

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE / FACIS
MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**ANÁLISE DO CENTRO DE PRESSÃO (COP) NA POSIÇÃO SENTADA DE
ESCOLARES**

**CENTER OF PRESSURE (COP) ANALYSIS IN SEATED POSITION OF
TEENAGERS IN THE SCHOOL ENVIRONMENT**

Aluno: Leandro Borelli de Camargo
Orientador: Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior

Piracicaba / 2015

LEANDRO BORELLI DE CAMARGO

**ANÁLISE DO CENTRO DE PRESSÃO (COP) NA POSIÇÃO SENTADA DE
ESCOLARES**

**CENTER OF PRESSURE (COP) ANALYSIS IN SEATED POSITION OF
TEENAGERS IN THE SCHOOL ENVIRONMENT**

**Dissertação apresentada junto ao
Programa de Pós Graduação da
UNIMEP, como quesito final para
obtenção do título de Mestre em
Ciências do Movimento Humano
sob orientação do Prof. Dr. Guanis
de Barros Vilela Junior.**

Piracicaba / 2015

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP
Bibliotecária: Marjory Harumi Barbosa Hito CRB-8/9128

C172a	Camargo, Leandro Borelli de Análise do centro de pressão (COP) na posição sentada de escolares / Leandro Borelli de Camargo. – 2015. 44 f. : il. ; 30 cm. Orientador: Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior Dissertação (mestrado) – Universidade Metodista de Piracicaba, Ciências do Movimento Humano, 2015. 1. Biomecânica. 2. Equilíbrio-Fisiologia. 3. Postura-Escolas. I. Camargo, Leandro Borelli de. II. Título. CDU – 612.766 (043)
-------	---

ANÁLISE DO CENTRO DE PRESSÃO (COP) NA POSIÇÃO SENTADA DE ESCOLARES

CENTER OF PRESSURE (COP) ANALYSIS IN SEATED POSITION OF TEENAGERS IN THE SCHOOL ENVIRONMENT

Leandro Borelli de Camargo

Prof Dr. Guanís de Barros Vilela Junior (orientador)

Dissertação apresentada junto ao Programa de Pós Graduação da UNIMEP, como quesito final para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano sob orientação do Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior

Banca Examinadora

Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior – UNIMEP
Orientador

Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti – UNIMEP

Prof. Dr. Rodrigo Luiz Vecchi – METROCAMP

Piracicaba / 2015

AGRADECIMENTOS

Gostaria de começar agradecendo ao querido orientador Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior, pela confiança e por acreditar que eu poderia seguir em frente com o sonho da vida acadêmica, aceitando sem medo e apostando na sua competência para tal orientação deste projeto.

Desde já agradeço a banca examinadora, composta pelo Dr. Paulo Henrique Marchetti e Dr. Rodrigo Luiz Vecchi, que mesmo com suas vidas atarefadas dispuseram-se a contribuir preciosamente com este trabalho.

Não posso também deixar de agradecer aos amigos que fiz, aos parceiros que conheci e aos competentes profissionais que em todo tempo, sem medir esforços estiveram juntos ao grupo de pesquisa e desenvolvimento de nosso orientador, e sempre que foram solicitados, manifestaram prontamente sua ajuda. Aos meus queridos companheiros de mestrado e doutorado Fábio Vieira, Gustavo Martins, Heleise Oliveira, Flávia Vieira, Kleber Leal, Raul Casagrande, e Cláudio Novelli. A todos vocês meu muito obrigado.

Agradeço também à minha família, que em todos os momentos estiveram presentes, dando palavras de suporte para que o caminho fosse trilhado e o objetivo alcançado.

Não posso esquecer-me de minha mãe Carmen e de meu filho Arthur que por vezes não pude dar a atenção necessária, mas que compreenderam e apoiaram a continuidade nessa jornada.

RESUMO

Adolescentes passam significativa parte do dia na posição sentada durante as atividades no ambiente escolar. **Objetivo:** analisar o comportamento do Centro de Pressão (COP) durante a realização de duas tarefas comuns na sala de aula, foram elas: Tarefa 1- copiar um texto projetado em uma lousa digital e Tarefa 2: folhear as páginas de um livro com as mãos. **Materiais e Métodos:** 22 sujeitos com 10 – 11 anos de idade, alunos de uma escola particular, sentados sobre uma plataforma de força que reproduzia a altura das carteiras da escola. A plataforma utilizada com taxa de aquisição de dados de 30 Hz, forneceram a posição X e Y do COP durante os 90 s da tarefa 1 e durante a tarefa 2. Foi utilizado um filtro Butterworth com frequência de corte de 10 Hz e posteriormente calculados em ambas as tarefas: a distância percorrida pelo COP; a área da elipse que compreende 95% dos pontos de posição adquiridos (COParea); as velocidades e acelerações nos eixos X e Y; a Velocidade resultante do COP, além do Diagrama de Corlett para avaliar a percepção de desconforto em diferentes regiões do corpo. No tratamento estatístico foi realizada a estatística descritiva das variáveis e testes não paramétricos quando necessário. Os dados de posição foram normalizados pela estatura. Foi realizada também uma Análise Multivariada das Variâncias (MANOVA) para averiguar a existência de efeitos significantes das variáveis independentes sobre as variáveis dependentes escolhidas (Deslocamento do COP, COParea e Velocidade resultante). **Resultados:** A estatura foi a variável que mais influenciou o comportamento do COP durante a execução da tarefa 1 sendo que a Distância percorrida pelo COP e a Velocidade Resultante as que mais são influenciadas pela dupla IMC + Estatura. A variável perceptiva de desconforto utilizada trás à tona potenciais problemas que provavelmente influenciaram as estratégias adotadas pelos sujeitos na execução das tarefas e no comportamento do COP durante as mesmas.

Palavras chave: Centro de Pressão (COP); Biomecânica; Posição sentada.

ABSTRACT

Teenagers spend significant part of the day in the scholar environment sitting still. **Objective:** to analyze the Centre of Pressure (COP) behavior throughout two regular daily handling classroom tasks. Those were: Task 1- write down a text projected on a digital wallboard, and Task 2 - turn to and through the pages of a book. **Materials and Methods:** 22 subjects aged 10 - 11 years old, students at a private school, sit on a force platform which reproduces the height of the school chairs. The platform that was utilized has a 30Hz data acquisition rate, and supplied both X and Y COP positions for the 90s of Task 1 and for Task 2. The Butterworth filter had has been utilized with 10Hz cut-off, and the following have been calculated for both tasks: the distance covered by the COP; the elliptical area which embraces 95% of the acquired positioning points (COParea); the velocities and accelerations on both X and Y axels; the result COP velocity; besides the Corlett Diagram due to evaluate the discomfort perception in several body spots. As statistical treatment, a descriptive statistics has been run for the variables, with non parametric tests whenever it was necessary. It has also been run a Multiple Analisis of Variance (MANOVA) to check the existence of significant effects of the independent variables

over the dependent chosen ones (COP Displacement; COParea; and Resultant velocity). **Results:** The students height was the variable that influenced the most the COP behavior during Task 1 performing, being the Distance covered by the COP and the Resultant Velocity those influenced the most by the gathering BMI + Students Height. The discomfort perceptive variable utilized points potential problems that have probably influenced the strategies adopted for the subjects at both the tasks performance as well as at the COP behavior along both those.

Keywords: Centre of Pressure (COP); Biomechanics; Sit Position

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Variação nos tempos de aquisição.....pag. 14

Quadro 2: Validação WBB.....pag. 20

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Caracterização da amostra– variáveis antropométricas.....
.....pag. 19

Tabela 2: Estatística Descritiva das variáveis obtidas na Tarefa 1: copiar texto projetado na lousa digital.....pag. 25

Tabela 3:– Correlações significantes entre variáveis para na Tarefa 1: copiar texto projetado em uma lousa digital.....pag. 25

Tabela 4: Autovalores (Lambda da Wilks e Maior raiz de Roy), os valores de F e a significância encontrada na MANOVA (2x3).....pag. 26

Tabela 5: Estatística Descritiva das variáveis obtidas na Tarefa 2: folhear páginas de um livro, com as mãos direita e esquerda.....pag. 29

Tabela 6: Correlações significantes entre variáveis para na Tarefa 2: folhear páginas de um livro, com as mãos, direita e esquerda.....pag. 29

Tabela 7: Autovalores (Lambda da Wilks e Maior raiz de Roy), os valores de F e a significância encontrada na MANOVA (2x3).....pag. 30

Tabela 8: Percentuais de respostas – Diagrama de Corlett.....pag. 31

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Modelo esquemático da cadeira utilizada para a coleta de dados do COP.....pag. 20

Figura 2: Interface do software para aquisição dos dados.....pag. 22

Figura 3: Diagrama de Corlett.....pag. 23

Figura 4: Gráfico do Diagrama de Corlett Região Axialpag.33

Figura 5: Gráfico do Diagrama de Corlett Braço Esquerdo.....pag.33

Figura 6: Gráfico do Diagrama de Corlett Braço Direito.....pag.33

Figura 7: Gráfico do Diagrama de Corlett Perna Esquerda.....pag.34

Figura 8: Gráfico do Diagrama de Corlett Perna Direitapag.34

Sumário

1- INTRODUÇÃO.....	10
2- REVISÃO DE LITERATURA	11
2.1- CENTRO DE PRESSÃO (COP)	11
3- OBJETIVOS.....	19
3.1- Geral.....	19
3.2- Específicos	19
4- MÉTODOS.....	20
4.1- AMOSTRA	20
4.2- INSTRUMENTOS	20
4.3- PROCEDIMENTOS	23
4.3.1- TAREFAS DE ANÁLISE.....	24
4.4- TRATAMENTO ESTATÍSTICO	25
5- RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	26
6- CONCLUSÃO.....	36
7- REFERÊNCIAS	37
ANEXO I.....	43
ANEXO II	45

1- INTRODUÇÃO

Biomecânica é uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa com análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano (Amadio et al., n.d.) sendo desta forma muito importante para o desenvolvimento de uma ampla base de dados relativa a informações acerca do movimento humano.

A Biomecânica pode ser também utilizada em diferentes contextos como, por exemplo, nos esportes, para melhorar gestos técnicos, prevenir lesões, para a construção de novos equipamentos, pode também ser utilizada para a promoção de saúde em clínicas e na reabilitação podendo assim melhorar a percepção de qualidade de vida do sujeito, a engenharia no desenvolvimento de acessórios, móveis e mobiliários, no desenvolvimento de próteses e órteses. Através da biomecânica e de suas áreas correlatas podemos analisar as causas e fenômenos do movimento humano.

Uma dessas áreas correlatas é a Biomecânica Ocupacional, que é uma especialidade que está relacionada ao estudo das posturas e tarefas do homem no trabalho, segundo Vanícola, Masseto e Mendes (2004). Dado o fato de que os estudantes passam parte do seu dia no ambiente da escola, e até mesmo em casa desenvolvendo atividades relacionadas ao ambiente escolar, podemos entender então que para o estudante o seu ambiente de trabalho é a escola.

