

**UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAIBA  
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO**

**Marcelo Rodrigues Moreira**

**Análise da interferência das disfunções oculomotoras na estabilidade de crianças**

**São José dos Campos, SP  
2006**

Marcelo Rodrigues Moreira

**Análise da interferência das disfunções oculomotoras na estabilidade de crianças**

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Bioengenharia, da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dra. Claudia Santos Oliveira

São José dos Campos, SP  
2006

M838a

Moreira, Marcelo Rodrigues.

Análise da interferência das disfunções oculomotoras na estabilidade em crianças / Marcelo Rodrigues Moreira. orientadora, Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira. São José dos Campos, 2006.

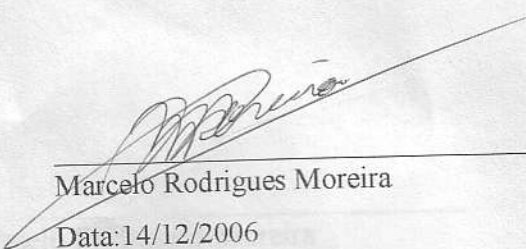
1 disco laser, color

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

1. Estabilometria 2. Equilíbrio Postural 3. Disfunções Oculomotoras 4. Visão e postura I. Oliveira, Claudia Santos, Orient., II. Título

CDU: 615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.



Marcelo Rodrigues Moreira

Data: 14/12/2006

# “ANÁLISE DA INTERFERÊNCIA DAS DISFUNÇÕES OCULOMOTORAS NA ESTABILIDADE DE CRIANÇAS”

Marcelo Rodrigues Moreira

Banca Examinadora:

Prof. Dr. LUIS VICENTE FRANCO DE OLIVEIRA (UNIVAP)

Prof. Dr. CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA (UNIVAP)

Prof. Dr. WILSON LUIZ PRZYSIEZNY (FURB)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco  
Diretor do IP&D – UniVap

*A Deus, Senhor de todas as coisas, meu provedor que me sustenta entre vale e montanhas, meu Senhor e Rei. Obrigado senhor por sempre me proteger de todo o mal, alargar minhas fronteiras e me abençoar, seu amor é melhor que a vida.*

*Não que sejamos capazes, por nós, de pensar alguma coisa, como de nós mesmos; mas a nossa capacidade vem de Deus, o qual também nos capacitou para sermos ministros dum novo pacto, não da letra, mas do espírito; porque a letra mata, mas o espírito vivifica. (II CORINTIOS 3: 5;6)*

## **AGRADECIMENTOS**

*Ao meu pai que sempre me estimulou a pesquisa dando suporte psicológico, físico e moral, a minha mãe que com sua coragem sempre me incentivou a batalhar.*

*Aos meus irmãos Juliana e Rodrigo que com suas vitórias ajudaram-me e me estimularam a correr atrás das minhas vitórias.*

*A minha eterna namorada Dayane minha companheira sempre presente que molda e me aperfeiçoa com o seu amor.*

*A Nilma e ao Afonso que são mais que tios, no qual Deus os usou para me direcionar pessoal e profissionalmente e que tantas vezes tiveram a paciência e o amor de me educar e assim me tornar o profissional que sou hoje.*

*Aos amigos e companheiros de mestrado: Elke, Hercules, Kelly, Maria Amélia e Rodolfo, que juntos demos apoio uns aos outros durante estes dois anos.*

*Ao amigo Daniel que sempre com seu conhecimento pode ajudar dando uma direção.*

*A professora Claudia e ao Professor Vicente, sempre auxiliando meus caminhas nesta caminhada. Em especial a Professora Claudia que com sua calma e paciência me guiou neste trabalho.*

*Ao professor Wilson que desde cursos de palmilhas apresentou-se atencioso e prestativo.*

*A Márcia André que com sua alegria e disposição me alegrou em dias de desânimo, obrigada sócia.*

*A Maria Eunice, que em tantas vezes deu conta de organizar nossos imprevistos.*

*Aos pacientes que sempre compreenderam a ausência necessária.*

*A todos que de forma direta e indireta me deram um apoio, incentivo, força e auxílio nesta vitória.*

