações que ocorrem durante a gestação afetam o sistema musculoesquelético, podendo levar a uma instabilidade do controle postural e aumentar o risco de quedas, podendo gerar um impacto direto na saúde e qualidade de vida da gestante. O objetivo deste estudo foi avaliar o controle postural estático e dinâmico, nos diferentes trimestres gestacionais e verificar a sua relação com a qualidade de vida. Trata-se de um estudo descritivo em que foram aplicados testes posturográficos em quatro posições eretas estáticas, por três tentativas, combinando diferentes condições visuais (olhos abertos – OA/ olhos fechados – OF) e diferentes configurações da base de suporte, além de analisadas as variáveis da força de reação do solo na fase de apoio da marcha, através da plataforma de força. Para a avaliação da qualidade de vida utilizou-se o instrumento WHOQOL-bref. Participaram do estudo 29 mulheres não-gestantes (C) e 13 gestantes, ao longo dos trimestres gestacionais (G1, G2 e G3). As variáveis analisadas foram: área do estatocinesigrama do centro de pressão (elipse contendo 85.35% dos dados amostrais), tempo e valor do primeiro pico (P1), segundo pico (P2) e vale da componente vertical da força de reação do solo; tempo e valor máximo e mínimo encontrado na direção ântero-posterior da componente horizontal (max Fy/min Fy). Os resultados mostraram que, logo no início da gestação, o organismo feminino parece já sofrer adaptações no controle postural e, no decorrer dos trimestres, ocorreu uma redução da estabilidade postural. Comparadas ao grupo controle, as gestantes apresentaram maiores áreas de deslocamento do centro de pressão, maior período de tempo na primeira fase de aceitação do peso, menores valores dos picos 1 e 2 da componente vertical e menores valores máximo e mínimo da componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo. Com relação à qualidade de vida, o domínio físico foi o mais afetado logo no primeiro trimestre, apresentando menores valores principalmente ao final da gestação.

Palavras chave: gestação, controle postural, centro de pressão, força de reação do solo.

5.2 INTRODUÇÃO

O aumento da mobilidade da articulação sacroilíaca e da sínfise púbica ocasionado, principalmente, pela elevação da concentração do hormônio relaxina no primeiro trimestre, juntamente com o ganho de massa corpórea, que ocorre normalmente durante a gestação, pode gerar desconfortos nas articulações da pelve, quadril, joelhos e pés¹⁻⁴. Aproximadamente metade desse massa fica concentrada na área abdominal anterior à linha de gravidade, deslocando o Centro de Gravidade (CG) e favorecendo a ocorrência de instabilidades no controle postural⁵⁻⁷.

O objetivo do controle postural é manter o corpo dentro dos limites da base de suporte, reduzindo a oscilação do centro de massa do corpo (COM) e do centro de pressão (COP) que é o resultado das forças aplicadas no apoio/solo⁷⁻⁹.

As repercussões da gravidez no sistema musculoesquelético resultam em ajustes da postura estática e dinâmica das mulheres, podendo dificultar a realização das suas atividades diárias e aumentar o risco de quedas¹⁰⁻¹¹. A influência dessas alterações na estabilidade postural das gestantes ainda é pouco explorada e, muitos dos estudos divergem com relação ao padrão de controle postural adotado, dificultando uma intervenção preventiva.

Bird *et al.*¹² observaram um aumento da base na marcha das grávidas durante a caminhada e atribuíram isso a um mecanismo compensatório para melhorar a estabilidade locomotora. McCrory *et al.*¹³ examinaram a estabilidade postural de gestantes no 2º e 3º trimestres comparando-as com um grupo controle, através de perturbações do equilíbrio em diferentes magnitudes. Os autores encontraram que a estabilidade dinâmica melhorou no terceiro trimestre, porém argumentam que a redução na oscilação postural pode ter ocorrido em função de uma rigidez dorsal, o que aumenta o risco de quedas. Estudos sobre o controle postural estático revelam que no decorrer da gestação, as mulheres apresentam maiores valores de oscilação postural^{6,14}. Dessa forma, parece que a avaliação do controle postural estático não é um fator preditivo para os resultados da estabilidade postural dinâmica em gestantes.

As contradições entre os estudos citados e a escassez de pesquisas caracterizando as alterações ocorridas no controle postural das gestantes, evidenciam a necessidade de mais trabalhos para averiguar a ocorrência de adaptações posturais durante a gestação. Estudos sobre essa temática são de grande relevância, já que essas alterações podem ser responsáveis por diversos desconfortos, pois atuam como uma forma de compensar o ganho extra de massa, o deslocamento do centro de gravidade, o

aumento na frouxidão ligamentar e as alterações musculoesqueléticas, podendo resultar em perda do equilíbrio e, conseqüentemente, em traumas como quedas⁶.

Assim, o objetivo do estudo foi analisar as adaptações no controle postural estático e dinâmico durante os diferentes trimestres gestacionais, além da relação com a qualidade de vida em cada trimestre.

5.3 METODOLOGIA

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, sob o parecer 280/2009.

Sujeitos

O estudo foi divulgado em rádios, telejornal e jornal impresso local. O critério para a seleção determinou que todas fossem saudáveis, não fumantes, não etilistas e nem apresentassem cirurgias na coluna vertebral, pelve, quadril ou joelho e qualquer condição prévia à avaliação que pudesse afetar a estabilidade postural (dinfunções musculoesqueléticas ou neurológicas). Além disso, as gestantes deveriam apresentar gestação de baixo risco e de feto único, sem intercorrências do ciclo gravídico.

Cinquenta e uma gestantes interessaram-se por participar do estudo; 27 foram excluídas, sendo selecionadas 24 gestantes. Do total, 13 gestantes ($26,07 \pm 5,64$ anos) concluíram o estudo. Para estabelecimento de um controle basal foram analisadas 29 mulheres não gestantes, constituindo o grupo controle ($26,07 \pm 3,98$ anos). A figura 1 mostra o fluxograma representando a perda amostral do estudo, bem como seus motivos.

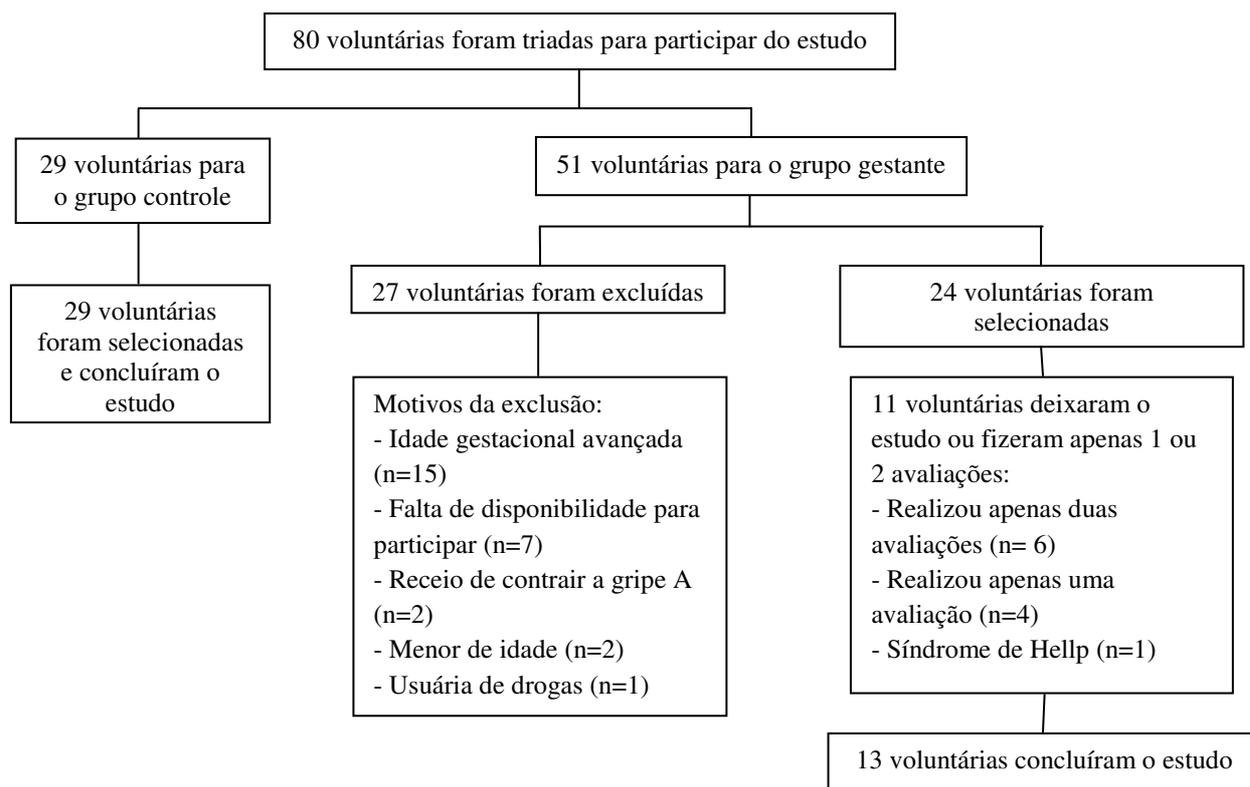


Figura 1. Fluxograma do estudo mostrando a perda amostral.

Procedimentos Experimentais

O presente projeto foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação Biomecânica, Aprendizagem e Treinamento (LABAT) junto ao Núcleo Multidisciplinar para Análise do Movimento (NAM), dos Departamentos de Fisioterapia e Educação Física, Universidade Federal de São Carlos, *campus* de São Carlos.

Todas as mulheres foram submetidas a uma avaliação inicial por meio de entrevista individual, utilizando-se um questionário para registro dos dados pessoais, hábitos de vida, antecedentes pessoais, uso de medicamentos, história ginecológica e obstétrica.

As voluntárias do grupo controle (C) foram avaliadas apenas uma vez, e comparadas ao primeiro trimestre gestacional das gestantes. As gestantes foram avaliadas em três momentos distintos, entre a 10^a-14^a (G1), 22^a-24^a (G2) e 32^a-34^a (G3) semana gestacional, de acordo com a data da última menstruação¹⁵ e/ou do 1º ultra-som realizado durante a gestação¹⁶.

O Índice de Massa Corporal das gestantes foi calculado com base na Tabela de Atalah¹⁷.

Avaliação do controle postural estático

O protocolo experimental consistiu em avaliações posturográficas estáticas das mulheres, ou seja, a postura ereta quieta, em plataforma de força. As avaliações foram realizadas com as voluntárias descalças e as mesmas foram orientadas, durante a avaliação, a fixarem o olhar em um ponto no espaço localizado a 2 metros de distância e posicionado na altura dos olhos. Foram realizadas três tentativas, cada uma totalizando 60 segundos, nas posturas apoio bipodal com pés juntos, olhos abertos (BOA) e fechados (BOF), e apoio bipodal com pés alinhados na posição de tandem, olhos abertos, perna direita (TDOA) e esquerda anteriormente (TEOA), conforme podem ser observadas na Figura 2. Para as avaliações em G2 e em G3 manteve-se a mesma base de suporte adotada em G1. A frequência de aquisição do sinal do COP foi de 100Hz.