Nos estudos realizados por Ainhagne e Santhiago (2009), foi mencionado que do nascimento até os 20 anos, e principalmente dos 7 aos 14 anos são desenvolvidas as deformidades ósseas, sendo esse último um bom período para correções posturais..

De acordo com Braccialli e Vilarta (2000); Ainhagne e Santhiago (2009), levando em consideração que os estudantes passam um período de quatro a seis horas em escolas, torna-se importante discutir e alertar para alguns problemas encontrados nesse ambiente, sendo a maior parte deste na posição sentada .

A postura sentada, segundo Paraizo e De Moraes (2012), gera 40% a mais de pressão intravertebral quando comparada com a posição em pé, e quando flexionamos o tronco para frente, a situação torna-se pior, chegando a 90%. Essa pressão mantida por longos períodos em crianças em formação podem ocasionar

alterações e desvios posturais, que podem lhe acompanhar e afetar pelo resto de suas vidas.

Portanto os estudos biomecânicos podem ser realizados de maneira qualitativa e quantitativa, podendo essas duas formas serem correlacionadas entre si, mostrando desta maneira que variáveis quantitativas podem influenciar na qualitativas.

2- REVISÃO DE LITERATURA

2.1- CENTRO DE PRESSÃO (COP)

Optou-se nesta revisão sobre o COP pela citação também de pesquisas realizadas na posição ortostática em diferentes contextos de tarefa (bipodal, unipodal, olhos abertos ou fechados, dentre outros), uma vez que estas constituem a maioria das pesquisas que utilizam o COP como variável analisada. Isto se faz necessário, dado não existir consenso metodológico referente ao tempo de aquisição de dados para as diferentes tarefas e nem mesmo qual é a variável eficaz para explicar as diferentes tarefas.

O COP tem sido comumente utilizado para calcular a força de reação do solo nas superfícies, geralmente sendo calculado seu deslocamento antero-posterior e médio-lateral. As pesquisas tem lançado mão dessa variável para analisar o equilíbrio dos indivíduos. Coelho e Duarte (2008) detalham que:

“A oscilação do corpo durante a postura ereta é usualmente investigada utilizando-se uma plataforma de força, um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem em pé durante os experimentos. A variável mais comum para analisar esta oscilação é a posição do centro de pressão (COP), o ponto de aplicação da resultante das forças agindo na superfície de suporte. O deslocamento do COP representa uma somatória das ações do sistema de controle postural e da força de gravidade” (COELHO; DUARTE, 2008, p.87)

“O centro de pressão (COP) é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte e que representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade” (Vanícola; Masseto & Mendes, 2004)

Winter (1990) faz um detalhamento mais aprofundado referindo-se ao COP como uma medida de deslocamento que representa o vetor de força de reação do solo em uma plataforma de força. Essa medida é igual e oposta a todas as forças descendentes que atuam na superfície dessa plataforma, sendo essas forças controladas pela musculatura do tornozelo. Sendo assim o Centro de Pressão é a resposta neuromuscular dos desequilíbrios do centro de gravidade do corpo.

Para Leal et al. (2015) relatam que nos parâmetros de avaliação biomecânicos relacionados ao equilíbrio, a análise da oscilação do centro de pressão (COP), feita através de plataformas de força, é um dos métodos mais utilizados, sendo o COP umas das mensurações mais comuns para se verificar as respostas corporais em determinadas tarefas, sendo assim, o COP têm sido usado para verificar os mecanismos do controle da postura, sejam eles biomecânicos ou neurológicos. Essas mensurações do COP, dadas através da plataforma de força, tem relação direta com o controle postural.

De acordo com Doyle et al. (2004), o COP tem o potencial para nos informar sobre as estratégias de controle postural pois são facilmente gerados, não-invasivo, e imediato. O COP representa o movimento de uma pessoa sobre uma posição estável, tanto no plano sagital quanto no plano frontal.

Como exemplo da variabilidade de interesses investigativos, Ihlen et al (2013) entendem que o “controle postural é fundamental nos aspectos da locomoção humana e em todo o movimento corporal, e é comumente investigado através dos traços do centro de pressão (COP).” Em seu trabalho tiveram como objetivo introduzir um método que avaliasse a variação temporal na estrutura do COP na tarefa de ficar em pé; comparar a variação da estrutura do COP para a posição em pé e posição em pé relaxada; e investigar a influência dos movimentos da linha gravitacional na variação da estrutura na escala-invariante do COP. Realizado com 12 sujeitos, sendo 6 do sexo masculino e 6 do sexo feminino. As tarefas de ficar em pé e em pé relaxado foram realizadas durante 60s cada uma e mais uma tarefa de ficar em pé relaxado com tempo de 10min. Concluíram que a mensuração do COP, tem se mostrado sensível e um bom preditor para o risco de queda em populações mais velhas e pacientes com doenças neurodegenerativas.

Com o intuito de comparar um conjunto de testes de equilíbrio em 21 sujeitos jovens, sendo 11 do sexo masculino e 10 do sexo feminino, e 18 sujeitos idosos, sendo 6 do sexo masculino e 12 do sexo feminino e relacioná-los a dados obtidos através da plataforma de força, e adicionalmente verificar se os mesmos são capazes de identificar as diferenças na capacidade de manter o equilíbrio postural entre jovens e idosos, segundo Sabchuk, Bento, Rodacki, (2012) “Medidas de equilíbrio em PF permitem identificar pequenas modificações na postura e tem sido descritas como altamente sensíveis e são empregadas como referencia para determinar modificações do controle postura.” Na primeira fase de testes foram aplicados 4 deles em ordem aleatória: a escala de equilíbrio de Berg, o teste de alcance funcional, escala de equilíbrio orientada pelo desempenho, e o teste de levantar e caminhar cronometrado. Na segunda fase de testes foi realizado o teste de equilíbrio estático na plataforma de força. Este teste na plataforma de força foi realizado em 5 condições diferentes, (1- pés separados e olhos abertos; 2- pés separados e olhos fechados; 3- pés juntos e olhos abertos; 4- pés juntos e olhos fechados; e 5- posição de tandem com olhos abertos (dedos do pé dominante encostados no calcanhar do pé não dominante), com tempo de aquisição de 60s com intervalo igual para cada condição. Os resultados deste trabalho mostraram que em ambas as condições, os testes são capazes de diferenciar jovens de idosos, sendo que os estes apresentam desempenho mais baixo nos testes de equilíbrio e maiores oscilações do COP nos testes de equilíbrio na plataforma de força.

Outro estudo realizado por Gil et al. (2011) tiveram por objetivo relacionar as medidas de plataforma de força com dois testes funcionais usados para avaliar o equilíbrio em idosos, e contou com 124 sujeitos idosos e independentes, sendo 40 sujeitos do sexo masculino, que se submeteram a três testes: 1- teste tradicional e funcional de equilíbrio estático, que mede o tempo-limite em segundos de apoio unipodal; 2- teste funcional de agilidade e equilíbrio dinâmico, que quantifica o tempo total em segundos para realizar uma tarefa de sentar, levantar e locomover-se o mais rápido possível em torno de dois cones e 3- teste de equilíbrio unipodal sobre uma plataforma de força. A aquisição dos dados neste estudo foi feita a 100 Hz, sendo filtrado com um filtro Butterworth de segunda ordem, passa-baixa de 35 Hz. O tempo de aquisição médio para os testes estáticos foi de 12s (DP= ± 9s), e os de

agilidade e equilíbrio dinâmico foram de 26s (DP= ± 6s), e apresentaram associação fraca entre eles. O estudo concluiu que os resultados suportam a ideia de que os dois testes funcionais não fornecem, necessariamente, a mesma informação que uma plataforma fornece quanto aos mecanismos de controle postural para equilíbrio. Portanto, sob o ponto de vista dos métodos o uso da plataforma apresenta uma vantagem em relação aos testes empíricos (de campo) para avaliação do equilíbrio.

Lafond et al. (2004) realizaram estudo com o objetivo de comparar os mecanismos posturais usando duas plataformas de força em indivíduos idosos saudáveis e diabéticos com neuropatia sensorial (DNS) em diferentes condições visuais. Para a realização deste estudo, os autores contaram com 11 idosos com diabetes tipo 2 e com DNS e 20 idosos saudáveis. Os sujeitos foram instruídos a ficarem o mais parado possível sobre as plataformas durante a aquisição que se deu em 4 tentativas de 120s com 5 minutos de intervalo entre as tentativas. A taxa de aquisição de dados foi de 20 Hz, sendo utilizado um filtro Butterworth de sexta ordem com uma frequência de corte de 10 Hz.

Em outro estudo realizado por Costa et al. (2009) denominado Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão, com objetivo de quantificar o tempo de recuperação da estabilidade da postura ereta, após ter ocorrido uma auto-perturbação, o sujeito permanecia por 8s sobre as plataformas, sendo realizadas 5 tentativas para cada tarefa. Para a aquisição desses dados, foi utilizada uma frequência de 1000 Hz, sendo utilizado um filtro Butterworth de sexta ordem, com uma frequência de corte de 12 Hz. O estudo conclui que a privação momentânea da visão, ocasiona sim um desequilíbrio corporal, principalmente no período denominado pós-perturbação.

No estudo de revisão de Duarte e Freitas (2010), foram sugeridos que o tempo de aquisição da tarefa é dependente da mesma, sendo que para tarefas de postura ereta quieta, é recomendado 2 minutos; por outro lado estudos tem sugerido um tempo de 30 segundos como suficiente para avaliação da oscilação corporal de adultos e idosos.

Muir et al. (2013) realizaram um estudo cujo principal objetivo era determinar se havia diferenças nos parâmetros de equilíbrio entre um grupo de idosos e outro de jovens, ambos com ou sem histórico de quedas. A hipótese dos

autores neste trabalho era de que idosos seriam menos estáveis do que os jovens, e que idosos com histórico de quedas teriam um sinal do distinto daqueles sem histórico e da mesma idade. Para este trabalho os pesquisadores contaram com 37 sujeitos jovens, sendo 23 sujeitos do sexo masculino e 14 do sexo feminino, bem com 161 idosos, sendo 52 sujeitos do sexo masculino e 109 sujeitos do sexo feminino. A aquisição dos dados com a plataforma de força com taxa de aquisição de 1000 Hz, filtro Butterworth de segunda ordem, passa baixa de 50 Hz. Foi concluído que os elementos de balanço postural podem identificar indivíduos com maiores risco de queda, permitindo assim uma intervenção mais atenciosa àqueles com maiores riscos de queda. Este estudo utilizou um tempo de aquisição de dados de 240 segundos, evidenciando que não existe um consenso relativo ao mesmo em diferentes pesquisas que apresentam objetivos iguais ou similares, como demonstra, por data de publicação, o quadro abaixo, com o levantamento de alguns trabalhos demonstrando a variação nos tempos de aquisição de dados.