## **Análise da interferência das disfunções oculomotoras na estabilidade de crianças.**

### **RESUMO**

O sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições do corpo. Essas informações adquiridas pelos sensores somatossensorial, vestibular e visual entregadas num processo complexo. Essas informações são levadas ao SNC e são integradas ao sistema motor que produz movimentos. O resultado desta integração entre sistemas sensoriais e motores produz um maior ou menor controle do equilíbrio. A função das informações sensoriais tem sido estudada experimentalmente por mensuração da oscilação corporal onde as entradas sensoriais são alterada, assim como alterações em um ou mais componentes do sistema sensorial devem perturbar o sistema de regulação do equilíbrio, provocando compensações motoras. O objetivo deste estudo é avaliar o nível de oscilação postural em crianças com e sem alterações oculomotoras através do exame de estabilometria. O estudo foi realizado com dois grupos de voluntários. O grupo com disfunção, composto de 102 crianças. O grupo normal foi composto de 90 participantes saudáveis e sedentários de ambos os sexos. Na aquisição de dados utilizou-se um baropodômetro do Sistema Footwork, consistindo numa plataforma de força com captadores capacitivos (2 704), para obtenção das variáveis nas situações estáticas e frequência de amostragem de 250 Hz. Nos resultados observou-se para OA do GN foi encontrada diferença estatística apenas para a variável de velocidade, com aumento na velocidade do pé E. A comparação entre os pés D e E para OF do grupo normal apresentou o mesmo comportamento. Entre os baricentros do pé D, pé E e corporal entre OA e OF do GN também apresentaram diferença estatística apenas para a variável de velocidade, tendo um aumento da velocidade quando estavam com os olhos fechados. O parâmetro desvio radial não apresentou diferença estatística para nenhum dos casos. A comparação entre os pés D e E do grupo com disfunção na situação de OA encontrou-se diferença estatística para a variável velocidade. O parâmetro de desvio radial na situação de OA não apresentou diferença estatística significativa. Na situação de OF também não apresentaram diferença estatisticamente significativa tanto para velocidade quanto para desvio radial. As comparações realizadas entre os baricentros do pé D, pé E e corporal entre AO e OF do GD, teve diferença estatística para a variável velocidade. Assim como para o grupo normal, o parâmetro desvio radial não apresentou diferença estatística significativa entre pé D, pé E e Corpo na situação de AO e OF do GD. Entre GN e GD na situação de OA não houve diferença estatística significativa. O mesmo aconteceu com a variável desvio radial para pé direito, pé esquerdo e corpo na situação OA entre o GN e GD. Não houve diferença estatística significativa nas comparações do pé D, pé E e corpo entre GN e GD, para situação OF tanto para velocidade quanto para desvio radial. Vários estudos neurofisiológicos sugerem que a propriocepção extraocular contribui para a posição dos olhos, cabeça e corpo em relação a postura e condição ambientais, e que os movimentos dos olhos influenciam na oscilação postural. No qual explica o aumento de velocidade nos dois grupos ao fechar os olhos.

**PALAVRAS-CHAVE:** Estabilometria, Equilíbrio Posural, Disfunção Oculomotoras, Visão e Postura.



## **Analysis of interference in oculomotors disfunction in balance of the ortostática position in children.**

### **ABSTRACT**

The system of postural control needs information on the positions of the body. These information acquired for the sensors somatossensorial, delivered vestibular contest and appearance in a complex process. These information are taken to the SNC and are integrated to the motor system that produces movements. The result of this integration between sensorial and motor systems produces a greater or minor has controlled of the balance. The function of the sensorial information has been studied experimentally for mensuração of the corporal oscillation where the sensorial entrances are modified, as well as alterations in one or component of the sensorial system they must disturb the system of regulation of the balance, provoking motor compensations. The objective of this study is to evaluate the level of postural oscillation in children with and without oculomotoras alterations through the estabilometria examination. The study it was carried through with two groups of volunteers. The group with disfunção, made up of 102 children. The normal group was composed of 90 healthful and sedentary participants of both the sexes. In the acquisition of data one was used baropodômetro of the Footwork System, consisting of a platform of force with capacitive captadores (2 704), for attainment of the 0 variable in the static situations and frequency of 250 sampling of Hz. In the results it was observed for OA of the GN was found difference statistics only for the speed 0 variable, with increase in the speed of foot E. the comparison between feet D and and for OF of the normal group it presented behavior the same. It enters the barycentres of foot D, foot and and corporal between OA and OF of the GN they had also presented difference statistics only for the speed 0 variable, having an increase of the speed when they were with the closed eyes. The parameter radial shunting line did not present difference statistics for none of the cases. The comparison between feet D and and of the group with disfunção in the OA situation met difference statistics for the changeable speed. The radial shunting line parameter in the OA situation did not present difference significant statistics. In the OF situation they had also not presented significant difference estatisticamente in such a way for speed how much for radial shunting line. The comparisons carried through between the barycentres of foot D, corporal foot and and between O and OF of the GD, had difference statistics for the changeable speed. As well as for the normal group, the parameter radial shunting line did not present difference significant statistics between foot D, foot and and Body in the situation of O and OF of the GD. Between GN and GD in the OA situation it did not have difference significant statistics. The same it happened with the changeable radial shunting line for right foot, left foot and body in situation OA between GN and GD. It did not have difference significant statistics in the comparisons of foot D, foot and and body between GN and GD, for situation OF in such a way for speed how much for radial shunting line. Some neurofisiológicos studies suggest that the extraocular propriocepção contributes for the position of the eyes, head and body in relation the ambient position and condition, and that the movements of the eyes influence in the postural oscillation. In which it explains the increase of speed in the two groups when closing the eyes.

**KEYWORDS:** Estabilometric, Balance, Oculomotors Disfuncion, Vision and Posture

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Ilustração 1: Representação de pêndulo invertido .....	31
Ilustração 2: Modelo matemático elaborado por duarte, 2001 e imagem representativa do corpo humano adaptado de ekman, 2000. ....	33
Ilustração 3: Influências sensoriais sobre o controle postural. ....	35
Ilustração 4: O olho e suas estruturas .....	42
Ilustração 5: Via ótica e representação do campo visual.....	42
Ilustração 6: Musculatura extrínseca ocular .....	44
Ilustração 7: Diagrama de blocos esquematizando a interação entre o sistema sensorial (visual binocular), à direita, e o oculomotor (à esquerda). ....	45
Ilustração 8: Distribuição esquemática de tonicidades musculares (A) e funções passivas (P) em posição oculares: a) primária; b) levoversão de 20°, c) dextroversão de 20°; d) levoversão de 40°; e) dextroversão de 40°.....	49
Ilustração 9: Disfunções oculomotoras.....	
Ilustração 10: Representação do sinal estabilométrico do baricentro do corpo (verde), do baricentro do pé direito (azul) e do baricentro do pé esquerdo (vermelho).....	61
Ilustração 11: Plataforma de força.....	65
Ilustração 12: Baricentro pé esquerdo, baricentro do corpo, baricentro pé direito e Estabilometria .....	65
Ilustração 13: Foto ilustrativa do posicionamento do paciente sobre a plataforma de força....	67
Ilustração 14: Foto ilustrativa do posicionamento dos pés dos pacientes. ....	67