Figura 2. Posturas avaliadas sobre a plataforma de força. A: bipodal olhos abertos e fechados; B: tandem direito olhos abertos; C: tandem esquerdo olhos abertos.

A segurança durante a avaliação é primordial e, por isso, um fisioterapeuta manteve-se, durante toda a avaliação, próximo à participante para orientação e prevenção de quedas. Para cada tentativa foi gerado um arquivo de texto (.txt) com dados dos três componentes de força e momentos de força.

A variável analisada, relacionada ao COP, foi a área do estatocinesigrama, analiticamente avaliada por uma elipse contendo 85.35% dos dados amostrais nas direções médio-lateral e ântero-posterior. Foram utilizadas para a análise estatística as médias dos valores entre as três tentativas.

Avaliação do controle postural dinâmico

A avaliação do controle postural dinâmico consistiu em avaliações da Força de Reação do Solo (FRS) utilizando duas plataformas de força. As voluntárias eram

instruídas a andarem normalmente sobre a plataforma, utilizando um mesmo calçado confortável e particular para todas as avaliações, e fixarem o olhar em um ponto no espaço posicionado na altura dos olhos. Caminharam durante 20 minutos, ou pelo tempo necessário para obtenção de cinco tentativas de marcha válidas para análise. A figura 3 mostra o posicionamento dos pés na plataforma durante uma avaliação.

Com o intuito de normalizar os valores obtidos na plataforma, os resultados foram divididos pelo peso corporal do indivíduo obtido em cada avaliação, sendo fornecidos em quilograma-força. Outra medida de normalização refere-se à duração temporal da FRS, necessária para que haja comparação entre diferentes repetições e diferentes indivíduos. Dessa forma o início dos dados da FRS corresponde a 0% e o fim a 100% e com o auxílio do recurso matemático de interpolação, foram gerados determinados números de pontos entre 0 a 100% para as diferentes repetições.

Para cada tentativa foi gerado um arquivo de texto (.txt) com dados dos três componentes de força e momentos de força. Todas as voluntárias tinham o membro inferior direito como dominante.

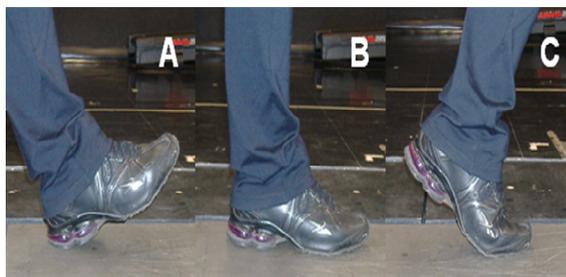


Figura 3. Posicionamento dos pés sobre a plataforma de força durante uma avaliação da marcha. A: contato inicial - apoio do calcanhar; B: apoio médio; C: apoio terminal - apoio dos metatarsos.

As variáveis analisadas, relacionadas à Força de Reação do Solo (FRS) foram: tempo e valor do primeiro pico (P1), segundo pico (P2) e vale da componente vertical; tempo e valor máximo e mínimo encontrado na direção ântero-posterior da componente horizontal (max F_y /min F_y). A componente horizontal na direção médio-lateral não foi analisada neste estudo, pois é inconsistente, o que dificulta sua interpretação¹⁸. Foram utilizadas para a análise estatística as médias dos valores entre as cinco tentativas.

A cada avaliação realizada a plataforma de força era calibrada nas três direções (horizontal ântero-posterior e médio-lateral, e vertical). Os parâmetros que descrevem o COP (Centro de Pressão) e a Força de Reação do Solo foram processados no programa

MatLab MATH WORKS versão 7.6.0.324 (R2008a). Os dados foram filtrados por meio do filtro Butterworth, de primeira ordem, passa-baixo, 5 Hz de frequência de corte, de forma que, para a avaliação do controle postural dinâmico, os dados fossem captados a partir do instante do primeiro contato do pé com a plataforma.

A avaliação da qualidade de vida foi realizada pela versão brasileira do questionário *World Health Organization Quality of Life Instrument Bref* (WHOQOL-bref), elaborado pela Organização Mundial de Saúde¹⁹, composto por 26 questões, sendo duas questões gerais de qualidade de vida e as outras representam cada uma das 24 facetas que compõe o instrumento original englobando os domínios físico e psicológico, relações sociais e meio ambiente. A versão brasileira do WHOQOL-Bref foi traduzida e validada pelo grupo de estudos em qualidade de vida da Organização Mundial da Saúde no Brasil²⁰. Este instrumento mostrou características satisfatórias de consistência interna, validade discriminante, validade de critério, validade concorrente e fidedignidade teste-reteste²¹.

Análise Estatística

Os dados foram tabulados no Excel e analisados estatisticamente no programa *Statistica* e por meio de técnicas descritivas (tabelas e gráficos). Os dados foram analisados por meio de testes não paramétricos, após a verificação de que algumas variáveis não seguiam uma distribuição normal, por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. A comparação entre os três trimestres (G1, G2 e G3) foi realizada pelo teste de *Friedman* e, nos casos significantes, utilizou-se o teste de *Wilcoxon* para discriminar a diferença. Para a comparação entre as gestantes do primeiro trimestre (G1) e não-gestantes (C) utilizou-se o teste de *Mann-Whitney*. A análise de correlação entre as variáveis relacionadas ao COP e à FRS e os domínios do WHOQOL-bref foi realizada por meio do teste de *Spearman*. Foi adotado um nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). Os dados nas tabelas estão expressos em média \pm desvio padrão.

5.4 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta a caracterização dos grupos controle e gestante. Houve diferença significativa da variável massa corpórea entre os grupos C e G1 ($p = 0,040$). A média e o desvio padrão do ganho de massa do primeiro para o terceiro trimestre foi $10,49 \pm 1,59$ Kg. As gestantes mantiveram valores de IMC dentro dos limites considerados adequados, no decorrer das semanas gestacionais.

Tabela 1. Características das participantes do Grupo Controle e Grupo Gestante.

Características	Controle	1º trimestre	2º trimestre	3º trimestre
Semana gestacional	-	13,08 ± 2,14	23,23 ± 1,59	33,38 ± 1,19
Idade (anos)	26,07 ± 3,98	29,15 ± 5,64	29,23 ± 5,79	29,46 ± 5,83
Altura (m)	1,63 ± 0,07	1,64 ± 0,09	1,64 ± 0,09	1,64 ± 0,09
Massa (Kg)	59,21 ± 10,75	66,24 ± 13,34* ^C	71,26 ± 13,49	76,73 ± 14,93
IMC (Kg/m ²)	22,25 ± 3,60	24,60 ± 4,39	26,52 ± 4,33	28,47 ± 4,66

*^C vs grupo controle.

A Figura 4 representa as áreas das elipses do COP nas quatro posições analisadas. Os valores das áreas encontradas em G1 foram maiores do que as áreas do grupo controle em todas as posições, indicando maior instabilidade em G1, porém não houve diferença significativa entre os grupos C e G1 e nem entre G1, G2 e G3.

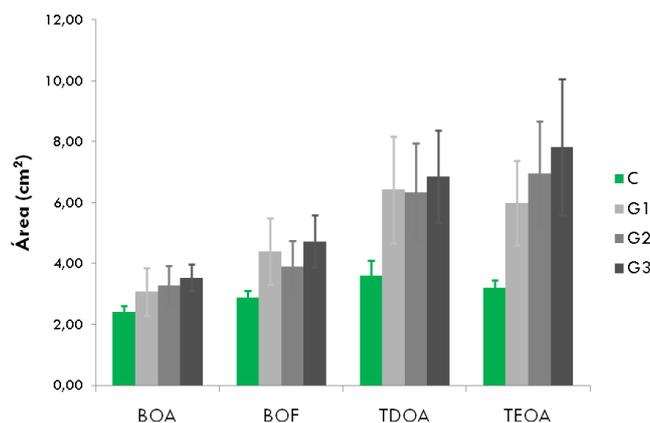


Figura 4. Médias dos valores das áreas elípticas do COP (cm²) para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestres gestacionais. BOA: bipodal olhos abertos; BOF: bipodal olhos fechados; TDOA: tandem direito olhos abertos; TEOA: tandem esquerdo olhos abertos.

A figura 5 ilustra o comportamento da componente vertical da FRS durante a fase de apoio da marcha para o grupo controle e os trimestres gestacionais, nos dois membro inferiores. Nota-se que o grupo controle teve um comportamento diferente das gestantes, que mantiveram um mesmo padrão ao longo da gestação.

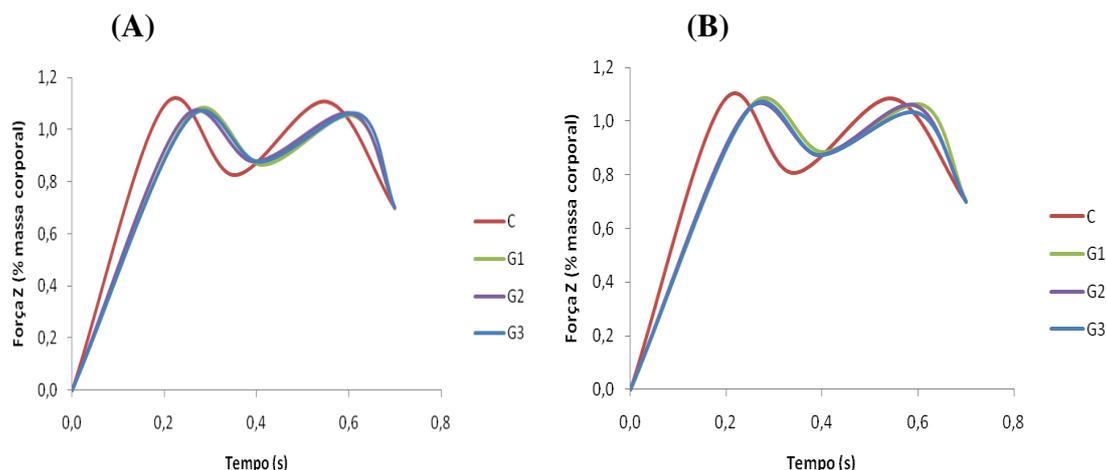


Figura 5. Componente vertical (Z) da força de reação do solo durante um ciclo da marcha para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestre gestacional. A: membro dominante; B: membro não-dominante.

A figura 6 representa o comportamento da componente horizontal ântero-posterior da FRS durante a fase de apoio da marcha para o grupo controle e os trimestres gestacionais, nos dois membros inferiores. Novamente, o grupo controle apresentou um comportamento diferente do encontrado nas gestantes. E durante os trimestres, as gestantes seguiram um padrão semelhante.