Quadro 1 – Variação nos tempos de aquisição

Autores/Ano	Número de sujeitos	Objetivos	Tempo de Coleta
Brauer et al. (2000)	100	Estudo prospectivo de medidas da estabilidade postural	2 condições – 50s cada
Freitas et al. (2005)	28	Mudanças no controle postural com a idade	30 minutos e 60 segundos
Sobera et al. (2007)	10	Manutenção do equilíbrio corporal em duas dinâmicas	10 segundos e 20 segundos
Melo et al. (2009)	38	Comparação da oscilação postural estática na posição sentada entre jovens e idosos saudáveis	90 segundos
Billot et al. (2010)	14	Torque no tornozelo em adultos e idosos	10 segundos
Gil et al. (2011)	124	Avaliar o equilíbrio de idosos	12 segundos
Ramírez et al. (2011)	56	Teste de equilíbrio em adultos e idosos	10 segundos
Sabchuk et al (2012)	39	Comparação de testes em jovens e idosos	5 condições – 60 segundos cada
Freitas et al. (2012)	10	Proposta de um sistema para avaliação da	4 momentos de 1h

		postura sentada	cada
Ihlen et al. (2013)	12	Influência do movimento do Centro de massa, no controle postural	3tentativas de 60 segundos
Donath et al. (2013)	19	Desempenho de equilíbrio após exercício de endurance em esteira	2 tentativas de 10 segundos
Prosperini et al. (2013)	36	Validar a efetividade do WBB na reabilitação do equilíbrio	30 segundos
Bower et al. (2014)	30	Investigar as propriedades de mensuração de testes utilizando WBB após AVC	30 segundos
Batista et al. (2014)	96	Influencia do tempo na estabilização do equilíbrio de idosos e risco de quedas	45 segundos

Melo et al. (2009) realizou um trabalho, cujo objetivo foi descrever uma nova metodologia de análise da oscilação postural estática sentada e comparar os resultados de jovens e idosos saudáveis. Com 38 sujeitos foram participantes, sendo 17 jovens e 21 idosos. As medidas foram realizadas em 4 condições sensoriais na seguinte ordem: 1- sentado na superfície estável com olhos abertos, 2- sentado na superfície estável com olhos fechados, 3- sentado na superfície instável com olhos abertos, e 4- sentado na superfície instável com olhos fechados. Sendo cada condição sensorial avaliada durante 90s, concluindo que as informações sensoriais são fundamentais para a manutenção da postura no ser humano. Na condição de olhos fechados ou de instabilidade há uma maior exigência dos controles neuromotores para a manutenção do equilíbrio. A maior oscilação dos idosos, observada pela oscilação do COP, é atribuída à diminuição da eficiência dos sistemas sensoriais com o avançar da idade.

Barbacena (2011) realizou um estudo para descrever o equilíbrio postural em crianças com sobrepeso e obesidade de 7 a 14 anos de idade e comparar com crianças eutróficas de acordo com os parâmetros do Centro de Pressão (COP): amplitude antero-posterior (COPap), amplitude medio-lateral (COPml), velocidade media de deslocamento (COPvel) e 95% da área da elipse (COParea). Além disso, descrever as possíveis correlações entre a idade, índice de massa corporal (IMC) e as variáveis do COP. Foram avaliadas 477 crianças (164 de peso normal, 165 com sobrepeso e 148 com obesidade) com testes de três tentativas (30 s) em cada uma das seguintes condições: com visão e sem visão, com pés afastados e os pés

unidos. Os resultados mostraram um pior controle do equilíbrio postural do que crianças com sobrepeso e eutróficas para quase todas as situações. A variável em que a maior parte desta diferença foi observada foi na COParea. Verificaram-se também crianças mais velhas tendem a possuírem melhores valores de equilíbrio postural do que as crianças mais jovens. Em geral, a situação de olhos fechados indicou diminuição significativa do equilíbrio, quando comparado com a situação com os olhos abertos. A idade foi melhor correlacionada com o equilíbrio do que o IMC. Desta forma o estudo concluiu que o equilíbrio postural é negativamente afetado pelas condições de sobrepeso e obesidade.

Silva e Johnson (2013) realizaram um trabalho para determinar se a flexão da cervical afeta o controle postural dos indivíduos saudáveis quando comparados com a posição natural da cabeça. Participaram deste estudo 25 sujeitos, sendo 16 do sexo masculino e 9 do sexo feminino. Foi utilizada para o experimento uma plataforma de força, com taxa de aquisição de 1000 Hz durante 30s. Concluíram que não foram encontradas dificuldades na manutenção do equilíbrio. Tal estudo é relevante no contexto da presente pesquisa uma vez que os adolescentes ao executarem as tarefas, flexionam o tronco adiante e provavelmente serão encontrados deslocamentos significantes do COP.

2.2- BIOMECÂNICA NA POSIÇÃO SENTADA

Algumas considerações sobre a posição sentada devem ser feitas, uma vez que esta posição tem sido definida como a posição do corpo na qual o peso corporal é transferido para uma superfície, através das tuberosidades isquiáticas e pelos tecidos moles existentes ao redor desta articulação (SCHOBERTH, 1962). Dependendo da cadeira e postura, parte desse peso pode ser transferida para o chão, bem como para o encosto e para os descansos de braços.

A postura sentada tem algumas vantagens a serem levadas em conta como, por exemplo: promove a estabilidade corporal para quem se utiliza muito de atividades que envolvem coordenação óculo-motora; consome menos energia do que na posição em pé; causa menos estresse nas articulações das extremidades corporal. Esta postura vem sendo descrita e dividida em: anterior, médio e posterior, dependendo da cadeira e da tarefa a ser executada bem como do centro de massa do corpo e os efeitos que ele proporciona nas diferentes superfícies de suporte.

Essas três posturas são também diferenciadas pela curvatura da coluna lombar, sendo que na postura média, o centro de massa está diretamente em cima das tuberosidades isquiais, na postura anterior a pelve sofre uma rotação anterior, sendo nesta postura o centro de massa deslocado para frente das tuberosidades isquiais, podendo aumentar os graus da lordose na coluna lombar e as pernas suportam 25% do peso corporal, já para a postura posterior, menos de 25% do peso corporal e sustentado pelas pernas e o centro de massa está deslocado para trás das tuberosidades esquiais, sendo esta postura obtida pela rotação posterior da pelve, diminuindo os graus da lordose lombar. Nesta última, o peso da parte superior do corpo é suportado pelo apoio das costas no descanso a cadeira (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN,2006).

Segundo os mesmos autores, geralmente a postura da pessoa sentada depende não somente do design da cadeira, mas também do hábito de cada pessoa sentar e da tarefa a ser desempenhada. A postura sentada com rotação da pelve anteriormente é adotada quando a mesa de trabalho ou parte dela é utilizada para a realização de um trabalho, enquanto posições com rotação posterior são assumidas em cadeiras com encosto mais alto e são utilizados preferencialmente para apoio das costas. Desta forma a altura e inclinação do assento da cadeira e a posição, forma, inclinação do encosto e a presença de tipos de apoios combinados influenciam no resultado da postura. Porém não é somente importante uma boa cadeira, ela deve ser funcionalmente adaptada ao trabalhador e a tarefa que será realizada. Quando levamos em consideração a posição sentada no trabalho, mesmo pequenas mudanças nas dimensões e no espaço de trabalho, podem afetar consideravelmente a postura adotada (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN,2006).

Estudos ao longo do tempo tem indicado um aumento de dor lombar em sujeitos que trabalham predominantemente sentados (Hult, 1954a,b; Lawrence, 1955; Kroemer e Robinette, 1969; Partridge e Anderson, 1969; Magora, 1972; Grieco, 1986; Bendix, 1987). Muitos desses estudos mostram um aumento na sintomatologia das costas, em sujeitos com dor nas costas que permanecem por longos períodos na posição sentada. Outros estudos, no entanto, não tem achado nenhuma indicação de aumento do risco de dor lombar em sujeitos que trabalham predominantemente sentados (Braun, 1969; Westrein, 1973; Bergquist-ullman e

Larsson, 1977; Svensson e Andersson, 1983). Ainda nos estudos de Kesley (1975a,b) e Kesley e Hardy (1975) encontraram que homens que trabalham mais da metade do seu dia num carro tem três vezes mais chances de desenvolver hérnia de disco ciática, porém não foi possível estabelecer se isto deve-se à postura ou à vibração ou ainda a combinação dos dois componentes.

Grieco (1986) dispôs sua atenção para as posturas fixas, ou como o autor mesmo relatam imutáveis, tendo estas se tornado cada vez mais problemática por conta dos escritórios eletrônicos e locais de trabalho, onde os movimentos são limitados ou estereotipados. Chaffin; Andersson; Martin (2006) relatam que já em 1980 o centro de controle de doenças recomendava uma pausa de pelo menos 15 minutos a cada duas horas trabalhadas para trabalhadores com baixa demanda de visualização de vídeo e pelo menos 10 minutos para cada hora para trabalhadores com alta demanda do mesmo serviço.

3- OBJETIVOS

3.1- Geral

- Análise biomecânica do COP, durante a tarefa simulada do cotidiano da sala da aula, de ler e copiar e de paginar folhas de um livro.

3.2- Específicos

- Mensurar a posição, velocidade e aceleração do COP nas direções médio-lateral e ântero-posterior do COP;

- Relacionar as variáveis IMC, Estatura, COParea, Distância percorrida, velocidade do COP nos eixos x e Y, Velocidade resultante nos eixos x e y, Aceleração nos eixos X e Y entre si;

- Averiguar se o IMC e a Estatura apresentam efeitos significantes nas variáveis: COParea; Distância percorrida pelo COP e Velocidade resultante do COP;

- Avaliar a percepção subjetiva de desconforto.

4- MÉTODOS

4.1- AMOSTRA

A amostra intencional foi composta de 22 meninos, do 5º ano do ensino fundamental de uma escola particular na cidade de Valinhos/SP. A pesquisa é descritiva, exploratória, de análise quantitativa e de caráter transversal segundo MARCONI; LAKATOS (2013). Os critérios de inclusão são sujeitos do sexo masculino, destros, estarem do 5º ano do ensino fundamental e saberem transcrever o texto projetado em lousa digital. Foram adotados os critérios de conduta ética para pesquisa com seres humanos normatizados pela Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, conforme protocolo 69/2014, anexo II.

Tabela 1 – Caracterização da amostra - variáveis antropométricas

Variável	Média	Desvio Padrão
Estatura (m)	1,38	±0,05
Massa Corporal Total (kg)	34,68	±7,42
Distância do centro do banco até a borda anterior da mesa (m)	0,38	±0,01
IMC (kg/m ²)	17,87	±2,87

4.2-

INSTRUMENTOS

Para está pesquisa foi utilizada a WBB®, a qual já foi testada e validada em várias pesquisas relacionadas ao tema. O Quadro 2 mostra algumas dessas pesquisas, com seus respectivos autores e índices de correlação e confiabilidade deste instrumento.