## LISTA DE GRAFICOS

Gráfico 1:Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GN OA .....	70
Gráfico 2:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN OA.....	71
Gráfico 3:Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GN OF. ....	71
Gráfico 4:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN OF.....	72
Gráfico 5:Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GD OA.....	72
Gráfico 6:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN OF.....	73
Gráfico 7:Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GD OF. ....	73
Gráfico 8::Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN OF. ....	74
Gráfico 9:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OA e pé D OF. ....	74
Gráfico 10:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé E OA e pé E OF.....	75
Gráfico 11:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé E OA e pé E OF.....	75
Gráfico 12:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OA e pé D OF. ....	76
Gráfico 13:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé E OA e pé E OF. ....	76
Gráfico 14:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para corpo OA e corpo OF.....	77
Gráfico 15:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OA e pé D OF.....	77
Gráfico 16:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé E OA e pé E OF.....	78
Gráfico 17:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OA e pé D OF.....	78
Gráfico 18:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OA e pé D OF. ....	79
Gráfico 19:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé E OA e pé E OF. ....	79
Gráfico 20:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé E OA e pé E OF.....	80
Gráfico 21:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OA GNxGD e pé E OA GNxGD.....	81
Gráfico 22:Valores Médios e Desvio Padrão de P para o corpo OA GNxGD.....	81
Gráfico 23:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OA GNxGD e pé E OA GNxGD. ....	82
Gráfico 24:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para o corpo OA GNxGD. ....	82
Gráfico 25:Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OF GNxGD e pé E OF GNxGD.....	83
Gráfico 26:Valores Médios e Desvio Padrão de P para o corpo OF GNxGD.....	83
Gráfico 27:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OF GNxGD e pé E OF GNxGD.....	84
Gráfico 28:Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para o corpo OF GNxGD .....	84

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Desenvolvimento Visual.....	42
Tabela 2: Desenvolvimento da Acuidade Visual.....	52
Tabela 3: Caracterização dos Grupos da amostra.....	64

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

AO - Olhos Abertos

AP - Antero posterior

APFRS - Componente Antero Posterior da Força de Reação ao Solo

C - Baricentro Corporal

CG - Centro de Gravidade

CM - Centro de Massa

CP - Centro de Pressão

CV - Com Visão

BD - Baricentro Direito

BE - Baricentro Esquerdo

D - Direito

E - Esquerdo

FOD - Fixação do olho direito

FOE - Fixação do olho esquerdo

GD – Grupo com Disfunção

GL - Linha de Gravidade

GN - Grupo normal

LOS - Limite de Estabilidade

ML - Médio lateral

OF - Olhos Fechados

PDV - Portadora de disfunção visual

Rd - Desvio Radial

RMD - Reto media direito

RME - Reto medial esquerdo

SCV - Sem comprometimento visual

SV - Sem Visão

V - Velocidade

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>16</b>
1.1 Objetivo	18
<b>2 EQUILÍBRIO</b>	<b>19</b>
2.1 Equilíbrio Estático	21
2.2 Fatores que Interferem na Estabilidade do Corpo	22
2.2.1 Projeção do Centro de Gravidade (Cg)	22
2.2.2 Tamanho da Base de Sustentação	23
2.2.3 Altura da Localização do Centro de Gravidade	24
2.3 O Balanço Postural	24
2.4 Controle Postural	26
2.5 Teoria do Pêndulo Invertido	27
2.6 Sistemas Sensoriais Visual Envolvidos no Equilíbrio Postural	33
<b>3 OCULOMOTRICIDADE</b>	<b>35</b>
3.1 Musculatura Ocular	38
3.2 Comandos Corticais	40
3.3 Núcleos Oculomotores E Inervação	41
3.4 Fisiologia da Musculatura Ocular Extrínseca	41
3.4.1 Atividade muscular: contração e relaxamento	41
3.4.2 Posições Diagnósticas	42
3.5 Acomodação e Convergência	43
<b>4 ESTABILOMETRIA</b>	<b>48</b>
4.2 Plataforma de força piezoelétrica	50
<b>5 METODOLOGIA</b>	<b>54</b>
5.1 Amostra	54
5.2 Equipamentos	55
5.3 Procedimento experimental	56
5.3.1 Processo de adaptação aos equipamentos	56
5.4 <i>Análise estatística dos dados</i>	58
5.4.1 Parâmetros estabilométricos	58
<b>6 RESULTADOS</b>	<b>60</b>
6.1 Análise estatística de significância t – student pareado	60
6.2 Análise estatística de significância t – student independente	70
<b>7 DISCUSSÃO</b>	<b>75</b>
<b>8 CONCLUSÃO</b>	<b>82</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>83</b>
ANEXO A - Termo de consentimento livre e esclarecido da pesquisa:	95
ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa	97

## 1 INTRODUÇÃO

Quando realizamos um movimento no espaço, vários processamentos precisam ocorrer nos níveis moleculares, celulares, musculares e neurais para dar vida à ação motora. Em cada um destes níveis, a quantidade de subprocessamentos é muito grande, mesmo quando se trata da execução de movimentos simples, como uma flexão de um dedo.

Do ponto de vista da ação motora, os diversos graus de liberdade, representados pelas inúmeras direções e combinações de movimentos nas diversas articulações, confere ao sistema motor uma possibilidade muito grande de variações de movimentos para a execução de uma mesma ação motora.