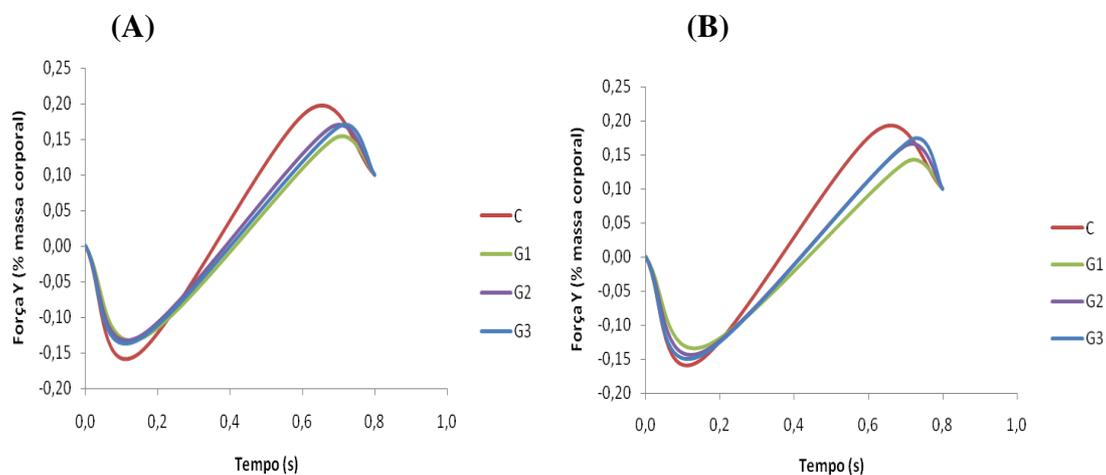


Figura 6. Componente horizontal na direção ântero-posterior (Y) da força de reação do solo durante um ciclo da marcha para o grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestre gestacional. A: membro dominante; B: membro não-dominante.

A figura 7 apresenta os domínios, referentes ao questionário de Qualidade de Vida WHOQOL-bref. Pode-se notar que ocorreu uma diferença significativa ($p = 0,016$) entre o grupo controle e o primeiro trimestre gestacional, em relação ao domínio físico.

Este domínio foi o mais afetado diminuindo ainda mais a partir do terceiro trimestre de gestação.

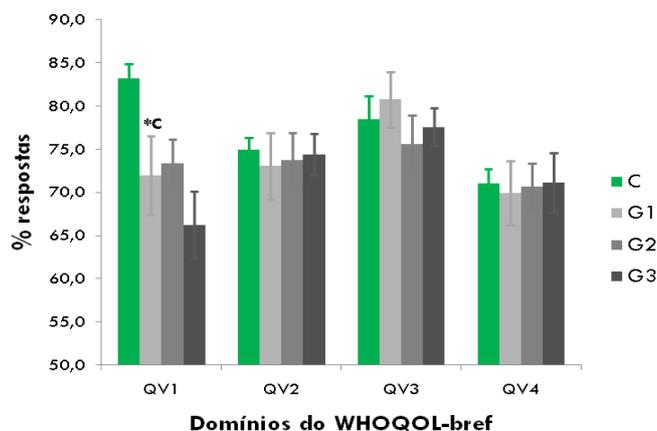


Figura 7. Domínios físico (QV1), psicológico (QV2), social (QV3) e comportamental (QV4) em porcentagem de respostas no grupo controle (C), primeiro (G1), segundo (G2) e terceiro (G3) trimestre gestacional.

No segundo trimestre gestacional, houve correlação negativa e significativa ($p < 0,05$) entre a área de deslocamento do COP na posição TEOA e o valor do pico 2 no membro não-dominante ($r = -0,637$). Para o terceiro trimestre houve correlação positiva e significativa entre o domínio físico do WHOQOL-bref e o valor do pico 2 no membro não-dominante ($r = 0,677$).

5.5 DISCUSSÃO

A avaliação do equilíbrio postural durante a gestação não tem sido muito estudada. Entretanto, compreender as adaptações que ocorrem no controle postural estático e dinâmico, ao longo da gestação, pode contribuir para o desenvolvimento e aplicação de métodos terapêuticos, a fim de prevenir instabilidades posturais e quedas.

De acordo com os resultados, os grupos controle e gestante apresentaram características antropométricas semelhantes, indicando a homogeneidade da amostra. Entre os três trimestres gestacionais, apesar de a massa corpórea ter aumentado consideravelmente de G1 para G3, não foi encontrada diferença significativa entre os valores.

O aumento do útero, do feto, das mamas, do volume sanguíneo e a retenção hídrica por extravasamento de fluido extracelular são as principais causas do ganho de massa durante a gestação²². Porém, um ganho de 20% de massa durante a gestação pode aumentar a sobrecarga em uma articulação correspondente a até 100% do peso corporal

total². Essa sobrecarga associada ao constante estresse mecânico causa mudanças na conformação das estruturas ligamentares, sendo necessário o remodelamento do colágeno para sustentar as forças de tensão e compressão, podendo essas alterações se tornarem irreversíveis²³. Em média, a gestante deve ganhar 11 Kg, entretanto, sabe-se que apenas 30 a 40% das mulheres grávidas ganham massa dentro deste limite²⁴. Neste estudo, as gestantes apresentaram um ganho de massa dentro dos valores recomendados ($10,49 \pm 1,59\text{Kg}$).

A área do estatocinesigrama pareceu ser um bom indicador de movimento corporal para as posições analisadas neste estudo. Conforme se aumentou a dificuldade da posição (BOA → BOF → TDOA/TEOA) os valores das áreas foram maiores, revelando uma instabilidade do controle postural diante de condições mais complexas, como a oclusão da visão e o estreitamento da base de suporte.

Outros estudos também mostram a influência da configuração da base de suporte (larga/estreita) e da condição visual (olhos abertos/fechados) sobre a área de deslocamento do COP. Oliveira *et al*²⁵ realizaram testes estabilométricos, com 20 gestantes, durante os três trimestres gestacionais combinando diferentes condições visuais (OA/OF) e diferentes bases de suporte (pés juntos/separados). Os autores encontraram menores valores das áreas de deslocamento do COP na posição olhos abertos e pés separados, e maiores valores na posição olhos fechados e pés juntos, assim como em nosso estudo.

Na comparação das áreas elípticas entre grupo controle e G1, em todas as posições avaliadas, as gestantes apresentaram maiores valores de área do COP. Essa diferença logo no primeiro trimestre pode ser explicada pelo aumento da frouxidão ligamentar nas articulações sacroilíaca e sínfise púbica, com o objetivo de facilitar a passagem do feto durante o parto, podendo ocorrer também nas articulações dos pés, ocasionando instabilidades posturais logo no início da gestação. O hormônio relaxina foi identificado em alguns estudos como o principal responsável por essas alterações^{2,26-27}. Sua concentração se eleva durante o primeiro trimestre e, no segundo, declina a um nível que se estabiliza até o final da gestação²⁸. Isso comprova que, logo no primeiro trimestre, já ocorrem adaptações no controle postural no organismo da mulher para compensar as alterações anatômicas, articulares e hormonais que podem causar instabilidades posturais.

Entretanto, segundo Butler *et al*⁶, a diminuição da estabilidade postural em gestantes está relacionada ao aumento na altura do CG e aumento do peso devido ao

desenvolvimento fetal. Esses autores avaliaram as adaptações posturais durante a gestação e no período pós-parto, e encontraram que durante o primeiro trimestre a gestante ainda preserva sua estabilidade postural, porém no segundo e terceiro trimestres, as amplitudes de deslocamento do COP aumentam, afetando o equilíbrio corporal. Assim, concluíram que a estabilidade postural declina durante a gestação e se mantém baixa até 6 a 8 semanas pós-parto.

Santos *et al*²⁹ compararam as forças de reação do solo durante a fase de apoio num ciclo de marcha de gestantes no 3º trimestre e de mulheres não-gestantes, e encontraram uma redução significativa nas taxas de crescimento do primeiro pico da componente vertical, corroborando com nosso estudo. O fato de que uma grávida leva um período maior de tempo na primeira fase de aceitação do peso pode estar associada a uma menor velocidade da marcha, como uma adaptação para manter o equilíbrio e compensar as alterações na posição do centro de gravidade devido ao aumento de carga. Outra possibilidade é que o tempo de aceitação do peso aumentado seja uma adaptação gestacional para absorver melhor o impacto.

Os nossos resultados indicam que, quando comparadas às mulheres do grupo controle, as gestantes apresentaram menores valores dos picos 1 e 2 da componente vertical e menores valores máximo e mínimo da componente horizontal ântero-posterior da FRS.

A componente vertical da FRS é caracterizada por dois picos e um vale e, geralmente, esses picos apresentam uma magnitude um pouco maior que o peso corporal (110% do peso corporal)³⁰. O primeiro pico é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo. O segundo pico é observado no final do período de apoio e representa a impulsão contra o solo para iniciar o próximo passo¹⁸. O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o peso corporal (80% do peso corporal)³⁰ e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo. À medida que a velocidade da marcha aumenta, a magnitude dos picos aumenta e do vale diminui, o que indica maiores acelerações independentemente da direção.

De acordo com os resultados, os valores dos picos 1 e 2, e do vale no grupo controle estão próximos aos valores de referência para adultos saudáveis. Entretanto, logo no primeiro trimestre, as gestantes apresentam valores de picos mais baixos e valores de vale maiores. Dessa forma, a diferença entre os picos e o vale está reduzida

nas gestantes, podendo novamente indicar uma menor velocidade da marcha. Ao longo da gestação, houve uma tendência à redução dos valores dos picos, representando uma diminuição ainda maior na velocidade da marcha ao final da gestação.

Entretanto, Golomer *et al*³¹ analisaram as velocidades da marcha ao longo da gestação e concluíram que as gestantes no 3º e 8º mês gestacional apresentam a mesma velocidade e argumentam que as mulheres adaptam as alterações no controle postural fazendo o melhor uso biomecânico da marcha para economizar a produção de energia pelo organismo. Da mesma forma, Foti *et al*³² analisaram a marcha ao final da gestação e um ano pós-parto e concluíram que, cinematicamente, a marcha não sofre alterações durante a gestação, apresentando valores de velocidade, comprimento do passo e cadência similares entre o 3º trimestre gestacional e após um ano do parto. Porém, os autores afirmam que ocorreram alterações nos parâmetros cinéticos da marcha, como um aumento do uso dos músculos extensores e abdutores do quadril, além dos flexores plantares, implicando na redução da força de propulsão. Dessa forma, os parâmetros cinéticos parecem compensar o ganho de massa e o deslocamento anterior do centro de gravidade para manter uma marcha normal.