Quadro 2 – VALIDAÇÃO WBB

Autores/Ano	N	Objetivos	Resultados
Clark et al (2010)	30	Comparar os dados da WBB com uma Plataforma de Força (PF) AMTI	Ambos instrumentos apresentaram bons resultados (ICC intra instrumentos = 0.66 – 0.94 e ICC entre instrumentos 0.77-0.89)
Yough et al (2011)	6	Ver o uso de jogos do Wii para avaliar idosos	Correlação $r^2 = 0,99$ para o peso corporal atual e o apresentado no WBB em três sujeitos
Huurnink et al (2013)	14	Possibilitar a mensurações simultâneas do COP, com WBB sobre uma PF (Kistler)	Após 420 testes, alto coeficiente de correlação de Pearson's nas trajetórias do COP ($x= 0.99$ e $y= 0.99$)
Park et al (2014)	20	Investigar a confiabilidade e validade de um sistema baseado na WBB comparando os valores do COP obtido com uma PF (AMTI)	Confiabilidade inter avaliadores (ICC=0.79-0.89) intra avaliador (ICC= 0.70-0.92) e validade concorrente (ICC= 0.73-0.87) nas trajetórias e velocidade do COP
Larsen et al (2014)	54	Investigar a reprodutibilidade da WBB e da PF (AMTI)	Ambos instrumentos demonstraram satisfatória reprodutibilidade (ICC= 0.76-0.86) sendo a trajetória do COP como parâmetro da mensuração)

Para análise do COP na posição sentada foi confeccionado um banco adaptado, respeitando as medidas das cadeiras utilizadas pelos alunos na escola, onde a altura da superfície da plataforma ao solo é de 43 cm e uma plataforma de ferro regulada com inclinação de 3 cm na borda anterior, respeitando a inclinação das cadeiras utilizadas em sala de aula (Figura 1).

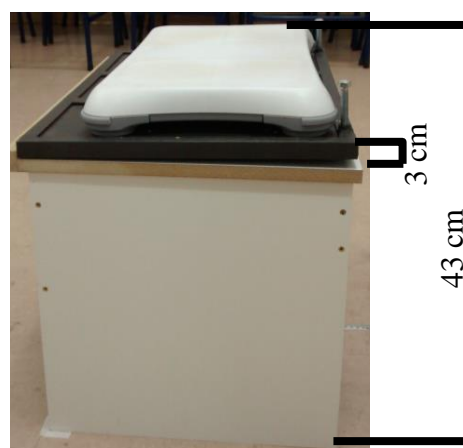
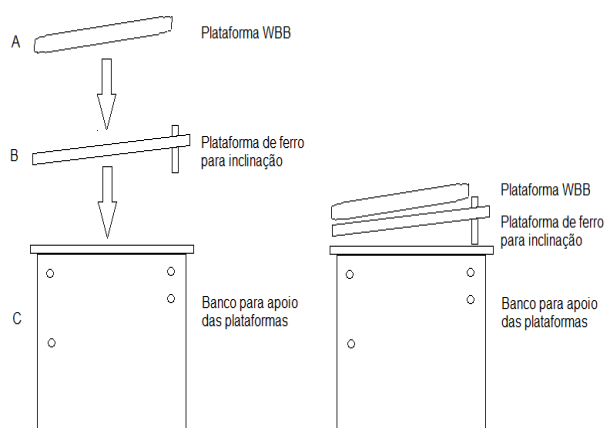


Figura 1 – Modelo esquemático da cadeira utilizada para a coleta de dados do COP.

O Centro de Pressão (COP) (X,Y) foi calculado usando os dados dos quatro sensores do WBB usando a seguinte equação descrita por Clark et al. (2010)

$$X_{cop} = \frac{0 - SE - IE + SD + ID}{F_z} \times CAL_x \qquad CAL_x = \frac{X_{pos}}{\frac{\Delta X_{cop} \text{ (descalibrado)}}{\Delta F}}$$

$$Y_{cop} = \frac{0 - IE - ID + SE + SD}{F_z} \times CAL_y \qquad CAL_y = \frac{Y_{pos}}{\frac{\Delta Y_{cop} \text{ (descalibrado)}}{\Delta F}}$$

IE = Inferior Esquerdo

SE = Superior Esquerdo

ID = Inferior Direito

SD = Superior Direito

Fz = Força Vertical

F = Força

CAL(x,y) = Fator de calibração específico para cada eixo

“A frequência de aquisição do sinal do CP é dependente da tarefa que é investigada. Para a postura ereta quieta em indivíduos normais, os componentes de frequência do sinal do CP estão abaixo de 10 Hz. Portanto, segundo o teorema de Nyquist (a frequência de amostragem deve ser, no mínimo, o dobro da largura de banda de frequências do sinal), uma frequência de aquisição de 20 Hz seria suficiente.” (DUARTE; FREITAS, 2010)

Freitas et al. (2005), em seu trabalho com o controle postural em diferentes idades, realizou sua aquisição de dados com uma taxa de aquisição de 20Hz, para análise do deslocamento do COP antero-posterior e médio-lateral.

A taxa aquisição dos dados foi feitas com taxa de amostragem de 30 Hz, e foi realizada através do software Labview® 8,5, via Bluetooth.

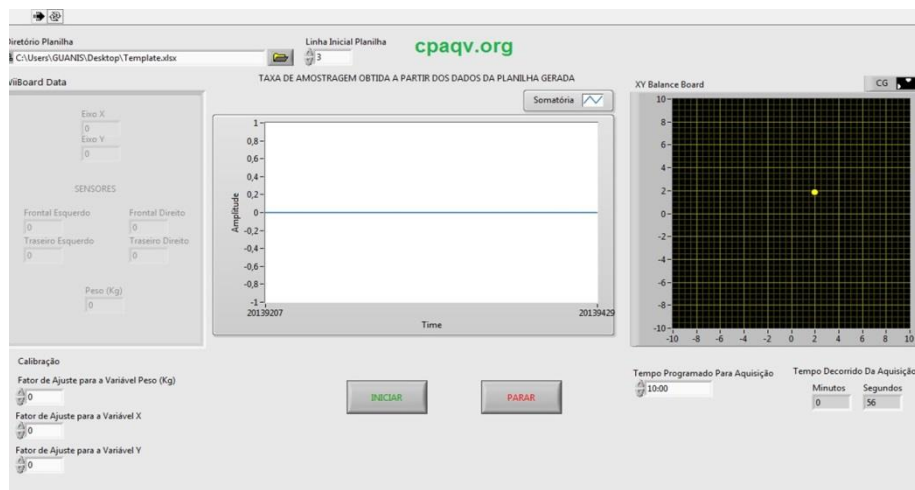


Figura 2 – Interface do software para aquisição dos dados.

Os dados gerados pela plataforma foram exportados para o software Origin 9.0, onde foram calculadas a primeira e segunda derivadas da posição em função do tempo para obtenção da velocidade e da aceleração, durante as duas tarefas.

O filtro utilizado para o tratamento dos dados foi do tipo Butterworth de 8ª ordem, com frequência de corte a 10 HZ segundo recomendações de Salavati et. al. (2009). Okazaki, Teixeira, & Rodacki(2007)

4.3- PROCEDIMENTOS

Os participantes eram solicitados a responder o Diagrama de Corlett, para percepção subjetiva de desconforto (Figura – 3). Este instrumento foi aplicado pedindo que os sujeitos relatassem qual seria seu desconforto ao final de um dia inteiro de aula. Em seguida foram orientados a subir numa balança para que fosse registrada sua massa corporal total, e logo após foi verificada sua estatura. Foi orientado que ele sentasse na cadeira onde se encontra a plataforma, numa postura alinhada e adequada, com os ísquios na linha média (eixo x) que divide no sentido ântero – posterior a mesma e somente ao sinal do pesquisador ele começaria a executar as tarefas, na postura que julgasse a mais confortável.

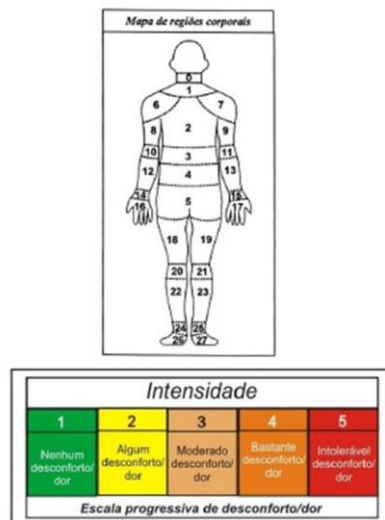


Figura 3 – Diagrama de Corlett

4.3.1- TAREFAS DE ANÁLISE

Descrição da Tarefa 1

Cada sujeito foi instruído a sentar sobre a plataforma, posicionando os ísquios sobre o eixo x da mesma, com a coluna alinhada e as mãos sobre as coxas e os pés apoiados no chão. Ao sinal do pesquisador o sujeito tirava as mãos da coxa e com mão dominante realizava a cópia de um pequeno texto (Figura 4), que foi projetado em uma lousa digital, padrão utilizado na escola, da maneira que lhe fosse mais confortável. A duração máxima para essa tarefa foi de 90 segundos. Esgotados estes 90 segundos o sujeito interrompeu a cópia que realizava. O texto mostrado a seguir foi utilizado nesta tarefa.

“SEDENTARISMO: Não praticar atividade física tem um peso enorme na incidência de diversas doenças cardiovasculares, porque interfere em todos os outros fatores de risco.

PROBLEMAS DA VIDA SEDENTÁRIA:

- **Obesidade**
- **Perda de massa muscular**
- **Dores articulares**
- **Pressão alta**
- **Doenças cardíacas**

- ***Encurtamento muscular***
- ***Má postura***
- ***Cansaço***
- ***Baixa resistência orgânica***
- ***Dores musculares após esforço***
- ***Alto nível de estresse”***

Descrição da Tarefa 2

Cada sujeito foi instruído a sentar sobre a plataforma, posicionando os ísquios sobre o eixo x da mesma, com a coluna alinhada e as mãos sobre as coxas e os pés apoiados no chão. Ao sinal do pesquisador o sujeito tirava as mãos da coxa e com mão dominante paginava 5 folhas de um livro. Inicialmente com a mão direita, paginando da direita para a esquerda e logo em seguida com a mão esquerda, da esquerda para a direita. Nesta tarefa não havia limite de tempo e os sujeitos foram orientados a realizá-la da maneira mais usual que adotava cotidianamente.