O estudo do equilíbrio corporal e da postura corporal proporciona aspectos que estão englobados no sistema chamado de controle postural. Dentro deste sistema existem dois parâmetros a serem considerados, um envolvendo a orientação postural, ou seja, a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos próprios segmentos e ao meio ambiente, e o outro, o equilíbrio postural, representado por relações entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio corporal durante as ações motora.

Uma das capacidades mais importante para o controle postural de cada individuo e que contribui para a interação com o meio ambiente é sem duvida a de se equilibrar proporcionando movimentos de forma independentes.

Através do movimento corporal para se adaptação as do uso dos nossos sentidos para o controle postural e de equilíbrio é um aspecto essencial da conservação da estabilidade, em uma ampla variedade de atividades.

Qualquer movimento do centro de gravidade (CG) é detectado pela via aferente e é corrigido pela contração dos músculos posturais, gerado pelo sistema neuromuscular que ira dosar e coordenar as forças musculares para controlar a posição do corpo no espaço controlando assim o equilíbrio. Este controle ira proporcionar um maior torque contrário para equilibrar as forças gravitacionais e manter a postura ereta, alem da ativação dos músculos

antigravitacionais do tônus muscular e postural (BANDY; SANDERS, 2003; BIENFAIT, 1995).

O CG fica centrado sobre a base de sustentação dada pelos pés e é definido como o ponto central dentro da área dos limites da estabilidade. A centralização do CG possibilita que os limites de oscilação do indivíduo sejam tão grandes quanto os limites de estabilidade podendo com isto superar o efeito desestabilizante da gravidade. Esta estabilidade irá permitir pequenas oscilações corretivas na dimensão anterior-posterior (AP) e também lateralmente sendo os limites da estabilidade ilustrados por um “cone de estabilidade” e são estas oscilações que produzem estiramentos musculares mínimos que correspondem a um ganho mais importante da resposta dos fusos (BANDY; SANDERS, 2003).

Para o cumprimento da regulação do equilíbrio, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o corpo. Para tanto, três exoentradas podem ser utilizadas pelo corpo: somatossensorial, visual e vestibular estas exoentradas atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano e sua eficácia de cada uma delas pode ser verificada, anulando progressivamente, uma a uma (BARELA, 2000; BARELA, 1997; BRICOT, 1999; GAGEY; BERNARD, 1999).

Sabe-se que, na espécie humana, as informações visuais contribuem significativamente pelas informações recebidas pelo sistema nervoso central, reconhecendo e identificando formas, objetos e pessoas. Assim qualquer alteração no sistema sensitivo poderá gerar uma alteração do controle postural e por consequência na conservação da estabilidade e do equilíbrio (BANDY; SANDERS, 2003).

Quando ficamos em pé sobre uma plataforma, as informações plantares não são mais as mesmas que sobre o solo firme. Se, nessa situação, fecharmos os olhos, a estabilidade se torna muito mais delicada. A oscilação corporal verificada na manutenção da postura em pé quase dobra quando a informação visual é eliminada (BESSOU; ENJALBERT, 1996).

A estabilometria é um método de análise do equilíbrio postural através da quantificação das oscilações do corpo, por uma plataforma de força, cujos deslocamentos nos eixos ântero-posterior e latero-lateral são analisados em termos do centro de pressão (CP).



Sua aplicação tem sido reportada nas áreas de avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo (ARTHUR, 2002; DAGNONI, 2003).

Quando os estímulos são alterados, como em uma amplitude de movimento inadequada, dor ou fraqueza nas extremidades inferiores, o sistema de controle postural recebe informações distorcidas podendo ocasionar um desvio do alinhamento do centro de gravidade dentro dos limites de estabilidade, o que ocasiona movimentos alterados e aumenta o desequilíbrio e má postura.

A disfunção oculomotora é uma condição comum entre crianças, afetando cerca de 40% da população, podendo ocorrer, também, no adulto. Afeta homens e mulheres igualmente e pode ser transmitido hereditariamente. Quando existe visão binocular normal, ambos os olhos fixam o mesmo ponto. A porção visual do cérebro funde as duas imagens numa única. Quando o olho não se converge, duas diferentes imagens são enviadas ao cérebro.

Na criança, o cérebro aprende a ignorar ("não vê") a imagem do olho desviado e passa a ver somente a imagem do olho não desviado. Isso leva à perda de profundidade e da visão binocular. Por outro lado, nos adultos que desenvolvem esta disfunção, freqüentemente ocorre visão dupla, porque o cérebro já foi treinado a receber as imagens de ambos os olhos e não ignorar uma delas. O sintoma primário da disfunção oculomotora é o desvio de um ou ambos os olhos (MONICA; ROCHA, 2005; FLAVIA, et al., 2004).

## **1.1 Objetivo**

Avaliar o nível de oscilação postural em crianças com e sem alterações oculomotoras através do exame de estabilometria.

## 2 EQUILÍBRIO

O termo “equilíbrio” é oriundo do latim “*aequilibrium*” e, em seu sentido literário, significa “*Estado de um corpo solicitado por duas ou mais forças que se anulam entre si; harmonia; justa medida.*” (FERNANDES, 1993, EDMIR et al., 2005).

Sendo referido em diversas situações e áreas de conhecimento, o equilíbrio quase sempre está relacionado a uma condição de estabilização, meio-termo, balanceamento, moderação, comedimento. Em Fisiologia, por exemplo, o termo equilíbrio pode ser abordado em diversos assuntos, como no caso da produção de energia muscular (FERREIRA, 2003).