A componente horizontal ântero-posterior da FRS apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Na primeira metade, o pé empurra o solo para frente e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para trás. Na segunda metade, o pé empurra o solo para trás e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para frente³³. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo todo, com uma magnitude em torno de 13% do peso corporal e a fase positiva representa uma aceleração ou impulsão do corpo à frente, com uma magnitude em torno de 23% do peso corporal³⁰.

Com relação à componente horizontal ântero-posterior da FRS, tanto o grupo controle quanto as gestantes, apresentaram valores mínimos (fase negativa) próximos aos valores de referência. Porém, os valores máximos (fase positiva), de ambos os grupos, ficaram abaixo dos de referência, sendo que para as gestantes, de G1 para G3, os valores aumentaram apesar de continuarem menores do que os encontrados no grupo controle. Valores abaixo dos de referência para a fase de aceleração do corpo, tanto da componente vertical quanto da horizontal ântero-posterior da FRS, indicam uma menor força de propulsão da marcha^{18,30}.

A força de propulsão está presente na fase de apoio terminal do ciclo da marcha. O tornozelo encontra-se em flexão plantar de 20°, e toda tensão muscular está concentrada no tríceps sural, que sustenta cerca de 20% a mais da massa corpórea para realizar a impulsão do membro, ou seja, desencadear a Força de Propulsão³⁰. Uma possível explicação para a diminuição da Força de Propulsão em gestantes é que com o aumento da massa corpórea ocorre uma sobrecarga na ação muscular do tríceps sural fazendo com que sua tensão não seja tão efetiva. Associado a este quadro, o edema e o aumento na largura dos pés impede que a gestante faça um grau de flexão plantar adequado para realizar uma contração excêntrica e gerar um torque no músculo tríceps sural suficiente para originar a Força de Propulsão. Ao final da gestação, os valores foram maiores quando comparados ao primeiro trimestre podendo indicar uma adaptação para a manutenção do equilíbrio.

Neste estudo, todas as gestantes relataram usar o membro inferior direito como dominante. A pequena assimetria verificada nos membros inferiores das gestantes pode estar associada ao fato de que na gestação, o aumento do volume uterino facilita uma rotação à direita, o que implica em um aumento de carga assimétrica nos pés. De acordo com Santos *et al*²⁹, este fato é responsável pelo maior edema no pé direito como consequência de uma maior compressão dos vasos pélvicos direito, reduzindo o retorno venoso ipsilateral e contribuindo para o maior aumento do volume do pé direito.

Além das alterações hormonais, anatômicas e articulares, acredita-se que fatores psicológicos também possam influenciar na estabilidade postural em gestantes. Um estudo envolvendo 35 gestantes no terceiro trimestre e 8 mulheres não-gestantes avaliou o controle postural, relacionando-o com a ansiedade das gestantes frente às adaptações físicas³⁴. Os autores definem estado de ansiedade como sendo uma manifestação transitória de sentimentos de insegurança. Os valores da área e do COP nas gestantes foram maiores do que os encontrados no grupo não-gestante. Porém, com relação à ansiedade pôde-se concluir que as gestantes que apresentaram escores mais altos de ansiedade, tiveram um maior declínio na estabilidade postural.

De acordo com os resultados referentes à qualidade de vida pode-se observar que o domínio físico foi o que mais decresceu em porcentagem de respostas, principalmente no terceiro trimestre gestacional. O domínio físico do Questionário WHOQOL-bref apresenta a percepção da gestante quanto à dor e desconforto; energia e fadiga; sono e repouso; mobilidade; atividades de vida cotidiana; dependência de medicação ou de tratamento; e capacidade de trabalho²¹. Além disso, este domínio se

correlacionou positivamente com o valor do pico 2 no membro não-dominante, ao final da gestação, reforçando a idéia de que a redução na força de propulsão da marcha pode estar associada a uma maior instabilidade postural, reduzindo a capacidade funcional da gestante.

Lou *et al*³⁵ avaliaram a tarefa de sentar e levantar durante as diferentes fases da gestação, e encontraram que o mecanismo envolvido nessa tarefa é afetado pelas mudanças físicas na gestante, principalmente no terceiro trimestre, pelo aumento da sobrecarga na articulação do joelho e diminuição do torque na articulação do quadril.

5.6 CONCLUSÃO

Foi possível verificar que, logo no início da gestação, o organismo feminino parece já sofrer adaptações no controle postural, e no decorrer dos trimestres ocorreu uma redução da estabilidade postural. Comparadas ao grupo controle, as gestantes apresentaram maiores áreas de deslocamento do COP, maior período de tempo na primeira fase de aceitação do peso, menores valores dos picos 1 e 2 da componente vertical e menores valores máximo e mínimo da componente horizontal ântero-posterior da FRS, possivelmente indicando uma redução na velocidade e na força de propulsão da marcha. Com relação à qualidade de vida, o domínio físico foi o mais afetado logo no primeiro trimestre, apresentando menores valores principalmente ao final da gestação.

5.7 REFERÊNCIAS

1. Marnach ML, Ramin KD, Ramsey PS, Song SW, Stensland JJ, An KN. Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstet Gynecol.* 2003;101(2):331-5.
2. Ritchie JR. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clin Obstet and Gynecol.* 2003;46(2):456-66.
3. Alvarez R, Stokes IAF, Asprinio DE, Trevino S, Braun T. Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg.* 1988;70(2):271-4.
4. Paul JA, Sallé H, Frings-Dresen MHW. Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. *Clin Biomech.* 1996;11(2):111-5.
5. Niska M, Sofer D, Porat A, Howard CB, Levi A, Meizner I. Planter foot pressures in pregnant women. *Isr J Med Sci.* 1997;33(2):139-46.
6. Butler EE, Colón I, Druzin ML, Rose J. Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *Am J of Obstet Gynecol.* 2006;195(4):1104-8.

7. Mochizuki L, Duarte M, Amadio AC, Zatsiorsky VM, Latash ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *J Appl Biomech.* 2006;22:51-60.
8. Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Rev Port Cien Desp.* 2003;3(3):77-83.
9. Van Wegen EEH, Van Emmerik REA, Riccio GE. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. *Hum Mov Sci.* 2002;21(1):61-84.
10. Dumas GA, Reid JG, Wolfe LA, Griffin MP, McGrath MJ. Exercise, posture and back pain during pregnancy. *Clin Biomech.* 1995;10(2):98-109.
11. Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Effect of pregnancy on trunk range of motion when sitting and standing. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2002;81:1011-20.
12. Bird AR, Menz HB, Hyde CC. The effect of pregnancy on footprint parameters. A prospective investigation. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 1999;89(8):405-9.
13. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability during pregnancy. *Journal of Biomechanics.* 2010;43:2434-9.
14. Jang J, Hsiao KT, Hsiao-Weckler ET. Balance (perceived and actual) and preferred stance width during pregnancy. *Clin. Biomech.* 2008;23:468-76.
15. Alexander GR, Tompkins ME, Cornely DA. Gestational age reporting and preterm delivery. *Public Health Reports.* 1990;105(3):267-75.
16. Rossavick LK, Fishburne JI. Conceptional age, menstrual age, and ultrasound age: A second trimester comparison of pregnancies of known conceptional date with pregnancies dated from the last menstrual period. *Obstetrics & Gynecology.* 1989;73:243-9.
17. Atalah SE, Castillo LC, Castro SR, Aldea PA. Propuesta de un nuevo estándar de evaluación nutricional en embarazadas. *Rev Med Chile.* 1997;125:1429-36.
18. Hamil J, Knutzen KM. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole. 1999;532p.
19. The WHOQOL Grou.. The World Health Organization quality of life assessment (WHOQOL): position paper from the World Health Organization. *Social Science and Medicine.* 1995;10:1403-9.
20. Fleck MPA, Louzada S, Xavier M, Chachamovick E, Vieira G, Santos L et al. Desenvolvimento da versão em português do instrumento de avaliação de qualidade de vida da Organização Mundial da Saúde (WHOQOL-100). *Rev Bras Psiquiatr.* 1999;2(1):19-28.

21. Fleck MPA, Louzada S, Xavier M, Chachamovick E, Vieira G, Santos L et al. Aplicação da versão em português do instrumento abreviado de avaliação da qualidade de vida "WHOQOL-bref". *Rev Saúde Pública*. 2000; 34(2):178-83.
22. Ireland ML, Ott SM. The effects of pregnancy on the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;372:169-79.
23. Alvarez R, Stokes I.A, Asprinio DE, Trevino S, Braun T. Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg Am*. 1988;70(2):271-4.
24. To WWK, Cheung W. The relationship between weight gain in pregnancy, birth-weight and postpartum weight retention. *J Obstet Gynaecol*. 1998;38(2):176-9.
25. Oliveira LF, Vieira TMM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J. Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *Eur J of Obstet Gynecol and Reprod Bio*. 2009;147:25-8.
26. Laros RK Jr. Physiology of normal pregnancy. In: Wilson JR, Carrington ER. *Obstetrics and Gynecology*. Ed 9. St. Louis: Mosby Year Book; 1991:242.
27. MacLennan AH. The role of the hormone relaxin in human reproduction and pelvic girdle relaxation. *Scand J Rheumatol Suppl*. 1991;88:7-15.
28. Heckman JD, Sassard R. Musculoskeletal considerations in pregnancy. *J Bone Joint Surg*. 1994;76(11):1720-30.
29. Santos MRS, Gil BMCT, Marques AS, Boas JPV, Silva JF. Comparative analysis of the ground reaction forces, during the support phase, in a group of pregnant women on their 3rd trimester of pregnancy and in a group of not pregnant women. *Fisioter. Mov*. Jan/mar 2008;21(1):95-103.
30. Perry J. *Análise de marcha*. São Paulo: Manole. 2005;vol.1.
31. Golomer E, Ducher D, Arfi GS, Sud R. Simple locomotion and during load carrying in pregnant women. *J Gynecol Obstet Biol Reprod*. 1991;20(3):406-12.
32. Foti T, Davids JR, Bagley A. A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *J Bone Joint Surg*. 2000;82:625-32.
33. Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Waterloo, Ont: University of Waterloo Press. 1991;143p.
34. Nagai M, Isida M, Saitoh J, Hirata Y, Natori H, Wada M. Characteristics of the control of standing posture during pregnancy. *Neuroscience Letters*. 2009;462:130-4.
35. Lou SZ, Chou YL, Chou PH, Lin CJ, Chen UC, Su FC. Sit-to-stand at different periods of pregnancy. *Clinical Biomechanics*. 2001;16:194-8.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados desta pesquisa possibilitaram inferir que as alterações que ocorrem durante a gestação afetam o sistema músculo-esquelético, de forma que a gestante busca tentativas para minimizar os efeitos de uma possível instabilidade do controle postural estático e dinâmico, que pode aumentar o risco de quedas e ocasionar dores e/ou desconfortos, gerando um impacto direto na saúde e qualidade de vida da gestante. Dessa forma, torna-se possível a elaboração de um plano de cuidado terapêutico mais voltado aos aspectos preventivos, que vise melhorar a qualidade da atenção oferecida durante o pré-natal pelos profissionais de saúde.