4.4- TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para averiguação da existência da normalidade dos dados e para homogeneidade da variância o teste de Bartlett (Bisquerria et al. 2007). Como não foi constatada a normalidade dos dados e a homogeneidade da variância, foram realizados testes não paramétricos para realização de comparações e correlações entre as variáveis (Rho de Spearman). As variáveis foram reportadas em relação à mediana, máximo, mínimo e intervalo interquartilico. Posteriormente foi realizada uma Análise Multivariada das Variâncias (MANOVA) para avaliar o poder do efeito entre variáveis independentes e dependentes, como estratégia para reduzir erros do tipo I, ou seja, rejeitar a hipótese nula. Em todos os testes, significância adotada foi de 5% e poder de 0,80 ($\beta=20\%$). Foi utilizado o software SPSS 20.0 para realização dos testes estatísticos.

5- RESULTADOS E DISCUSSÕES

As tabelas e gráficos a seguir, mostram o resultado do Diagrama de Corlett e os valores encontrados para posição, velocidade e aceleração do grupo.

Tabela 2 – Estatística Descritiva das variáveis obtidas na Tarefa 1: copiar texto projetado na lousa digital.

Variável	Média	DP
Dist. Perc. (mm)	$3,16 \cdot 10^9$	$7,80 \cdot 10^1$
COParea (mm ²)	$6,09 \cdot 10^1$	$1,43 \cdot 10^2$
POS_X (mm)	$2,01 \cdot 10^{-4}$	$1,34 \cdot 10^{-3}$
POS_Y (mm)	$5,96 \cdot 10^{-3}$	$2,26 \cdot 10^{-3}$
Vel_X (mm/s)	$3,00 \cdot 10^{-7}$	$2,08 \cdot 10^{-5}$
Vel_Y (mm/s)	$7,15 \cdot 10^{-5}$	$2,84 \cdot 10^{-5}$
Acel_X (mm/s ²)	$1,49 \cdot 10^{-5}$	$3,15 \cdot 10^{-5}$
Acel_Y (mm/s ²)	$6,22 \cdot 10^{-5}$	$2,81 \cdot 10^{-5}$
Vel_Res (mm/s)	$7,41 \cdot 10^{-5}$	$2,78 \cdot 10^{-5}$

Tabela 3 – Correlações significantes entre variáveis para na Tarefa 1: copiar texto projetado em uma lousa digital.

	IMC	DIST_PER	POS_X	POS_Y	Vel_X	Vel_Y	Acel_X	Acel_Y	Vel_Res
Estatura	0,53971*	-0,5612*	0,67001*	-0,60436*	0,54054*	-0,61915*	0,69021*	-0,4945*	-0,61211*
IMC	1	-0,53493*	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----
DIST_PER	-----	1	-0,57164*	0,60441*	-0,5531*	0,58777*	-0,56494*	0,4892*	0,60321*
POS_X	-----	-----	1	-0,54647*	0,88851*	-0,52005*	0,71523*	-----	-0,47082*
POS_Y	-----	-----	-----	1	-0,59822*	0,98717*	-0,4445*	0,81137*	0,9741*

Vel_X	-----	-----	-----	-----	1	-0,53391*	0,52847*	-----	-0,47793*
Vel_Y	-----	-----	-----	-----	-----	1	-0,45139*	0,82675*	0,99203*
Acel_X	-----	-----	-----	-----	-----	-----	1	0	-0,43797*
Acel_Y	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	1	0,82266*

*Significantes para $P < 0,05$.

Resultados da Análise de Variância Multivariada para a Tarefa 1: copiar texto projetado em uma lousa digital.

Tabela 4 – Autovalores (Lambda da Wilks e Maior raiz de Roy), os valores de F e a significância encontrada na MANOVA (2x3)

Variáveis	Teste	Valor	F	Sig
COParea	Lambda de Wiks	0,730	3,150	0,069
	Maior raiz de Roy	0,371	3,150	0,069
Distância percorrida COP	Lambda de Wiks	0,581	6,130	0,010*
	Maior raiz de Roy	0,722	6,130	0,010*
Velocidade Resultante COP	Lambda de Wiks	0,663	4,310	0,031*
	Maior raiz de Roy	0,507	4,310	0,031*

*Significantes para $P < 0,05$.

Após a normalização dos dados pela estatura, a tabela 2 nos mostra a média para a posição no eixo X e Y com valores muito próximos de 0 (zero), $2,015 \cdot 10^{-4}$ mm e $5,96 \cdot 10^{-3}$ mm, respectivamente. Para a variável velocidade, os valores encontrados são de $3,0 \cdot 10^{-7}$ mm/s para o eixo X e $7,15 \cdot 10^{-5}$ mm/s para o eixo Y. já para a variável aceleração foram $1,49 \cdot 10^{-5}$ mm/s² em X e $6,22 \cdot 10^{-5}$ mm/s², e finalmente a velocidade resultante para esta tarefa, foi encontrado o valor de $7,41 \cdot 10^{-5}$ mm/s.

Tais resultados mostram que as estratégias posturais para a execução da tarefa 1 (copiar texto) é composta por Progressivos Acelerados ($V > 0$; $|V|$ aumenta) e Progressivos Retardados ($V > 0$; $|V|$ diminui).

O COParea apresentou uma média de 60,92 mm², ou seja, para o grupo de sujeitos analisados nesta tarefa, pode-se considerar que a mesma foi executada com moderada oscilação do COP .

A distância percorrida pelo COP apresentou média de 316,50 mm, tal distância pode ser considerada pequena, dado o tempo de 90 segundos de duração da tarefa. Somadas as implicações destas duas variáveis (COParea e Distância percorrida pelo COP) podemos inferir que a tarefa 1 foi realizada com elevado nível de controle neuromuscular, que em última instância, é o principal responsável pela eficiência do movimento executado.

Em relação às correlações de Pearson apresentadas na Tabela 3 destacamos que a Estatura apresentou valores significantes em relação às variáveis: IMC (0,53); Distância percorrida pelo COP (-0,56); Posição em X (0,67), Posição em Y (-0,60), Velocidade em X (0,54); Velocidade em Y (-0,61); Aceleração em X (0,69); Aceleração em Y (-0,49) e Velocidade resultante (-0,61). Observou-se, entretanto, que o IMC só apresentou valor significativo (-0,53) com a distância percorrida. Tal dado permite inferir que a estatura influenciou mais que o IMC na execução da tarefa, uma vez que uma maior estatura implicará que o Centro de Massa (CM) do tronco estará mais elevado e isto demandará uma maior parametrização principalmente da velocidade e aceleração durante a tarefa.

A correlação negativa do IMC com a distância percorrida pelo COP é pertinente uma vez que um maior IMC implica em uma inércia maior a ser vencida.

A distância percorrida correlaciona-se negativamente com as variáveis do eixo X, sendo para Posição (-0,57), Velocidade (-0,55), Aceleração (-0,56) e Velocidade Resultante (-0,61). Tais correlações podem ser entendidas de forma que após o início da tarefa o sujeito estabiliza-se neste eixo, portando diminuindo a distância percorrida pelo COP. Já para o eixo Y as correlações são positivas, sendo Posição (0,60), Velocidade (0,58) e Aceleração (0,48), provavelmente esta correlação aconteça pelo movimento de ler o texto e copiar logo após o que poderia gerar essa oscilação neste eixo.

A posição no eixo X correlaciona-se significativamente com as variáveis de Velocidade e Aceleração do mesmo eixo, sendo respectivamente 0,88 e 0,71. Desta forma provavelmente quanto mais o sujeito oscila sua posição são geradas

maiores velocidades e aceleração. Para a posição no eixo Y houve correlação negativa significativa com a variável velocidade Y, -0,52 e velocidade resultante, -0,47.

Inversamente e corroborando com a ideia anterior, A posição no eixo Y correlaciona-se positivamente com as variáveis de velocidade, aceleração e velocidade resultante do mesmo eixo, sendo respectivamente 0,98, 0,81 e 0,97. Para as variáveis do eixo X as correlações ficaram negativas sendo -0,59 para a velocidade e -0,44 para aceleração.

Para a velocidade no eixo X temos correlação negativa com velocidade no eixo Y (-0,53), positiva com aceleração no eixo X (0,52) e com velocidade resultante (-0,47) possivelmente ao iniciar a tarefa o sujeito desloca-se para frente e lateralmente, e mantém sua posição, provavelmente isto ocorra devido ao apoio dos membros superiores na mesa durante a execução da tarefa. Já para a velocidade no eixo Y houve correlação negativa com a aceleração no eixo X (-0,45) e positiva com aceleração no eixo Y (0,82), é possível que a velocidade e aceleração aumente no mesmo eixo de movimento, demonstrando que quando ocorre maior movimento em um dos planos no outro ele diminui.

A aceleração em X e a aceleração em Y só tiveram correlação com a velocidade resultante, -0,43 e 0,82 respectivamente.

Para averiguar quanto o IMC e a Estatura apresentam efeitos significantes nas variáveis: COParea; distância percorrida pelo COP e velocidade resultante do COP; os dados apresentados na Tabela 4 destacam-se que para os sujeitos pesquisados durante a execução da Tarefa 1 as variáveis Distância percorrida pelo COP e Velocidade resultante do COP sofrem influências significantes com $p = 0,010$ e $0,031$, respectivamente. Ressalta-se que nesta MANOVA (2x3) foram considerados os autovalores para a Distância percorrida pelo COP: Lambda de Wilks (0,581) e Maior raiz de Roy (0,722). Para a Velocidade resultante o Lambda de Wilks foi de 0,663 e a Maior raiz de Roy 0,507. Para o COParea não foram encontrados efeitos significantes em relação às influências simultâneas das variáveis consideradas independentes (IMC e Estatura). Isto corrobora a supremacia da Estatura sobre as variáveis cinemáticas na execução da tarefa citada anteriormente.

Tabela 5 – Estatística Descritiva das variáveis obtidas na Tarefa 2: folhear páginas de um livro, com as mãos direita e esquerda.

Variável	Média	DP
Dist. Perc. (mm)	$1,20 \cdot 10^8$	$1,57 \cdot 10^8$
COParea (mm ²)	$1,32 \cdot 10^9$	$2,27 \cdot 10^9$
POS_X (mm)	$-9,33 \cdot 10^{-5}$	$1,37 \cdot 10^{-3}$
POS_Y (mm)	$5,13 \cdot 10^{-3}$	$1,72 \cdot 10^{-3}$
Vel_X (mm/s)	$-4,64 \cdot 10^{-5}$	$6,40 \cdot 10^{-4}$
Vel_Y (mm/s)	$2,69 \cdot 10^{-4}$	$2,93 \cdot 10^{-4}$
Acel_X (mm/s ²)	$4,62 \cdot 10^{-2}$	$2,14 \cdot 10^{-1}$
Acel_Y (mm/s ²)	$6,91 \cdot 10^{-4}$	$9,20 \cdot 10^{-3}$
Vel_Res (mm/s)	$4,40 \cdot 10^{-4}$	$6,00 \cdot 10^{-4}$

Tabela 6 – Correlações significantes entre variáveis para na Tarefa 2: folhear páginas de um livro, com as mãos, direita e esquerda.