Carr (1998) coloca o equilíbrio (ou balanço) como sendo a capacidade de neutralizar forças que poderiam perturbar seu estado, o que requer coordenação e controle. Para Winter (1995) define equilíbrio como um termo genérico que descreve a dinâmica da postura corporal para evitar uma queda. Para Nichols (1997), equilíbrio é um termo ambíguo que descreve a habilidade de manter ou mover o corpo numa postura em que haja distribuição do peso de modo que não ocorra uma queda.

Para Horak e MacPherson (1996), o equilíbrio postural é o estado no qual todas as forças agindo sobre o corpo estão balanceadas, de forma que o corpo tende a estar na posição e orientação desejadas (equilíbrio estático) ou movendo-se de maneira controlada (equilíbrio dinâmico). O equilíbrio é a noção e distribuição do peso em relação a um espaço, tempo e eixo de gravidade, constituindo a base de toda a coordenação dinâmica global. Que embora muitas vezes o equilíbrio seja dado como equivalente à estabilidade de um corpo, esta significa a quantidade de resistência que os indivíduos colocam contra o distúrbio de seu equilíbrio.

Hay (1993) atribui o estado de equilíbrio a todo corpo que permanece em repouso ou movimentando-se a uma velocidade constante.

O equilíbrio estático é garantido quando o somatório de todas as forças atuantes no corpo - verticais e horizontais - é igual a zero, e quando a soma de todos os torques é igual a zero (HAY; HEID, 1985; HALL, 2000; FRONTERA; DAWSON; SLOVICK, 2001; ENOKA, 2000; WATKINS, 2001).

Haye Heid (1985) e Hall (2000) concordam que a estabilidade corporal tem a ver com o estado de equilíbrio do corpo. A resistência à aceleração angular ou linear e a capacidade do indivíduo em assumir e manter uma determinada posição refere-se ao equilíbrio corporal do sujeito. O que temos é uma série de afirmações complementares e, até, redundantes. De fato, a condição de equilíbrio mecânico de um corpo depende da interação entre a ação de forças que nele atuam e sua capacidade de resistir a qualquer movimento que elas possam vir a provocar.

O somatório de forças atuantes em um corpo sendo zero, não existirá torque resultante e, conseqüentemente, não haverá movimentos de rotação, o que torna estável. Tratando-se do equilíbrio mecânico no corpo humano, a interação entre fatores mecânicos e demais condições de ordem fisiológica e emocional devem estar em perfeita harmonia para que este estado possa existir.

A questão do equilíbrio, bem como toda a complexidade envolvida na obtenção e manutenção deste, é notada quando assumimos a posição ereta. A tarefa de manter o equilíbrio nota-se como extremamente difícil quando a capacidade de manter a postura ereta se deteriora. Tal fato pode ocorrer quando o corpo é acometido por patologias no sistema neuromotor, distúrbios de algum sistema sensorial que auxilia na tarefa do equilíbrio, como o sistema vestibular, além de acidente vascular cerebral, e Mal de Parkinson (FERREIRA, 2003).

O estudo do equilíbrio é pertinente, mais precisamente, à área da Estática já que estuda “... *as condições sob as quais o objeto se mantém em equilíbrio ou em repouso como resultado de forças agindo sobre ele.*” (NORKIN; LEVANGIE, 2001).

O controle de equilíbrio pode ser uma reação em resposta as forças externas que deslocam o CM, ou uma antecipação as forças desestabilizadoras geradas internamente, imposta pelos movimentos do próprio corpo. As forças externa, incluindo gravidade e forças relacionadas a interação com o ambiente; e as forças internas, que são geradas durante os movimentos do corpo, por exemplo a respiração, e que dão origem a forças externas na superfície de apoio, desestabilizam o corpo por acelerarem seu CM (WIECZOREK, 2003).

Duarte (2000) em seu estudo verificou a preocupação de vários autores em pesquisar sobre o assunto, o que contribui sobremaneira para a evolução da área. Instrumentos são

elaborados para quantificar e qualificar o estado de equilíbrio, ou seja, com o intuito de estabelecer melhor entendimento sobre o fenômeno. Entretanto, parecem carecer de pesquisas as áreas que dizem respeito ao trabalho realizado com indivíduos em fase de desenvolvimento motor, bem como exercícios para melhora de performance de desportistas. A Mecânica, puramente, não resolve os problemas humanos acerca de distúrbios no equilíbrio postural (FERREIRA, 2003).

Tratando mais especificamente da postura do corpo, seja aquela ideal em posição de bipedestação ou aquela mantida em situações de trabalho braçal e esportes, temos que o controle postural é algo bastante complexo e que depende da interação de diversos sistemas orgânicos (FERREIRA, 2003).

Segundo Enoka (2000), o objetivo da atividade postural é manter a estabilidade do sistema musculoesquelético.

O desempenho da musculatura esquelética depende do equilíbrio entre a síntese muscular de Adenosina trifosfática e a demanda de energia dos processos metabólicos (FRONTERA; DAWSON; SLOVICK, 2001).

Duarte (2000) complementa com a afirmação de que a manutenção do equilíbrio corporal e postural humano é uma tarefa bastante complexa, principalmente pelo fato de termos assumido uma nova postura ao longo da evolução da espécie. A mudança de apoio e, conseqüentemente, de postura solicitou do organismo humano um esforço maior para manutenção desta postura, em virtude da ação das diversas forças que o corpo humano sofre, constantemente.

## **2.1 Equilíbrio Estático**

Quando uma dessas condições é violada, o equilíbrio estático deixa de existir interferindo na resistência linear e angular que o objeto possuía (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Bienfait (1995) coloca que a importância de se estudar a função estática no corpo humano não se deve à idéia de se tentar procurar uma posição estrita, mas considerar os desequilíbrios possíveis, suas razões e as forças que os controlam.