Sob o ponto de vista fisioterapêutico, pode-se melhorar a força e as condições das estruturas de sustentação do corpo. A cinesioterapia, muito utilizada por fisioterapeutas, ajuda na manutenção do equilíbrio evitando quedas, promove adaptações biomecânicas mais eficientes reduzindo os impactos sobre as articulações, além de atuar na prevenção ou controle do estresse e das dores referidas nos segmentos lombar e pélvico.

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos
Via Washington Luís, km. 235 - Caixa Postal 676
Fones: (016) 3351.8109 / 3351.8110
Fax: (016) 3361.3176
CEP 13560-970 - São Carlos - SP - Brasil
propg@power.ufscar.br - <http://www.propg.ufscar.br/>

CAAE 0067.0.135.000-09

Título do Projeto: Adaptações no controle postural estático e dinâmico associadas ao aparecimento de desconfortos músculo-esqueléticos durante a gestação

Classificação: Grupo III

Procedência: Departamento de Medicina

Pesquisadores (as): Ana Sílvia Moccellini, Patrícia Driusso (orientadora), Beatriz da Silva Firmento (colaboradora), Evelise Achete Mendes (colaboradora)

Processo nº.: 23112.002162/2009-52

Parecer Nº. 280/2009

1. Normas a serem seguidas

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente em ___/___/___ e ao término do estudo.

2. Avaliação do projeto

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CEP/UFSCar) analisou o projeto de pesquisa acima identificado e considerando os pareceres do relator e do revisor DELIBEROU:

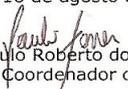
As pendências apontadas no Parecer nº. 267/2009, de 31 de julho, foram satisfatoriamente resolvidas.

O projeto atende as exigências contidas na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

3. Conclusão:

Projeto aprovado

São Carlos, 10 de agosto de 2009.


Paulo Roberto dos Santos Ferreira
Coordenador do CEP/UFSCar

(Res. 251/97, item III.2.e)

Nacional de Saúde.

APÊNDICE A
ARTIGO REFERENTE AO ESTUDO I SUBMETIDO À
REVISTA *CLINICAL BIOMECHANICS*

Static postural control assessment during pregnancy.

A.S. Moccellin¹, P. Driusso², P.H.L Costa³, F.G.S.A Nora⁴

¹ Physical Therapist. Specialist in Family and Community Health, graduate student (MSc) of the Physical Therapy Graduate Program, Federal University of São Carlos - UFSCar, São Carlos / SP, Brazil. Via Washington Luís, Km 235, CP676, São Carlos – SP, Brazil.

² Physical Therapist. PhD. Physical Therapy Department, Federal University of São Carlos - UFSCar, São Carlos / SP, Brazil. Via Washington Luís, Km 235, CP676, São Carlos – SP, Brazil.

³ Physical Educator. PhD. Physical Education and Human Motricity Department, Federal University of São Carlos, São Carlos, Brazil. Via Washington Luís, Km 235, CP676, São Carlos - SP, Brazil.

⁴ Physical Educator, graduate student (PhD) of the Physical Therapy Graduate Program, Federal University of São Carlos - UFSCar, São Carlos / SP, Brazil. Via Washington Luís, Km 235, CP676, São Carlos – SP, Brazil.

Keywords: pregnancy, postural control, centre of pressure, instability.

Acknowledgements: Research supported by Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq, process #130391/2010-7)

Correspondence to: Ana Silvia Moccellin. Rua Eugenio de Andrade Egas, 572 – Vila Brasília – São Carlos / SP. Brazil. CEP: 13.566-611. E-mail: anamoc33@yahoo.com.br

Abstract

Introduction: The hormonal and anatomic changes during pregnancy affect the musculoskeletal system and may lead to instability of static postural control and increased risk of falls, causing a direct impact on mother's health and quality of life.

Objectives: The aim of this study was to analyze changes in static postural control during the three trimesters of pregnancy, using variables derived from the center of pressure (COP).

Methods: This is a descriptive study in which posturographic tests were applied in four still standing positions, for three trials, with a combination of different visual conditions (eyes open - EO/eyes closed - EC) and support base configurations on 29 non-pregnant women (C) and 13 pregnant women during the gestational period (G1, G2 and G3). For static postural control assessment, a force plate (Bertec®) was used, and the variables analyzed were statokinesigram, displacement amplitude, displacement velocity and sway frequency.

Results: The results demonstrate that, early in pregnancy, the woman's body seems to be already adapted for postural control, probably due to hormonal factors, and during the trimesters there is a decrease in postural stability, observed as an increase in the elliptical areas, amplitudes of COP displacement and velocity of COP displacement. Furthermore, there is an increased dependency on visual cues to maintain balance during pregnancy.

Keywords: pregnancy, postural control, centre of pressure, instability.

INTRODUCTION

During pregnancy, the female body undergoes many hormonal and anatomic changes, which may cause musculoskeletal complaints, in addition to affecting the pregnant woman's balance (Heckman and Sassard, 1994; Vullo et al., 1996; Ireland and Ott, 2000).

The increased mobility of the sacroiliac joint and pubic symphysis caused mainly by increased concentrations of the hormone relaxin between the 10th and the 12th weeks of pregnancy, along with the normal weight gain that occurs during pregnancy, may cause discomfort in joints of the pelvis, hip, knees and feet (Marnach et al., 2003; Ritchie, 2003; Alvarez et al., 1988; Paul 1996). Approximately half of this weight is concentrated in the abdominal area anterior to the line of gravity, shifting the center of gravity (CG), which may contribute to postural instability (Niska et al., 1997; Butler et al., 2006; Mochizuki et al., 2006).

The aim of postural control is to keep the body within the limits of the support base, reducing sway of center of mass (COM) and of center of pressure (COP), which is the result of forces applied on the support/ground (Mochizuki et al., 2006; Mochizuki and Amadio, 2003; Van Wegen et al., 2002).

The COM displacement is the variable that actually indicates the whole body sway, and the COP is, in fact, the neuromuscular response to the COM displacement. These two variables express different concepts, but in specific situations, such as in static erect posture, may present similar values (Duarte and Freitas, 2010).

The COP data refers to the measure of position defined by two coordinates on the plate surface. These coordinates depend on the orientation of the individual assessed, the anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) directions, and can be visualized in two different ways: by a statokinesigram (a map of the COP in the AP direction versus the COP in the ML direction) or by a stabilogram (a time series of the COP in each of the directions, AP and ML). Thus, the evaluation of COP sway as a force plate measure may be a way to observe the static postural control behavior (Duarte and Freitas, 2010).

The impact of pregnancy on the musculoskeletal system results in adjustments of the static posture of women, which may impair their everyday tasks and increase the risk of falls (Dumas et al., 1995; Gilleard et al., 2002). However, few studies evaluated adaptations in postural control during pregnancy and most of them differ with respect to the control pattern adopted, interfering in a preventive intervention.

Recently, Oliveira et al. (2009) analyzed changes in body sway over the course of pregnancy by stabilogram and observed a decrease in postural control in situations of a reduced support base or with eyes closed. Ribas & Guirro (2007) analyzed plantar pressure and postural balance during the three trimesters of pregnancy and found a significant reduction on postural balance on the third trimester, associated with greater AP displacement during this period. Butler et al. (2006) concluded that postural stability declines gradually during pregnancy and remains diminished at 6 to 8 weeks after delivery. This study also indicated that there is an increased dependency on visual cues to maintain balance during pregnancy.

The lack of research characterizing the changes in static postural control of pregnant women and the inconsistency among the mentioned studies highlight the need for more studies to investigate the occurrence of postural adaptations during pregnancy.

Thus, the purpose of the present study was to analyze changes in static postural control during the three trimesters, using variables derived from the COP, as well as observing relationships between these variables and anthropometric characteristics of the volunteers.

METHODS

The study was approved by Ethics Committee on Human Research at the Federal University of São Carlos (report #280/2009) - UFSCar as determined by the resolution 196/96 of the National Health Council.

Participants

The study was disclosed on radio, local television news and local newspaper. Fifty-one pregnant women were interested in participating of the study; 27 of them were excluded, so 24 were selected and 13 completed the study (26.07 ± 5.64 years). To establish a control baseline 29 non-pregnant women were recruited, constituting the control group (26.07 ± 3.98 years).

Inclusion criteria were: to be nonsmoking and non-alcoholic, to have not undergone any surgeries on the spine, pelvis, hip or knee and any conditions previous to the assessment that could affect postural stability. In addition, women should present low-risk and a single-fetus pregnancy, with no incidents during the gestational period. Figure 1 shows the study flowchart representing the sample loss, as well as the reasons for their exclusion.

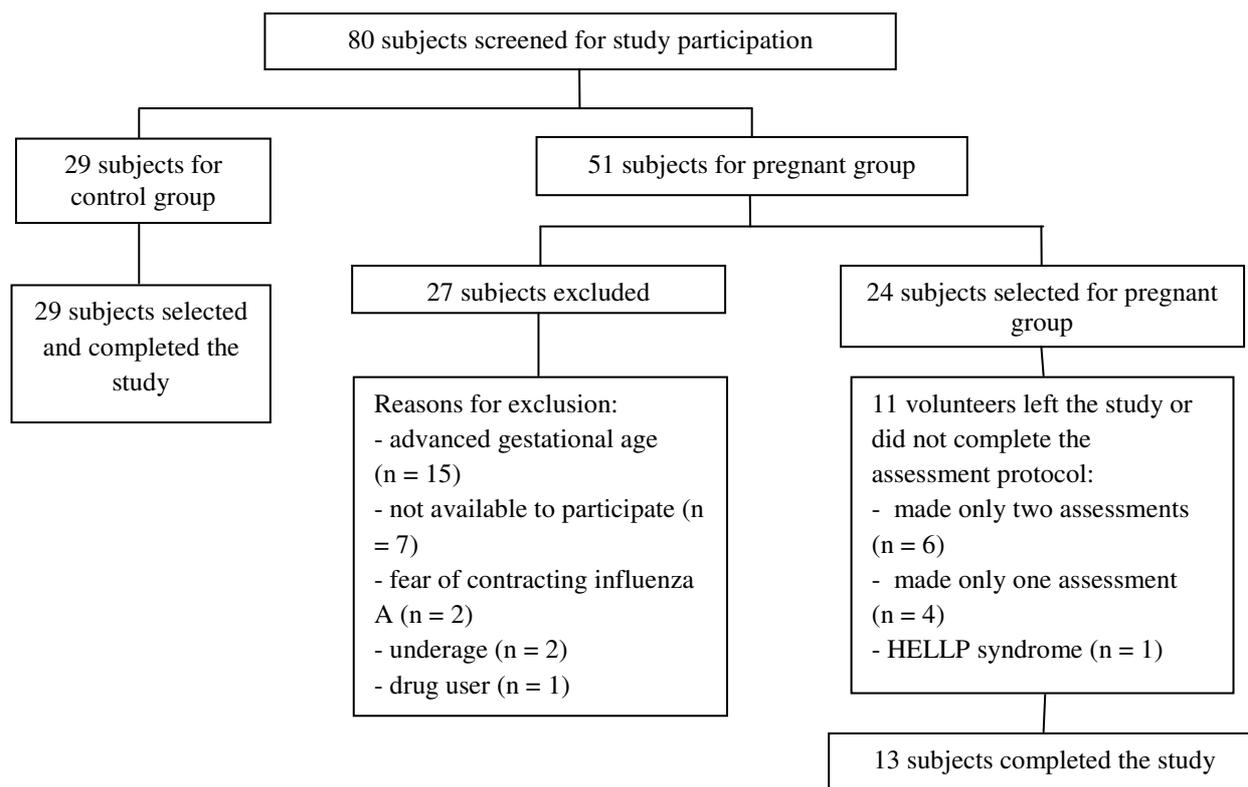


Figure 1. Study flowchart.