	ESTATURA	IMC	DIST_COP	COP_AREA	POS_Y	Vel_X	Vel_Y	Acel_X	Acel_Y	Vel_RES
Estatura	1	0,5318*	-----	-----	0,56455*	0,51405*	-----	-----	-----	-----
IMC	-----	1	-----	-----	0,42893*	-----	-----	-----	-----	-----
DIST_PER	-----	-----	1	0,47487*	0,57199*	-----	-----	-----	-----	-----
Vel_X	-----	-----	-----	-----	-----	1	-0,4489*	-----	-----	-----
Vel_Y	-----	-----	-----	-----	-----	-----	1	-----	-----	0,78204*
Acel_X	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	1	0,52343*	-----

*Significantes para $P < 0,05$.

Resultados da Análise de Variância Multivariada para a Tarefa 2: folhear páginas de um livro, com as mãos, direita e esquerda.

Tabela 7 – Autovalores (Lambda da Wilks e Maior raiz de Roy), os valores de F e a significância encontrada na MANOVA (2x3)

Variáveis	Teste	Valor	F	Sig
COParea	Lambda de Wiks	0,857	1,41	0,260
	Maior raiz de Roy	0,167	1,41	0,260
Distância percorrida COP	Lambda de Wiks	0,731	3,12	0,070
	Maior raiz de Roy	0,368	3,12	0,070
Velocidade Resultante COP	Lambda de Wiks	0,900	0,95	0,407
	Maior raiz de Roy	0,112	0,95	0,407

Após a normalização destes dados pela estatura dos sujeitos, a tabela 5 nos mostra a média da posição no eixo X e no eixo Y, $-9,33 \cdot 10^{-5}$ mm e $5,10 \cdot 10^{-3}$ mm, respectivamente. Para a velocidade foram encontrados os valores de $-4,64 \cdot 10^{-5}$ mm/s para o eixo X e $2,69 \cdot 10^{-4}$ mm/s para o eixo Y. Na variável aceleração o eixo X teve como valor encontrado $4,62 \cdot 10^{-1}$ mm/s² e para o eixo Y $6,91 \cdot 10^{-4}$ mm/s². A velocidade resultante média para esta tarefa foi de $4,40 \cdot 10^{-4}$ mm/s. Aparentemente os resultados se mostraram novamente próximo a 0 (zero) o que demonstraria pouca oscilação, porém levando em consideração a média da distância percorrida pelo COP ($1,20 \cdot 10^8$ mm) e pelo COParea ($1,32 \cdot 10^9$ mm²) fica claro que para a realização desta tarefa o sujeito oscilou muito, principalmente comparada aos resultados encontrados na primeira tarefa onde o tempo de coleta foi de 90 segundos.

Em relação às correlações de Spearman apresentadas na Tabela 6 destacamos que a Estatura apresentou valores significantes em relação às variáveis: IMC (0,53), provavelmente por serem variáveis interdependentes; posição Y (0,56) é possível que quanto maior a estatura do sujeito mais ele

oscile no eixo Y, uma vez que para essa tarefa não houve apoio dos membros superiores para a realização da mesma, e Velocidade em Y (0,51), uma vez que oscilando mais neste eixo o sujeito aumenta sua velocidade. O IMC somente apresentou valor significativo (0,42) com a posição no eixo Y, o que pode nos indicar que um maior valor para a variável IMC, pode incidir numa maior superfície de contato do sujeito com a plataforma, fazendo com que ele oscile mais neste eixo.

Para a velocidade no eixo X, só houve correlação com a variável velocidade Y (-0,44), provavelmente quanto maior for a velocidade de oscilação em um eixo no outro será menor, o que indica mais deslocamento no eixo X. A velocidade em Y correlaciona-se somente com a velocidade resultante (0,78) e a aceleração no eixo X correlaciona-se positivamente com a aceleração do eixo Y, provavelmente o indivíduo quando oscila num eixo deve oscilar no outro como forma de compensação do movimento ou até mesmo para que ele possa realizar a tarefa solicitada.

Para averiguar quanto o IMC e a Estatura apresentam efeitos significantes nas variáveis: COParea; distância percorrida pelo COP e velocidade resultante do COP; foram aplicados os testes apresentados na Tabela 7. Como apresentado, não houve resultados significantes para essas variáveis na tarefa 2.

Tabela 8 – Percentuais de respostas – Diagrama de Corlett

REGIÕES DO CORPO	Nenhum Desconforto / Dor	Algum Desconforto / Dor	Moderado Desconforto / Dor	Bastante Desconforto / Dor	Intolerável Desconforto / Dor
Nuca	77,3	4,5	13,6	4,5	0,0
Trapézio	81,8	9,1	9,1	0,0	0,0
Torácica Alta	77,3	4,5	18,2	0,0	0,0
Torácica Baixa	90,9	9,1	0,0	0,0	0,0
Lombar	86,4	9,1	4,5	0,0	0,0
Pélvica	86,4	4,5	4,5	4,5	0,0
Ombro Esquerdo	86,4	4,5	9,1	0,0	0,0
Braço Esquerdo	95,5	4,5	0,0	0,0	0,0
Cotovelo Esquerdo	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Antebraço Esquerdo	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Punho Esquerdo	86,4	4,5	9,1	0,0	0,0
Mão Esquerda	90,9	4,5	0,0	4,5	0,0
Ombro Direito	81,8	9,1	9,1	0,0	0,0
Braço Direito	90,9	9,1	0,0	0,0	0,0
Cotovelo Direito	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Antebraço Direito	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Punho Direito	81,8	9,1	9,1	0,0	0,0
Mão Direita	63,6	13,6	9,1	13,6	0,0
Coxa Esquerda	95,5	0,0	4,5	0,0	0,0
Joelho Esquerdo	95,5	4,5	0,0	0,0	0,0
Perna Esquerda	95,5	0,0	4,5	0,0	0,0
Tornozelo Esquerdo	95,5	4,5	0,0	0,0	0,0
Pé Esquerdo	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Coxa Direita	95,5	0,0	4,5	0,0	0,0
Joelho Direito	95,5	4,5	0,0	0,0	0,0
Perna Direita	95,5	0,0	4,5	0,0	0,0
Tornozelo Direito	90,9	4,5	4,5	0,0	0,0
Pé Direito	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0