A princípio pela importância do equilíbrio estático na manutenção da postura e de que qualquer desvio, precocemente diagnosticado, está apto a ser amenizado (FERRONATO; CANDOTTI; SILVEIRA, 1998).

Ao contrário do que possa parecer, ao assumir a posição ereta bípede, o corpo humano ainda permanece em equilíbrio dinâmico vistas as oscilações presentes no organismo, facilmente percebidas e testadas com instrumentos, tal como a plataforma de força que analisa, principalmente, oscilações dos centros de pressão e de gravidade (DUARTE, 2000).

## **2.2 Fatores que Interferem na Estabilidade do Corpo**

De acordo com a Primeira Lei de Newton, todo corpo tende a permanecer no seu estado de movimento até que uma força aja sobre ele. Assim, na superfície terrestre, os corpos são submetidos à força gravitacional, gerando a força Peso. Cada partícula do corpo possui seu peso e, na verdade, o chamado Peso do corpo, é o resultado de todas as forças atrativas do corpo para o centro da Terra que possui mesma direção e vetor resultante paralelo às linhas de ação das forças Peso individuais. A Linha da Gravidade (GL) corresponde à linha de ação da força Peso do corpo (FERREIRA, 2003).

### **2.2.1 Projeção do Centro de Gravidade (Cg)**

O centro de gravidade (CG) é o ponto por onde passa o suporte do vetor resultante do somatório das forças Peso do corpo. É um ponto virtual, equivalente ao centro de equilíbrio de um corpo, pois é onde a massa deste corpo se distribui, uniformemente. Equivale ao centro de massa (CM) de um objeto, entretanto sofre a ação da força gravitacional (HAY, 1993).

Apesar de normalmente o centro de massa (CM) de um corpo e o centro de gravidade se referirem a um mesmo ponto do corpo, eles nem sempre coincidem. Esta base significa a

área que suporta o restante do corpo em qualquer posição. Geralmente, é a área do solo englobada pelos pontos de contato com o objeto. Pode acontecer, entretanto, da base de sustentação do corpo não estar abaixo deste. A estabilidade é alcançada gerando-se momentos de força sobre a articulação do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer outra perturbação, num processo contínuo e dinâmico, durante a permanência em determinada postura. Nessa postura a projeção do CG se move continuamente, aproximadamente 1cm na direção antero-posterior e 0,5 cm na direção médio-lateral (ROTHWELL, 1994; HAY; REID, 1985; HALL, 2000; ENOKA, 2000).

Sendo assim, a estabilidade do objeto é mais garantida se a projeção do centro de gravidade se faz no centro geométrico de sua base de sustentação, dentro do perímetro desta base (CARR, 1998).

Isto quer dizer que, quando a projeção do CG do indivíduo se afasta do centro geométrico de seu polígono de suporte, a soma das forças e dos torques aplicados no seu corpo estará diferente de zero e, portanto, seu corpo tenderá a movimentos de rotação (CARR, 1998).

Alguns fatores interferem na localização do centro de gravidade no corpo, logo, na projeção do CG em sua base de sustentação, tais como a mudança de posição corporal e aumento de massa, bem como sua distribuição no corpo (FERREIRA, 2003).

### **2.2.2 Tamanho da Base de Sustentação**

O tamanho da base de sustentação também interfere na estabilidade do corpo. Quanto maior for seu polígono de sustentação, maior será a capacidade deste indivíduo de resistir à ação de forças. Isto porque, se a estabilidade é maior quando a projeção do centro de gravidade do indivíduo se faz no centro de sua base de suporte, com a área aumentada, fica mais difícil que esta projeção saia dos limites da base. Mesmo que o indivíduo não esteja completamente estabilizado, seu grau de instabilidade será menor comparado ao momento em que a projeção do seu CG estava fora das linhas do polígono formado por sua base (CARR, 1998; HAMILL; KNUTZEN, 1999).

### 2.2.3 Altura da Localização do Centro de Gravidade

A altura da localização do CG em relação aos limites de sua base de sustentação interfere na estabilidade de um corpo. Quanto mais baixa sua posição, mais estável estará o corpo (CARR, 1998; HAY, 1993).

Estudo da postura é o centro de massa do corpo e o centro de pressão (CP) que é resultado das forças aplicadas no apoio. Erroneamente, consideram-se estas duas grandezas como uma única grandeza e com o mesmo papel no controle da postura, em especial, no controle do equilíbrio da postura ereta (MOCHIZUKI L; AMADIO, A., 2003).

## 2.3 O Balanço Postural

O estudo da trajetória do centro de massa do corpo humano é realizado para compreender os mecanismos de controle postural em diferentes ações motoras (WINTER DA, 1979).

Esta variável é tradicionalmente associada ao movimento do centro de pressão, que resulta da interação das forças de reação do solo com o apoio do corpo humano com o chão, para estudar os movimentos associados ao controle do corpo em relação à base de apoio e equilíbrio (SPAEPEN AJ; PEERAER L; WILLEMS EJ 1979; ZATSIORSKY VM; KING DL., 1998; MASSION J; ET AL, 1998).

Chamamos balanço postural à oscilação natural que o corpo apresenta quando está na postura ereta. O balanço postural é tradicionalmente representado por meio da trajetória do centro de massa (WINTER DA, 1995).

O centro de pressão (CP) é uma medida de deslocamento e é influenciado pela posição do centro de massa. Esta grandeza é classicamente associada aos estudos do controle postural por causa de sua relação com o CM. No entanto, há confusão sobre o papel das grandezas CM e CP no controle postural (GURFINKEL EV, 1973; WINTER DA, 1995; ZATSIORSKY VM; KING DL., 1998).