Experimental procedure

This study was developed at the Biomechanics Evaluation, Learning and Training Laboratory at the Center for Multidisciplinary Analysis of Movement, Department of Physical Education and Human Motricity, Federal University of Sao Carlos, Sao Carlos, Brazil.

Women underwent an initial assessment through individual interviews using a questionnaire to record personal data, lifestyle, personal history, medications, gynecological and obstetrical history.

Pregnant women were evaluated at three different times, between 10th-14th (G1), 22th-24th (G2) and 32th-34th (G3) gestational week, according to last menstrual period (Alexander et al., 1990) and/or the first ultrasound during pregnancy (Rossavick and Fishburne, 1989). Subjects of control group (C) were evaluated only once, and compared to G1. All evaluations of control group and G1, G2 and G3 followed the same protocol.

The pregnant Body Mass Index was calculated based on Atalah's table (Atalah et al., 1997).

The experimental protocol consisted of static posturographic assessment of women on a force plate. In each evaluation, the force plate was calibrated in horizontal (AP and ML) and vertical directions.

Evaluations were carried out with volunteers barefoot. They were oriented to stare at an eye-level height point located 2 m away from the force plate during the assessment. They performed three 60-s trials for each situation: bipedal support posture with feet together and eyes opened (BEO) and closed (BEC), and bipedal support posture with feet aligned in tandem position with eyes open, alternating right leg (TRL) and left leg (TLL) in the front, as shown in Figure 2. The sampling rates of COP signal was set at 100Hz.



Figure 2. Postures assessed on a force plate. A: bipedal eyes open and closed B: tandem right leg; C: tandem left leg.

Throughout the evaluation, a physical therapist remained next to the volunteer for orientation and fall prevention. For each trial, a text file (.txt) with data from the three force components and moments of force was generated.

The COP parameters were processed using the MatLab software (MATH WORKS version 7.6.0.324, R2008a). Data were filtered with a 1st order Butterworth, low-pass filter, cutoff frequency of 5Hz. Variables analyzed were statokinesigram (analytically evaluated by an ellipse containing 85.35% of the sample data), range of COP displacement (AP and ML), COP velocity (AP and ML) and COP sway frequency (AP and ML). For statistical analysis, mean values among the three trials were used.

Statistical analysis

Data were entered in Excel and analyzed using the *Statistica* software and by descriptive techniques (tables and graphs). Data were analyzed using nonparametric

tests as some variables did not present a normal distribution by *Shapiro-Wilk* test. The *Friedman* test was used to determine changes within pregnant women over time, and on significant case *Wilcoxon* test was applied to discriminate differences. Statistical differences between pregnant and control subjects were determined with *Mann-Whitney* test. Correlation analysis between weight and COP variables was performed using the *Spearman* test. The level of significance was set to 5% ($p \leq 0.05$). Data are expressed as mean \pm SD.

RESULTS

Table 1 presents the characteristics of pregnant and control groups. There was significant difference in variable weight between groups C and G1 ($p = 0.040$). The mean and SD of weight gain from first to third trimester was 10.49 (S.D. 1.59) kg. The pregnant women maintained a BMI within limits considered appropriate throughout gestational weeks.

Table 1. Characteristics of pregnant and control subject groups.

Characteristics	Control	1 th trimester	2 th trimester	3 th trimester
Gestational week	-	13.08 \pm 2.14	23.23 \pm 1.59	33.38 \pm 1.19
Age (years)	26.07 \pm 3.98	29.15 \pm 5.64	29.23 \pm 5.79	29.46 \pm 5.83
Height (m)	1.63 \pm 0.07	1.64 \pm 0.09	1.64 \pm 0.09	1.64 \pm 0.09
Weight (kg)	59.21 \pm 10.75	66.24 \pm 13.34* ^C	71.26 \pm 13.49	76.73 \pm 14.93
BMI (kg/m ²)	22.25 \pm 3.60	24.60 \pm 4.39	26.52 \pm 4.33	28.47 \pm 4.66

*^C vs control group.

Figure 3 represents the COP elliptical areas in the four positions analyzed. The G1 areas were greater than the control group areas in all positions, indicating more instability in G1, but there was no significant difference either between groups C and G1, or between G1, G2 and G3.

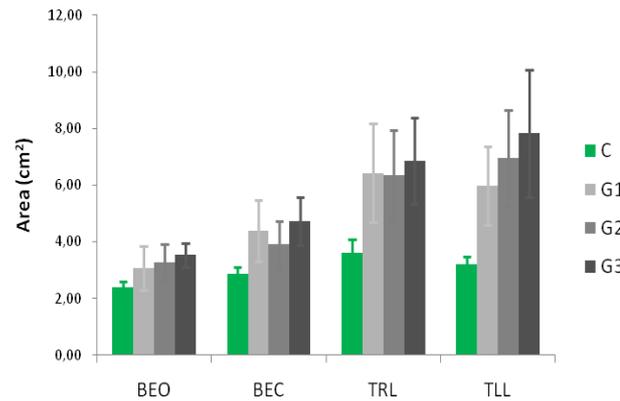


Figure 3. COP elliptical areas (cm²) for control group (C), first (G1), second (G2) and third (G3) trimesters. BEO: bipedal eyes open; BEC: bipedal eyes closed; TRL: tandem right leg; TLL: tandem left leg.

Figure 4 presents the mean values of the range of COP displacement (cm) ML and AP in the three positions with eyes open: bipedal, tandem right leg and tandem left leg. There was no significant difference in the comparison of the control group with G1, or between the groups.

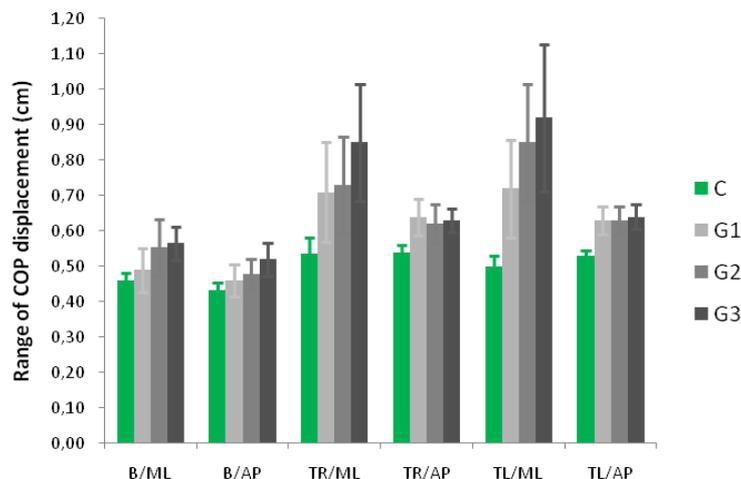


Figure 4. Medial-lateral (ML) and anterior-posterior (AP) COP displacements (cm) for control group (C), first (G1), second (G2) and third (G3) trimesters. B/ML: ML displacement in bipedal stance; B/AP: AP displacement in bipedal stance; TR/ML: ML displacement in tandem right leg position; TR/AP: AP displacement in tandem right leg position; TL/ML: ML displacement in tandem left leg position; TL/AP: AP displacement in tandem left leg position.

Figure 5 represents the ML and AP COP velocity (cm/s) values for the four positions. There was no significant difference between groups, but there was a tendency for ML and AP displacement velocities of control group to be lower in all positions when compared to the velocity values of the first trimester, except the ML velocity in

BEC position, which was similar in both groups. During pregnancy, displacement velocities increased in BEO position, in BEC position toward AP and in TLL position toward ML; however, they did not significantly differ.

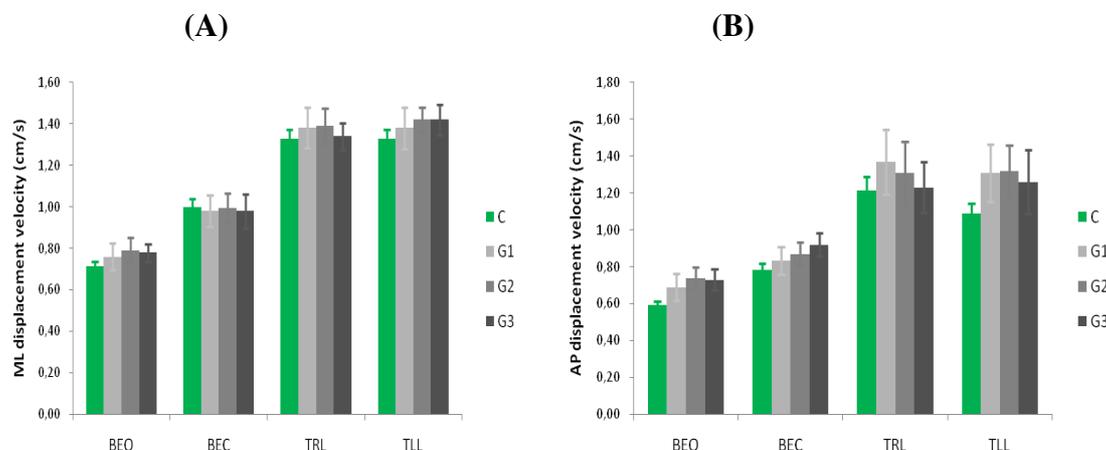


Figure 5. Medial-lateral (ML) and anterior-posterior (AP) COP displacement velocities (cm/s) for control group (C), first (G1), second (G2) and third (G3) trimesters. A: Medial-lateral (ML) displacement velocity; B: Anterior-posterior (AP) displacement velocity; BEO: bipedal eyes open; BEC: bipedal eyes closed; TRL: tandem right leg; TLL: tandem left leg.

COP sway frequency (Hz) for ML and AP directions in the four positions are shown in Figure 6. Data show that ML and AP direction sway frequencies of control group were higher when compared to values found in G1. During the gestational period, from G1 to G3, in BEO and BEC positions, the frequency changed little or decreased, and in TRL and TLL positions, the values decreased.