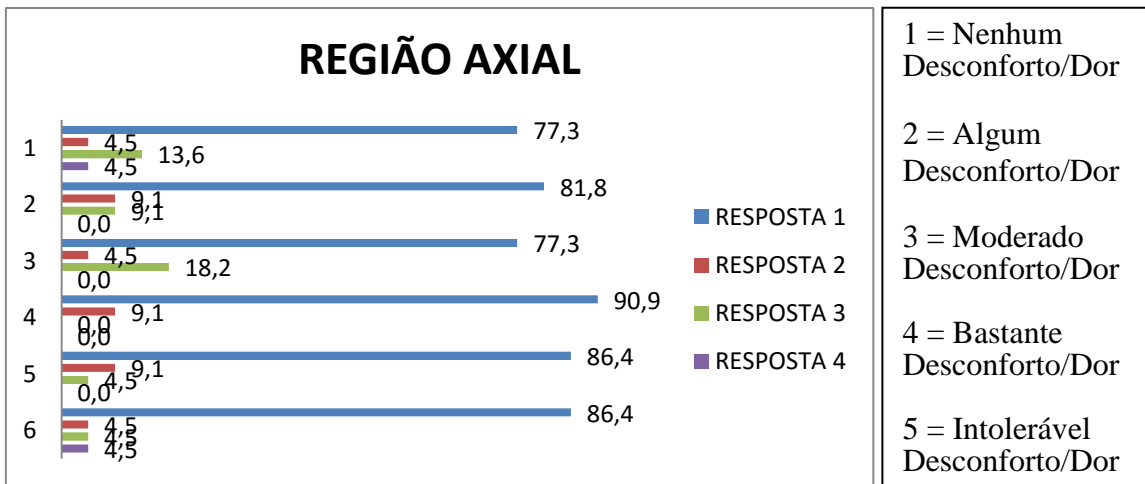


Figura 4 – Diagrama de Corlett Região Axial

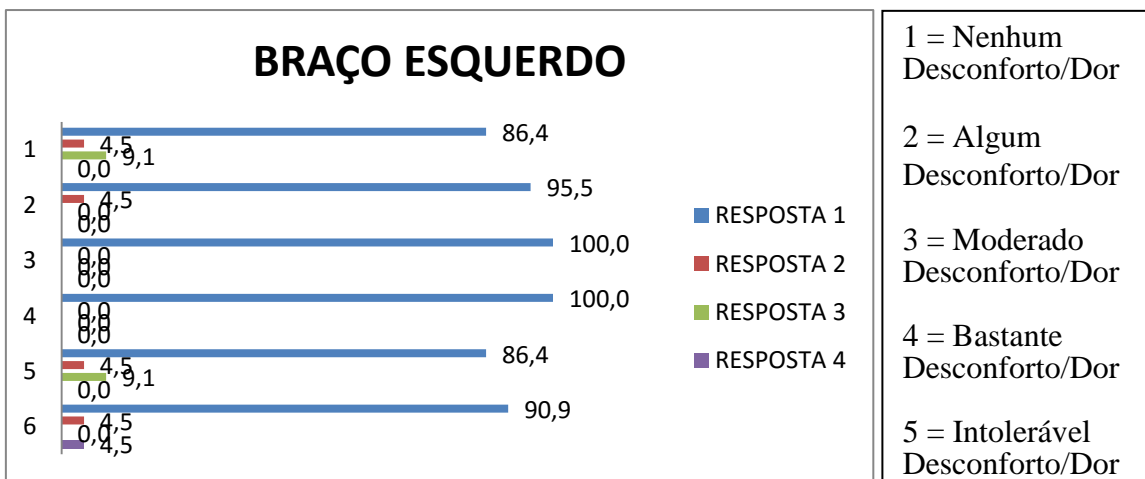


Figura 5 – Diagrama de Corlett para Braço Esquerdo

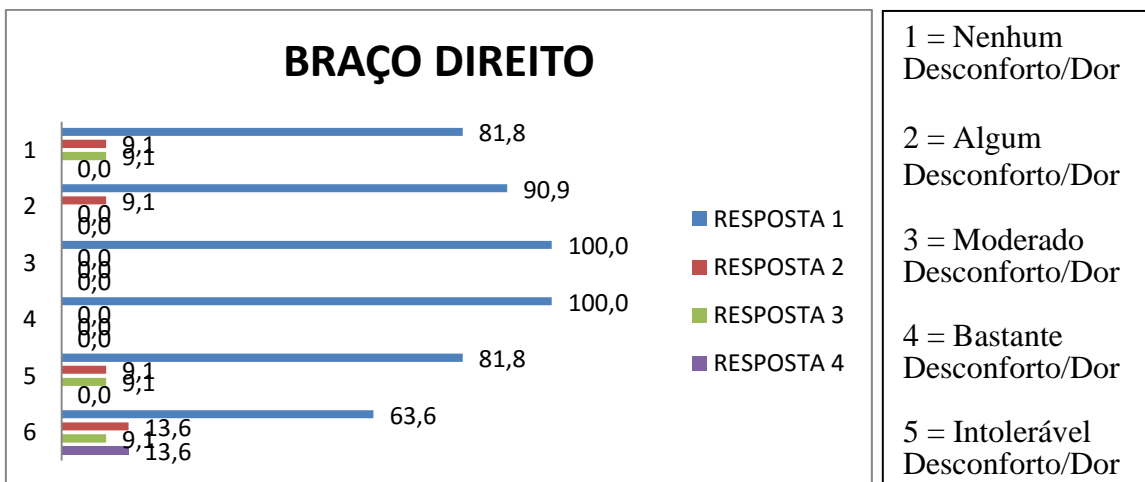


Figura 6 – Diagrama de Corlett para Braço Direito



Figura 7 – Diagrama de Corlett para Perna Esquerda

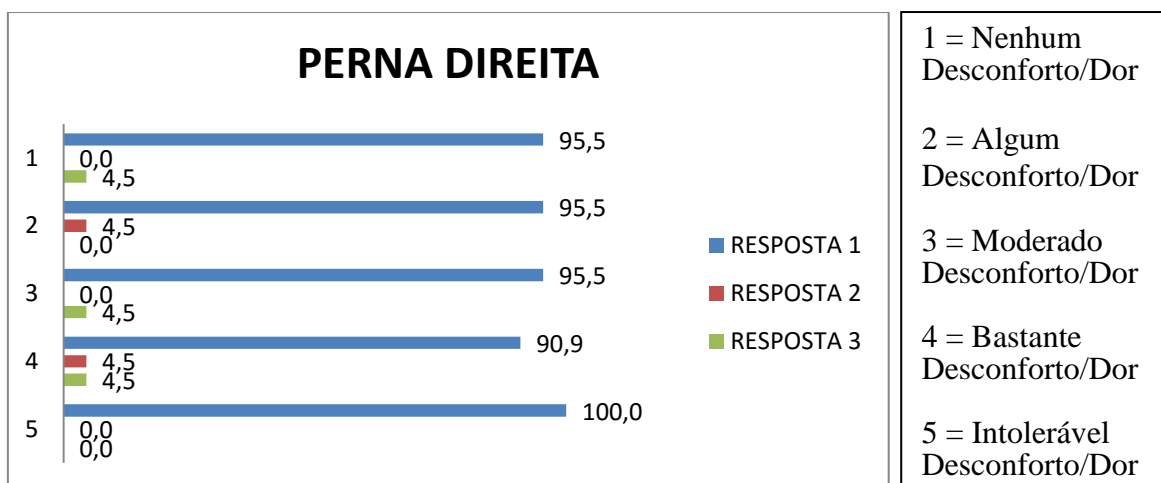


Figura 8 – Diagrama de Corlett para Perna Direita

A partir da Tabela 8 relativa aos percentuais de Percepção de Desconforto nas diferentes regiões do corpo, destacam-se alguns resultados que podem ser indicativos de potenciais problemas, dada a faixa etária dos sujeitos (10-11 anos), são eles: 1) 78,57% dos sujeitos relataram ter pelo menos *algum nível de desconforto*, percentual que pode ser considerado elevado. 2) A mão direita é a região onde os sujeitos relataram mais desconforto com 36,3% dos mesmos. A nuca é a segunda região do corpo mais afetada pelo desconforto, pois apresentou 22,6% (de *algum desconforto*, *moderado desconforto* e *bastante desconforto*). Entretanto, 14,28% dos sujeitos relataram sentir *bastante desconforto*, especialmente na nuca, região pélvica, mão esquerda e mão direita. 3) Felizmente, nenhum dos sujeitos relataram ter intolerável desconforto.

Tais resultados mostram que os percentuais de desconforto provavelmente levaram a compensações posturais que influenciaram o comportamento do COP na posição sentada. Por exemplo, quatro horas na posição sentada realizando atividades escolares (no espaço escolar e mesmo as tarefas realizadas em casa) correspondem a mais de 16% do dia. Isto evidencia a necessidade de propostas de intervenção, especialmente no ambiente escolar, por exemplo, referentes a pausas regulares, com pequenas caminhadas e exercícios de alongamento.

6- CONCLUSÃO

A Estatura é a variável que apresentou maior influência no comportamento do COP, sendo que a Distância percorrida pelo COP e a Velocidade Resultante as que mais são influenciadas pela dupla IMC + Estatura. A variável perceptiva de desconforto utilizada trás à tona potenciais problemas que provavelmente influenciaram as estratégias adotadas pelos sujeitos na execução das tarefas e no comportamento do COP durante as mesmas.

Estudos futuros com amostra maior e em diferentes faixas etárias se fazem necessários para melhor compreensão deste fenômeno.

7- REFERÊNCIAS

AINHAGNE, M.; SANTHIAGO, V. Cadeira e mochilas escolares no processo de desenvolvimento da má postura e possíveis deformidades em crianças de 8-11 anos, **Colloquium Vitae**, Vol. 01, nº 01, 2009.

AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA, P.H.; SACOO, I.C.N; SERRÃO, J.C.; ARUAJO, .R.C.; MOCHIZUK, L.; DUARTE, M. Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição. Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física de São Paulo, São Paulo, s.d.

BARBACENA, Marcella Manfrini, **Equilíbrio postural em crianças com obesidade e sobrepeso de 7 a 14 anos de idade**, 141f., Dissertação (Mestrado), Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília, 2011.

BARTLETT, H. L.; TING, L. H.; BINGHAN, J. T. Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board, **Gait & Posture**, 2013.

BATISTA, W. O. ; ALVES JUNIOR, E. D.; PORTO, F.; PEREIRA, F. D.; SANTANA, R. F.; GURGEL, J. L. Influence of the length of institutionalization on older adults' postural balance and risk of falls: a transversal study, **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, Vol. 22, nº 4, jul/ago, 2014.

BENDIX, T. Adjustment of the seated workplace – with special reference to heights and inclinations of seat and table, **Laegeforeningens Forlag**, 1987.

BERGQUIST-ULLMAN, M.; LARSSON, U.; Acute low back pain in industry. **Acta Orthop. Scand.**, 170, 1-117, 1977.

BILLOT, M.; SIMONEAU, E. M.; HOECKE, J. V.;MARTIN, A. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing, **European Journal of Applied Physiology**, Vol. 109, 2010.

BISQUERRA, Rafael et al. **Introdução à Estatística: enfoque informático com o pacote estatístico SPSS**. Porto Alegre: Artmed, 2007.

BOWER, K. J.; MCGINLEY, J. L.; MILLER, K. J.; CLARK, R. A. Instrumented Static and Dynamic Balance Assessment after Stroke Using Wii Balance Boards: Reliability and Association with Clinical Tests, **Plos One**, Vol. 9, nº 12, Dez, 2014.

BRACCIALLI, L. M. P.; VILARTA, R. Aspectos a serem considerados na elaboração de programas de prevenção e orientação de problemas posturais, **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, Vol.14, nº 2, jun/dez, 2000.

BRAUN, W. Ursachen des lumbalen Bandscheiberverfalls, **Die Virbelsau in Forschung und Praxis**, 43, 1-92, 1969.

BRAUER, S. G.; BURNS, Y. R.; GALLEY, P. A Prospective Study of Laboratory and Clinical Measures of Postural Stability to Predict Community-Dwelling Fallers, **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, Vol. 55A, n.º 8, 2000.

BRECH, G. C.; DA FONSECA, A. M.; BAGNOLI, V. R.; BARACAT, E. C.; GREVE, J. M. D. Anteroposterior displacement behavior of the center of pressure, without visual reference, in postmeno- pausal womenwith andwithout lumbar osteoporosis, **Clinical Science**, Vol. 68, nº 10, 2013.

Chaffin, Don B., Gunnar Andersson, and Bernard J. Martin. **Occupational biomechanics**. 4 ed., New York: Wiley-Interscience, 2006.

CLARK, R. A.; BRYANT, A. L., PUAB, Y.; MCCRORYA, P.; BENNELL, K.; HUNTA, M. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance, **Gait & Posture**, vol. 31, 2010.

COELHO, D.B.; DUARTE M. Identificação paramétrica entre centro de massa e centro de pressão durante postura ereta quieta, **Revista Brasileira da Biomecânica**, São Paulo, Ano 9, nº 17, nov, 2008.

CORLETT, E. N.; BISHOP, R. P. A technique for assessing postural discomfort, **Ergonomics**, Vol 19, 1976.

COSTA, R. M. C.; GOROSO, D. G.; LOPES, J. A. F. Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão, **ACTA FISIATR**, Vol. 16, nº 1, 2009.

DONATH, L.; ZAHNER, L.; ROTH, R.; FRICKER, L.; CORDES, M.; HANSEN, H.; SCHMIDT-TRUCKSASS, A.; FAUDE, O. Balance and gait performance after maximal and submaximal endurance exercise in seniors: is there a higher fall-risk?, **European Journal of Applied Physiology**, Vol. 113, 2013.

DOYLE, T. L. A.; DUGAN, E. L.; HUMPHRIES, B.; NEWTON R.U. Discriminating between elderly and young using a fractal dimension analysis of center of pressure, **International Journal of Medical Sciences**, Vol. 1, nº 1, 2004.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. F. S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio, **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, Vol.14, nº 3, 2010.

FRAGA, Carlos Eduardo Nadal, **Desenvolvimento de um sistema de medição das forças de reação com o solo**, 60f., Dissertação (Mestrado), Faculdade de Engenharia, PUC-Rio Grande do Sul, 2013.

FREITAS, M. S.; PEREIRA, A. A.; DA SILVA, F. V. R. Proposta de um sistema para avaliação da postura sentada, **Conferência de estudos em engenharia elétrica**, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, 2012

FREITAS, S. M. S.F.; WIECZOREK, S. A.; MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing, **Gait & Posture**, Vol. 22, 2005.

GIL, A. W. O.; OLIVEIRA, M. R.; COELHO, V. A.; CARVALHO, C. E.; TEIXEIRA, D. C.; SILVA JUNIOR, R. A. Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly, **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, Vol. 15, nº 6, 2011.

GRIECO, A., Sitting Posture: An old problem and a new one, **Ergonomics**, 29, 345-362, 1986

HULT, L Cervical, Dorsal and Lumbar Spine Syndromes, **Acta Orthop. Scand.**, Suppl, 17, 1-102, 1954a.

HULT, T., The monkeyfors Investigation, **Acta Orthop. Scand.**, Suppl., 16, 1-76, 1954b.