A oscilação do CM é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza CP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do CM (MOCHIZUKI L; AMADIO, A., 2003).

O CP indica a posição do vetor resultante da força de reação ao solo. Este vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem na plataforma de força, como a força peso e as forças internas (musculares e articulares) transmitidas ao apoio. O deslocamento anterior do CM (velocidade  $v$  e aceleração  $a$  positivas) favorece o balanço posterior do corpo. Para evitar a queda, APFRS (componente antero-posterior da força de reação do solo) migra para direção posterior. Ao mesmo tempo, há o deslocamento anterior do CP, passando pela posição em que as forças horizontais aplicadas no corpo são iguais a zero (instante quando a posição do CP e do CM são iguais) até que o balanço anterior cesse. Contudo, APFRS causa além do fim do balanço anterior, o início do balanço posterior.

Este balanço posterior, para ser contrabalançado implica no deslocamento posterior do CP e o aumento de APFRS, analogamente ao balanço anterior. Esta situação é contínua, alternando-se balanços posteriores e anteriores do CP e CM. A diferença entre CM e CP se dá no domínio temporal e de frequências. No domínio temporal, estas diferenças surgem pelos elementos que compõem cada variável. No domínio de frequências, estas diferenças são evidenciadas por diferentes distribuições de frequência no espectro de frequências do sinal.

A diferença entre CM e CP é por causa de efeitos dinâmicos e quanto menores as frequências de oscilação, menores são as características dinâmicas na posição de equilíbrio e mais semelhantes são CP e CM. Para frequências até 0,2 Hz, cerca de 10% da oscilação do CP não representa a oscilação do CM, mas acelerações de segmentos corporais, e para 0,5 Hz este número já é cerca de 50% (MOCHIZUKI L; AMADIO, A., 2003; GURFINKEL EV, 1973; HAYES, K. C, 198).

O conteúdo do espectro de frequências do CP para uma pessoa normal na postura ereta está na faixa de zero a dois hertz com a maior parte do conteúdo até 0,5 Hz (HAYES HC, 1982).

Clapp e Wing (1999) afirmam que valores superiores nas oscilações bipodálicas ântero-posteriores são tipicamente duas vezes mais frequentes do que nas oscilações laterais, sugerindo assim estabilidade lateral.



O controle postural elege uma variável relacionada à posição do corpo humano e o monitoramento desta variável se dá por informações sensoriais. Entre as possíveis variáveis relacionadas à postura ereta humana, se destacam CM, a linha vertical que passa pelo CM denominada Linha de Gravidade (GL), a posição da cabeça e o alinhamento vertical do corpo humano ou do tronco (MASSION, ET AL, 1998, 1997; WINTER, 1995).

Considerando apenas variáveis globais (excluindo a posição isolada da cabeça), verificamos que as forças externas aplicadas são as forças de reação do solo e a força de gravidade. A única interação com o meio externo que o corpo humano tem para restabelecer o equilíbrio surge com a base de suporte. O controle baseado nesta interação é pelo controle da posição do CP. Conseqüentemente, para controlar a posição do CM, da GL ou do alinhamento vertical, a variável usada é o CP. Busca-se minimizar o resíduo resultante da diferença do CP e estas variáveis globais (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

O controle deste resíduo é influenciado por outros fatores, como: a distância entre a GL e o limite da base de apoio, massa do sistema, altura do CM, área da base de apoio, velocidade de deslocamento do CM e a força de atrito entre a superfície de contato com a base de apoio (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; HORAK; NASHNER, 1986; ANENKO, 1997; PAI; PATTON, 1997).

Essencialmente, existem duas formas de se estudar a diferença entre CP e CM, que se diferenciam pela forma como o CM é mensurado. O CM pode ser estimado por meio da mensuração da cinemática do corpo todo, combinado com um modelo antropométrico adequado à escolha da forma de reconstrução das coordenadas espaciais da posição dos segmentos do corpo. A outra forma de se estimar o CM é a partir do CP. Estudos mostram que a trajetória do CM pode ser estimada por um modelo de pêndulo invertido e combinando informações cinemáticas e dinâmicas do movimento, ou integrando duas vezes a posição do CP (MOCHIZUKI L; AMADIO, 2003; DAVID, et al, 1998).

## **2.4 Controle Postural**

O estudo do equilíbrio corporal e da postura corporal proporciona aspectos que estão englobados no sistema chamado de controle postural. Dentro deste sistema existem dois parâmetros a serem considerados, um envolvendo a orientação postural, ou seja, a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos próprios segmentos e ao meio ambiente, e o outro, o equilíbrio postural, representado por relações entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio corporal durante as ações motoras (HORAK; MACPHERSON, 1996).

O controle postural é tão complexo quanto o controle de movimentos. A descrição desta complexidade implica no aprofundamento de uma única variável ou na atuação conjunta de diferentes sistemas de medição para medição de diferentes características do movimento, orientados por particulares variáveis do mesmo fenômeno - a complexa análise biomecânica do movimento (AMADIO et al, 1999).

Assim, a análise dos resultados é baseada na complementaridade de informações e conceitos. Cada forma de análise contorna uma parte do tema e juntos se complementam (MOCHIZUKI L; AMADIO, A., 2003).

## **2.5 Teoria do Pêndulo Invertido**

O controle postural humano é comparado a um pêndulo invertido (ilustração 2) suspenso sobre uma base e que oscila constantemente devido ao controle do equilíbrio e da postura (GAGEY; WEBER, 2001).