On the same figure, the sway frequency reference values for adults are shown (Soames and Atha, 1982). In BEO and BEC positions, the ML and AP sway frequencies were close to minimum reference values. However, in TRL and TLL positions, averages of control and G1 groups in ML direction were close to the maximum reference values, whereas in AP direction, averages of both groups lie in the reference values range.

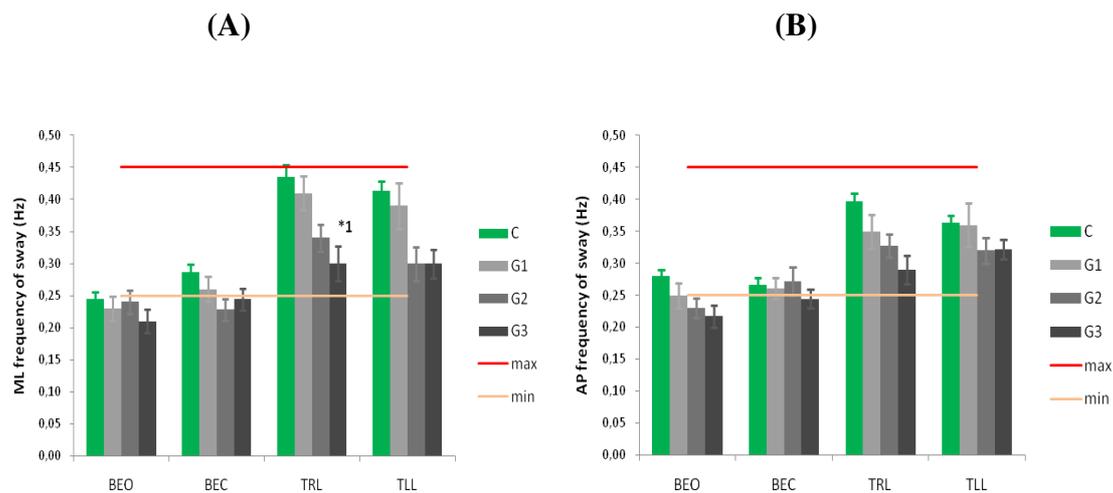


Figure 6. COP sway frequencies (Hz) for control group (C), first (G1), second (G2) and third (G3) trimesters. A: medial-lateral (ML) sway frequency; B: anterior-posterior (AP) sway frequency. BEO: bipedal eyes open; BEC: bipedal eyes closed; TRL: tandem right leg; TLL: tandem left leg. Max: maximum reference value in adults (0.45 Hz), Min: minimum reference value in adults (0.25 Hz), according to Soames & Atha²². * Significant *Friedman* test ($p < 0.05$).

There was positive significant correlation ($p < 0.05$) between weight and anterior-posterior sway frequency in TRL position in G1 ($r = 0.681$) and in BEC position in G2 ($r = 0.680$).

DISCUSSION

Postural balance assessment during pregnancy by different protocols (support base configurations and visual condition) has not been much studied. However, understanding the postural control adaptations during pregnancy may contribute to development and application of therapeutic methods in order to prevent postural instability and falls.

Pregnant and control groups had similar physical characteristics, indicating the homogeneity of the sample. Among the three trimesters of pregnancy, despite the significant increase of weight from G1 to G3, we found no significant difference between values.

The enlarging uterus, fetus and breasts, the increased blood volume, extravasation of extracellular fluid and water retention are the main causes of weight gain during pregnancy (Ireland and Ott, 2000). However, 20% of this weight gain might increase joint overload by as much as 100% (Ritchie, 2003). On average, a woman will gain approximately 11kg during pregnancy, but only 30-40% of pregnant women gain

weight within the ideal recommended range (To and Cheung, 1998). In this study, women had a weight gain within the recommended range ($10.49 \pm 1.59\text{kg}$).

Statokinesigram area appeared to be a good indicator of body movement for the positions analyzed in this study. As the difficulty of position was increased (BEO \rightarrow BOC \rightarrow TRL/TLL) the areas values were larger, revealing a postural control instability in the presence of more complex conditions such as vision occlusion and support base narrowing.

Other studies also show the influence of the support base configuration (wide/narrow) and visual condition (eyes open/closed) on the COP displacement area. Oliveira et al. (2009) conducted stabilometric tests with 20 pregnant women during the three trimesters of pregnancy combining different visual conditions (EO/EC) and support base (feet together/apart). The authors found lower values of the COP displacement areas in eyes open and feet apart position, and higher values in eyes closed and feet together position, as in our study.

In comparison of elliptical areas between control and G1 groups, in all positions, pregnant women had higher COP displacement area. This difference early on first trimester can be explained by increased ligamentous laxity in sacroiliac joint and pubic symphysis, in order to favor the passage of the fetus during labor. This laxity may also occur in feet joints, causing postural instability. The relaxin hormone has been identified, in some studies, as a major contributor to these changes (Ritchie, 2003; Laros, 1991; MacLennan, 1991). Its concentration is elevated during the first trimester and then decline early in the second trimester to a level that remains stable throughout the rest of the pregnancy and into labor (Heckman and Sassard, 1994).

Our results show similarity between AP and ML COP displacement in bipedal stance, which can be explained by the fact that, when feet are kept together, the support base is analogously configured as a square with the center of gravity (CG) representing the midpoint between the two directions. Likewise, it is believed that by separating feet, the support base expands, which increases the AP displacement in relation to ML.

Ribas & Guirro (2007) analyzed the plantar pressure and postural balance during pregnancy, in bipedal stance with feet apart and open eyes. It was observed that the AP displacement amplitudes in the third trimester were higher compared to the first trimester, whereas in the ML direction there was no significant difference between groups. Mochizuki et al. (2006) investigated, in healthy adults, changes in postural sway (ML and AP displacement) associated with changes in the support base dimensions. The

volunteers had higher AP displacement values when compared to ML displacement when placed in a larger support area. However, by reducing the area to a square, both the ML and AP direction values increased, which was also observed in our study.

In tandem right and left positions, due to the narrowing of support base, we found larger ML displacement amplitudes, especially in G3, due to the higher weight presented by pregnant women in this period, while the AP displacement was maintained throughout the trimesters.

According to Butler et al. (2006), decrease in postural stability in pregnant women is related to increase in CG height and weight gain due to fetal development. These authors evaluated postural adaptations during pregnancy and the postpartum period, and found that during the first trimester, pregnant women still preserve their postural stability, but in the second and third trimesters, the range of COP displacement increases, affecting the postural equilibrium. Thus, they concluded that postural stability declines during pregnancy and remain low until 6-8 weeks postpartum.

Under conditions of instability, the central nervous system can alter the foot trajectory quickly to ensure that balance is not jeopardized (Reynolds and Day, 2005). Regarding the COP displacement velocities in the control group compared to G1, in all positions and in both directions, the values were lower for the control group, except in ML displacement velocity in BEC position, which showed similar results in two groups. This proves that in the first trimester, changes in postural control already occur to compensate the anatomical, hormonal and joints changes that can cause postural instability in a pregnant woman.

During pregnancy, velocities in BEO and BEC positions remained constant or slightly increased in both ML and AP directions. If we observe the ML and AP displacement in these same positions, we will see that they were similar in both the BEO and BEC as G1 to G3. This was because the COP displacement velocity in those positions was maintained or slightly increased. If we compare the velocities of bipedal feet together and bipedal feet in line (tandem) positions, we can conclude that velocities of adjustments to maintain postural equilibrium with lower support base positions are necessarily higher.

Besides COP variability and velocity, the sway frequency has also been used to examine the postural control system. Regarding the AP and ML frequency of COP sway, lower frequency values indicate lower difference between the COM and COP, therefore, reflect a greater postural stability (Duarte and Freitas, 2010). The results show

that control group presented higher frequencies of COP sway compared to the values found in the first trimester. This is interesting, since it was expected that in control group the sway frequencies would be lower due to greater postural stability found in this group. Thus, the behavior of postural control cannot be described taking into account only isolated COP variables.

Therefore, if we look at COP variable values in control group and compare them to G1, we will have smaller AP and ML displacement, ML and AP displacement velocities with values close to those found in G1. Thus, the COP covers smaller areas with a similar velocity to the first trimester, a fact that increases the sway frequency of control group, a reasoning that also explains the frequencies during the gestational period.

The reference values for the frequencies of COP sway presented are predominantly found in healthy adults (Soames and Atha, 1982). That does not mean that it is inappropriate to have values below the minimum. However, values above the maximum could imply relative postural control instability.

As for the correlation between body mass and AP sway frequency in BEC position in G2, due to mass gain focus in abdominal area anterior to the gravity line, the CG is moved forward causing postural control instability.

In this study, we intentionally increased the difficulty of the static tests either by vision occlusion (BEC) or by support base narrowing (TRL and TLL). The influence of the support base configuration in postural control has been previously discussed. As for the visual condition, our results showed that all COP variables values were higher for eyes closed condition. So, as also found in the study by Costa et al. (2009), we concluded that given momentary absence of vision, the COP displacement increases and the body starts to use more rapid adjustment mechanisms to stabilize the upright posture, through higher velocity and sway frequency, in order to approximate COP and COM more quickly.

Our results were consistent with most recent studies to evaluate the static postural control in pregnant women. The differences found may be due to use of different assessment protocols and lack of standardization in methods of COP analysis, such as number of trials, testing time, distance from the visual field and sampling rates. For our study we used the posturography standardization recommended by Duarte & Freitas (2010).

Despite the small sample size due to the high sample loss, our study showed that there is a decline in postural stability and an increase reliance on vision for maintaining postural balance during pregnancy. It is suggested that further studies use larger sample sizes and assess postural control of pregnant women in the presence of a slight balance perturbation, which could mimic real life situations.

CONCLUSION

In conclusion, early in pregnancy, the woman's body seems to already change postural control, and during the trimesters there is a reduction in postural stability. Furthermore, vision is an important factor in maintaining postural balance. The clinical application of our results suggest recommendations for practice exercises using different support base configurations and visual conditions, and to encourage the use of a slightly enlarged support base (increasing the ML and AP support base), ensuring an adequate postural control during pregnancy.

REFERENCES

- Alexander GR, Tompkins ME, Cornely DA, 1990. Gestational age reporting and preterm delivery. *Public Health Reports*. 105(3):267-75.
- Alvarez R, Stokes IAF, Asprinio DE, Trevino S, Braun T, 1988. Dimensional changes of the feet in pregnancy. *J Bone Joint Surg*. 70(2):271-4.
- Atalah SE, Castillo LC, Castro SR, Aldea PA, 1997. Propuesta de un nuevo estándar de evaluación nutricional en embarazadas. *Rev Med Chile*. 125:1429-36.
- Butler EE, Colón I, Druzin ML, Rose J, 2006. Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *Am J of Obstet Gynecol*. 195(4):1104-8.
- Costa RMCL, Goroso DG, Lopes JAF, 2009. Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão. *Acta Fisiatr*. 16(1):19-24.
- Duarte M, Freitas SMSF, 2010. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev. Bras. Fisioter*. 14(3):183-92.
- Dumas GA, Reid JG, Wolfe LA, Griffin MP, McGrath MJ, 1995. Exercise, posture and back pain during pregnancy. *Clin Biomech*. 10(2):98-109.
- Gilleard W, Crosbie J, Smith R, 2002. Effect of pregnancy on trunk range of motion when sitting and standing. *Acta Obstet Gynecol Scand*. 81:1011-20.