HUURNINK, A.; FRANSZ, D. P.; KINGMA, I.; VAN DIEEN, J. H. Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks, **Journal of Biomechanics**, Vol. 46, 2013.

IHLEN, E. A. F.; SKJAERET, N.; VEREIJKEN, B. The influence of center-of-mass movements on the variation in the structure of human postural sway, **Journal of Biomechanics**, Vol, 46, 2013.

KESLEY, J. L.; An epidemiological Study of acute herniated lumbar intervertebral discs, **Rheumatol. Rehabil.**, 14, 144-145, 1975a.

KESLEY, J. L.; An epidemiological study of the relationship between occupations and acute herniated lumbar intervertebral discs, **Int. J. Epidemiol.**, 4, 197-204, 1975b.

KESLEY, J. L.; HARDY, R.J.; Driving motors vehicles as a risk factor for acute herniated lumbar intervertebral, **Am. J. Epidemiol**, 102, 63-73, 1975.

KOSLUCHER, F.; WADEA, M. G.; NELSON, B.; LIMB, K.; CHENC, F.; STOFFREGEN, T. A. Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults, **Gait & Posture**, Vol. 36, 2012.

KROEMER, K. H. E.; ROBINETTE, J.C.; Ergonomics in the design of office furniture, **Ind. Med. Surg.**, 38, 115,1969.

LAFOND, D.; CORRIVEAU, H.; HERBERT, R.; PRINCE, R. Intrasession Reliability of Center of Pressure Measures of Postural Steadiness in Healthy Elderly People, **Physical Medicine and Rehabilitation**, Vol. 85, n.º 6, jun, 2004

LAFOND, D.; CORRIVEAU, R.; PRINCE, R. Postural Control Mechanisms During Quiet Standing in Patients With Diabetic Sensory Neuropathy, **Diabetes Care**, Vol. 27, nº 1, jan, 2004

LARSEN, L. R.; JORGENSEN, M. G.; JUNGE, T.; JUUL-KRISTENSEN, B.; WEDDERKOPP, N. Field assessment of balance in 10 to 14 years old children, reproducibility and validity of the Nintendo Wii Board, **BMC Pediatrics**, Vol. 14, nº 144, 2014.

LAWRENCE, J. L.; Rheumatism in coal miners, Part III: occupational factors, **Br. J. Ind. Med.**, 12, 249-261, 1955.

LEAL, K. A. S.; VIEIRA, F. S.; DE CAMARGO, L. B.; NOVELLI, C.; MARTINS, G. C.; CASAGRANDE, R. M.; VILELA JUNIOR, G. B. A importância do centro de pressão (cop) no equilíbrio e na percepção de qualidade de vida durante o processo de envelhecimento, **Revista CPAQV – Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**, Vol. 7, nº. 1, 2015.

MAGORA, A.; Investigation of the relation between low back pain and occupation, 3. Physical requirements: sitting, standing and weight lifting, **Ind. Med. Surg.**, 41(12), 5-9, 1972.

MARCONI, Marina de Andrade; LAKATOS, Eva Maria, **Fundamentos da Metodologia Científica**, 7ª ed. São Paulo: Atlas, 2013.

MELO, P. S.; FERREIRA, T. P.; SANTOS-PONTELLI, T. E. G.; CARNEIRO, J. A. O.; CARNEIRO, A. A. O.; COLAFÊMINA, J. F. Comparação da oscilação postural estática na posição sentada entre jovens e idosos saudáveis, **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, Vol. 13, nº 6, nov/dez, 2009.

MOCHIZUK, L; AMADIO, A.C. Aspectos Biomecânicos da postura Ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão, **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, Vol. 3, nº 3, 2003.

MOCHIZUK, L; AMADIO, A.C. A aplicação da análise dos componentes principais para o estudo do controle postural, **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, Vol. 21, nº 1, jan/mar, 2007.

MUIR, J. W.; KIEL, D. P.; HANNAN, M.; MAGAZINER, J.; RUBIN, C. T. Dynamic Parameters of Balance Which Correlate to Elderly Persons with a History of Falls, **Plos One**, Vol. 8, nº 8, 2013.

PARAIZO, C.; DE MORAES, A. An ergonomic study on the biomechanical consequences in children, generate by the use of computers at school, **Work**, Vol. 41, nº 1, 2012.

PARK, D.; LEE, G. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation, **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, Vol. 11, 2014.

PARTRIDGE, R. E.; ANDERSON, J. A.; Back pain in industrial workers, **Proceedings of the international rheumatology congress**, Czechoslovakia, 1964, abstract 284.

PROSPERINI, L.; FORTUNA, D.; GIANNÌ, C.; LEONARDI, L.; MARCHETTI, M. R.; POZZILL, C. Home-Based Balance Training Using the Wii Balance Board: A Randomized, Crossover Pilot Study in Multiple Sclerosis, **Neurorehabilitation and Neural Repair**, Vol. 27, mar, 2013.

RAMÍREZ, A. M.; LECUMBERRI, P.; GÓMEZ, M.; RODRIGUEZ-MANÃS, L.; GARCÍA, F. J.; IZQUIERDO, M. Frailty assessment based on wavelet analysis during quiet standing balance test, **Journal of Biomechanics**, Vol. 44, 2011.

SABCHUK, R. A. C.; BENTO, P. C. B.; RODACKI, A. L. F. Comparação entre teste de equilíbrio de campo e plataforma de força, **Revista Brasileira de Medicina e Esporte**, Vol. 18, nº 6, nov/dez, 2012.

SALAVATI M.; HADIAN M. R.; MAZAHERI M.; NEGAHBAN H.; EBRAHIMI I., TALEBIAN S.; JAFARI A. H.; SANJARI M. A.; SOHANI S. M.; PARNIANPOUR M. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. **Gait & Posture**, Vol. 29, 2009.

SCHOBERTH, H., Sitzhaltung, Sitzchäden, Sitzmöbel, Springer, Berlin, 1962.

SILVA, A. G.; JOHNSON, M. Does forward head posture affect postural control in human healthy volunteers?, **Gait & Posture**, Vol. 38, 2013.

SHIH, C.; SHIH, C.; CHIANG, M. A new standing posture detector to enable people with multiple disabilities to control environmental stimulation by changing their standing posture through a commercial Wii Balance Board, **Research in Developmental Disabilities**, Vol. 31, 2010.

SOBERA, M.; SIEDLECKA, B.; PIESTRAK, P.; SOJKA-KRAWIEC, K.; GRACZYKOWSKA, B. Maintaining body balance in extreme positions, **Biology of Sports**, Vol. 24, nº 1, 2007.

SVENSSON, H. O.; ANDERSSON, G. B. J.; Low back pain in 40-47 year old man: work history and work environment factors, **Spine**, 8, 272-276, 1983.

VANÍCOLA, M.C.; MASSETO, S.T.; MENDES, E.F. Biomecânica Ocupacional – uma revisão de literatura, **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, São Paulo, Ano II, N.º 3, jan/jun, 2004.

YOUNG, W.; FERGUSON, S.; BRAULT, S.; CRAIG, C. Assessing and training standing balance in older adults: A novel approach using the 'Nintendo Wii' Balance Board, **Gait & Posture**, Vol. 33, 2011.

WESTREIN, C. G.; Low back sick-listing: a nosological and medical insurance investigation, **Scand. J. Soc. Med.**, Suppl. 7, 1-116, 1973

WINTER, David A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, 4^a ed., Toronto-Ontario: Wiley-Interscience, 1990.

ANEXO I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

_____ (*nome do sujeito da pesquisa, nacionalidade, idade, estado civil, profissão, endereço, RG*), neste ato representado por mim,

_____ (*nome do representante legal, nacionalidade, idade, estado civil, profissão, endereço, grau de parentesco com o sujeito da pesquisa ou qualificação como tutor ou curador*), está sendo convidado a participar de um estudo denominado **ANÁLISE POSTURAL DE ADOLESCENTES NO AMBIENTE ESCOLAR ATRAVÉS DE CENTRO DE PRESSÃO (COP) E DA CINEMÁTICA DA COLUNA VERTEBRAL NA POSIÇÃO SENTADA**, cujos objetivos e justificativas são: analisar o deslocamento do Centro de Pressão (COP) dos alunos, bem como possíveis adoção de posturas inadequadas, durante as aulas. Assim, uma detecção precoce de má postura pode evitar problemas futuros como dores e desvios posturais.

A sua participação no referido estudo será no sentido de realizar duas tarefas pedidas pelo pesquisador, sendo a 1ª a leitura de um texto projetado na tela, através do Data Show, e a 2ª escrever um texto que será ditado pelo avaliador que se posicionará atrás do aluno.

Fui alertado de que, da pesquisa a se realizar, é possível esperar alguns benefícios para o meu representado, tais como: a adoção de posturas mais adequadas em sala de aula, o que poderá diminuir a incidência de problemas posturais na fase adulta de sua vida, diminuição das dores e desconfortos causada por uma postura inadequada em sala de aula, e otimizar o processo de aprendizagem, uma vez que o aluno faça menos movimento para ajustar a postura inadequada, conseguindo ficar mais atento aos conteúdos passados pelos professores. Esta pesquisa não prevê nenhum tipo de desconforto ao participante.

Estou ciente de que a sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, o (a) identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que pode haver recusa à participação no estudo, bem como pode ser retirado o consentimento a qualquer momento, sem precisar haver justificativa, e de que, ao sair da pesquisa, não haverá qualquer prejuízo.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são: Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Júnior e Prof. Leandro Borelli de Camargo, ambos vinculados à UNIMEP (Universidade Metodista de Piracicaba) e com eles poderei manter contato pelos telefones (19) 3124-1515 e (19) 99104-4336 respectivamente.

É assegurada a assistência do meu representado durante toda a pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber

antes, durante e depois da participação de _____ **(nome do sujeito da pesquisa)**.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do estudo, autorizo a participação de _____ **(nome do sujeito da pesquisa)** na referida pesquisa, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, pela participação.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP UNIMEP (19) 3124-1605 ou mandar *e-mail* para iniciacao.cientifica@unimep.br

Piracicaba, 12 de março de 2015.

(Assinatura e RG do representante legal do sujeito da pesquisa - juntar documento que comprove parentesco/tutela/curatela)

Nome(s) e assinatura(s) do(s) pesquisador(es) responsável(responsáveis)

ANEXO II



Comitê de Ética em Pesquisa

CEP-UNIMEP

Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado “Análise postural de adolescentes no ambiente escolar através de centro de pressão (COP) e da cinemática da coluna vertebral na posição sentada”, sob o protocolo nº 69/2014, do pesquisador Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior esta de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 12/12/2012, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title “Postural analysis of teenagers in the school environment through center of pressure (COP) and spine kinematics in seated position”, protocol nº 69/2014, by Researcher Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior is in agreement with the Resolution 466/12 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.

Profa. Dra. Daniela Faleiros Bertelli Merino
Coordenadora CEP - UNIMEP

Piracicaba, 28 de outubro de 2014