Heckman JD, Sassard R, 1994. Musculoskeletal considerations in pregnancy. *J Bone Joint Surg.* 76(11):1720-30.

Ireland ML, Ott SM, 2000. The effects of pregnancy on the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat Res.* 372:169-79.

Laros RK Jr, 1991. Physiology of normal pregnancy. In: Wilson JR, Carrington ER. *Obstetrics and Gynecology.* Ed 9. St. Louis: Mosby Year Book; 242p.

MacLennan AH, 1991. The role of the hormone relaxin in human reproduction and pelvic girdle relaxation. *Scand J Rheumatol Suppl.* 88:7-15.

Marnach ML, Ramin KD, Ramsey PS, Song SW, Stensland JJ, An KN, 2003. Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstet Gynecol.* 101(2):331-5.

Mochizuki L, Amadio AC, 2003. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Rev Port Cien Desp.* 3(3):77-83.

Mochizuki L, Duarte M, Amadio AC, Zatsiorsky VM, Latash ML, 2006. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *J Appl Biomech.* 22:51-60.

Niska M, Sofer D, Porat A, Howard CB, Levi A, Meizner I, 1997. Planter foot pressures in pregnant women. *Isr J Med Sci.* 33(2):139-46.

Oliveira LF, Vieira TMM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J, 2009. Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *Eur J of Obstet Gynecol and Reprod Bio.* 147:25-8.

Paul JA, Sallé H, Frings-Dresen MHW, 1996. Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. *Clin Biomech.* 11(2):111-5.

Reynolds RF, Day BL, 2005. Rapid visuo-motor processes drive the leg regardless of balance constraints. *Current Biology.* 15(2):48-9.

Ribas SI, Guirro ECO, 2007. Análise da pressão plantar e do equilíbrio postural em diferentes fases da gestação. *Rev. Bras. Fisiot.* 11(5):391-6.

Ritchie JR, 2003. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clin Obstet and Gynecol.* 46(2):456-66.

Rossavick LK, Fishburne JI, 1989. Conceptional age, menstrual age, and ultrasound age: A second trimester comparison of pregnancies of known conceptional date with pregnancies dated from the last menstrual period. *Obstetrics & Gynecology.* 73:243-9.

Soames RW, Atha J, 1982. The spectral characteristics of postural sway behavior. *Euro Journal of Applied Phys.* 49:169-77.

To WWK, Cheung W, 1998. The relationship between weight gain in pregnancy, birth-weight and postpartum weight retention. *J Obstet Gynaecol.* 38(2):176-9.

Van Wegen EEH, Van Emmerik REA, Riccio GE, 2002. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. *Hum Mov Sci.* 21(1):61-84.

Vullo VJ, Richardson JK, Hurvitz EA, 1996. Hip, knee, and foot pain during pregnancy and the postpartum period. *J Fam Pract.* 43(1):63-8.

APÊNDICE B
FICHA DE AVALIAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado para participar do projeto *Adaptações no controle postural estático e dinâmico associadas ao aparecimento de desconfortos músculo-esqueléticos durante a gestação*. O objetivo deste projeto é verificar se as adaptações no controle postural estático e dinâmico durante a gestação se correlacionam com o aparecimento de dores e/ou desconfortos músculo-esqueléticos nos diferentes trimestres gestacionais.

Você foi selecionada porque está no 1º trimestre de gravidez, mas sua participação não é obrigatória. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a Instituição. Caso você participe, será necessário responder algumas perguntas sobre seus dados pessoais, hábitos de vida, antecedentes pessoais, uso de medicamentos, história ginecológica e obstétrica. Além disso, você deverá passar por três avaliações do controle postural estático e dinâmico durante a sua gestação (uma em cada trimestre), da qualidade de vida e da presença de dores e/ou desconfortos músculo-esqueléticos.

Este experimento é seguro, com risco mínimo à sua saúde, pois envolve a realização de atividades comumente realizadas no seu dia-a-dia, como caminhada leve e manter-se na posição em pé, de forma segura e estável. Se no decorrer do estudo, for percebido qualquer tipo de risco ou dano à sua saúde, não previsto no termo de consentimento, o mesmo será suspenso. O benefício relacionado à sua participação é a avaliação do seu controle postural estático e dinâmico nos diferentes trimestres, visando uma intervenção fisioterapêutica mais eficiente, tanto nos aspectos preventivos da alteração desse controle postural, quanto dos desconfortos músculo-esqueléticos.

A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. As informações obtidas por meio dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os dados não serão divulgados de forma a possibilitar sua identificação, assegurando o anonimato e a sua privacidade. Você terá uma cópia deste Termo, no qual consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

Ana Silvia Moccellini
Rua Eugênio de Andrade Égas, 572 – Vila Brasília – São Carlos
Celular: (16)97687773

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação no projeto e concordo em participar. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSCar, que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km 235 – Caixa Postal 676 – CEP 13.565-905 – São Carlos – SP – Brasil. Fone: (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br.

Local e Data

Assinatura do participante

Data da avaliação:/...../.....

1. Dados demográficos

Nome: _____

Idade: _____

Data de nascimento: _____

Naturalidade: _____

Raça: () branca () negra () oriental

Estado civil: () Com vida conjugal: casado, amasiado () Sem vida conjugal: solteiro, viúvo, divorciado

Escolaridade: () nenhuma () ensino fundamental () ensino médio () superior
() completo () incompleto

Arranjo de moradia: () Sozinho (a) () Com 1 geração () Com 2 ou 3 gerações

Profissão: _____ Ocupação: _____

Tratamentos em andamento: () s () n Qual/

Onde? _____

PSF: _____

Faz pré natal: () sim () não

2. Antecedentes obstétricos

Número de filhos: _____

Número de partos: ____ Vaginal: ____ Cesáreas: ____ Aborto: __ Peso do maior bebê: ____

Tempo entre as gestações: _____

3. QP: _____

4. História da gestação atual

Peso pré-gestacional: _____ Peso atual: _____ Altura: _____ IMC: _____ kg/m²

Idade Gestacional: _____

Náuseas: () sim () não

Vômitos: () sim () não

Sonolência: () sim () não

Fraqueza: () sim () não

Queixa urinária: () sim () não

Dificuldades respiratórias: () sim () não

Dores nas mamas: () sim () não

Edema: () sim () não

Dores musculares: () sim () não

Dores gerais: () sim () não

5. Doenças Associadas: () Hipertensão Arterial; () Diabetes; () Disfunção músculo-esquelética () Disfunção Neurológica () outros

Medicamentos: _____

6. Cirurgias:

Qual? _____ Data: _____

Qual? _____ Data: _____

7. Hábitos de vida

Pratica atividade física : () s () n

Qual:

Frequência:

Tabagismo: () s () n

Etilismo: () s () n

Questionário de Qualidade de Vida (WHOQOL – bref)

Por favor, leia cada questão, veja o que você acha e circule o número que lhe parece a melhor resposta.

		muito ruim	ruim	nem ruim nem boa	boa	muito boa
1	Como você avaliaria sua qualidade de vida?	1	2	3	4	5

		muito insatisfeito	insatisfeito	nem satisfeito nem insatisfeito	satisfeito	muito satisfeito
2	Quão satisfeito(a) você está com a sua saúde?	1	2	3	4	5

As questões seguintes são sobre **o quanto** você tem sentido algumas coisas nas últimas duas semanas.

		nada	muito pouco	mais ou menos	bastante	extremamente
3	Em que medida você acha que sua dor (física) impede você de fazer o que você precisa?	1	2	3	4	5
4	O quanto você precisa de algum tratamento médico para levar sua vida diária?	1	2	3	4	5
5	O quanto você aproveita a vida?	1	2	3	4	5
6	Em que medida você acha que a sua vida tem sentido?	1	2	3	4	5
7	O quanto você consegue se concentrar?	1	2	3	4	5
8	Quão seguro(a) você se sente em sua vida diária?	1	2	3	4	5
9	Quão saudável é o seu ambiente físico (clima, barulho, poluição, atrativos)?	1	2	3	4	5

As questões seguintes perguntam sobre **quão completamente** você tem sentido ou é capaz de fazer certas coisas nestas últimas duas semanas.

		nada	muito pouco	médio	muito	completamente
10	Você tem energia suficiente para seu dia-a-dia?	1	2	3	4	5
11	Você é capaz de aceitar sua aparência física?	1	2	3	4	5
12	Você tem dinheiro suficiente para satisfazer suas necessidades?	1	2	3	4	5
13	Quão disponíveis para você estão as informações que precisa no seu dia-a-dia?	1	2	3	4	5
14	Em que medida você tem oportunidades de atividade de lazer?	1	2	3	4	5

As questões seguintes perguntam sobre **quão bem ou satisfeito** você se sentiu a respeito de vários aspectos de sua vida nas últimas duas semanas.

		muito ruim	ruim	nem ruim nem bom	bom	muito bom
15	Quão bem você é capaz de se locomover?	1	2	3	4	5

		muito insatisfeito	insatisfeito	nem satisfeito nem insatisfeito	satisfeito	muito satisfeito
16	Quão satisfeito(a) você está com o seu sono?	1	2	3	4	5

17	Quão satisfeito(a) você está com sua capacidade de desempenhar as atividades do seu dia-a-dia?	1	2	3	4	5
18	Quão satisfeito(a) você está com sua capacidade para o trabalho?	1	2	3	4	5
19	Quão satisfeito(a) você está consigo mesmo?	1	2	3	4	5
20	Quão satisfeito(a) você está com suas relações pessoais (amigos, parentes, conhecidos, colegas)?	1	2	3	4	5
21	Quão satisfeito(a) você está com sua vida sexual?	1	2	3	4	5
22	Quão satisfeito(a) você está com o apoio que você recebe de seus amigos?	1	2	3	4	5
23	Quão satisfeito(a) você está com as condições do local onde mora?	1	2	3	4	5
24	Quão satisfeito(a) você está com o seu acesso aos serviços de saúde?	1	2	3	4	5
25	Quão satisfeito(a) você está com o seu meio de transporte?	1	2	3	4	5

A questão seguinte refere-se a **com que frequência** você sentiu ou experimentou certas coisas nas últimas duas semanas.

	nunca	algumas vezes	freqüentemente	muito freqüentemente	sempre
26	Com que frequência você tem sentimentos negativos tais como mau humor, desespero, ansiedade, depressão?				
	1	2	3	4	5