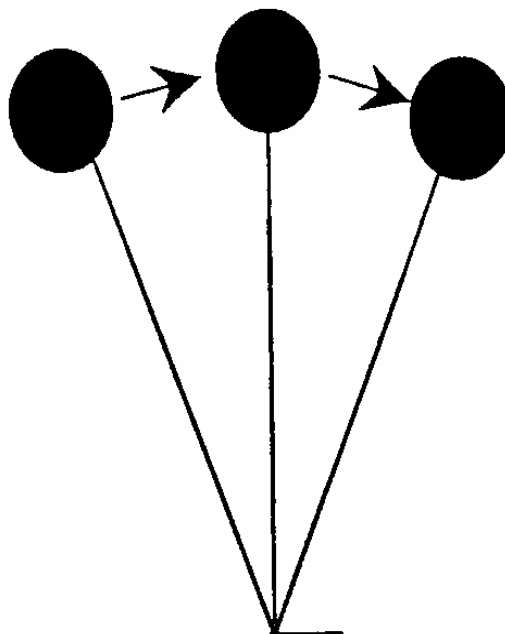


Ilustração 1: Representação de pêndulo invertido

O modelo invertido do pêndulo relaciona a variável controlada (CM) com a variável controlando (CP). Tal modelo fornece um relacionamento analítico entre estas duas variáveis geralmente medidas e a aceleração horizontal de CM. O CP-CM é certamente proporcional a aceleração horizontal de CM (sentido medial/lateral, M/L) nos planos sagitais (sentido anterior/posterior, A/P) e frontais.

As duas equações que capturam este relacionamento são onde o  $p_x$  é o centro da posição da pressão com respeito à junção do tornozelo no sentido de A/P,  $x$  são a posição de CM, com respeito à junção do tornozelo no sentido de A/P,  $\ddot{x}$  são as acelerações horizontal de CM, estas são a inércia do corpo sobre a junção do tornozelo dentro o plano sagital,  $W$  está a um peso do corpo (menos o peso dos pés), e  $h$  está a uma altura de CM acima da junção do tornozelo e onde  $z$  consulta aos deslocamentos no sentido de M/L e  $se$  é a inércia do corpo sobre a junção do tornozelo no plano frontal. Assim o modelo invertido do pêndulo no sentido A/P e de planos M/L na aceleração horizontal do pêndulo é proporcional à diferença entre o CP e a CM.

Um relacionamento idêntico foi desenvolvido pelo De Breniere (1996) usando simplificações similares mas supondo que o CP e CM eram funções periódicas na fase um com o outro. Se o CP for antes de CM, então CM está sendo acelerado invertido e vice e versa

se o CP for atrás do CM. Similarmente, se CP for à direita de CM, a massa está sendo acelerada à esquerda, e à direita se CP for à esquerda de CM. O primeiro alvo deste papel é validar o modelo invertido do pêndulo em A/P e em M/L aplanada. Esta validação será conseguido demonstrando uma correlação elevada entre o sinal do erro de CP-CM e os aceleradores horizontais respectivos de CM em cada plano (DAVID A., 1998).

Duarte (2001) representou matematicamente o controle postural humano demonstrado na ilustração 3, onde:  $d$  é o comprimento do pendulo, dado pela distância do tornozelo até o COG (centro de gravidade do corpo);  $m$  é massa do corpo e  $g$  a aceleração da gravidade;  $\alpha$  (alfa) é o ângulo entre a vertical e o corpo;  $h$  é a altura da articulação do tornozelo;  $F_x$ ,  $F_y$  são as forças na direção ântero-posterior (a-p) e na direção vertical respectivamente; CP é a posição do centro de pressão na direção a-p; GL é a posição da projeção horizontal do CG na direção a-p;  $M$  é o torque resultante no tornozelo para manutenção da postura ereta.

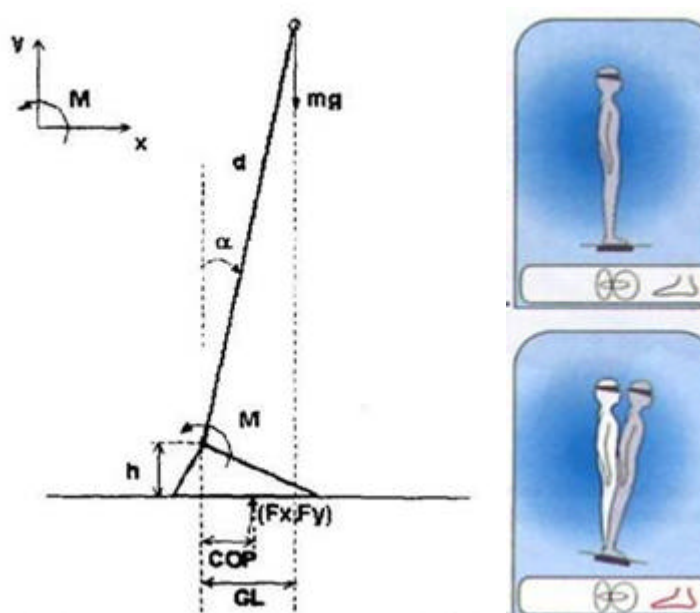


Ilustração 2: Modelo matemático elaborado por Duarte, 2001 e imagem representativa do corpo humano adaptado de Ekman (2000)

A tarefa do sistema de controle postural é, portanto, manter a projeção horizontal do centro de gravidade (CG) do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta estática. A estabilidade é alcançada gerando-se momentos de

força sobre as articulações do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer perturbação em um processo contínuo e dinâmico durante a permanência em determinada postura (DUARTE, 2001).

Durante a postura ereta bípede quieta em pessoas normais, ainda que o LOS (LOS, *limit of stability*) defina uma base de estabilidade da ordem de algumas centenas de centímetros quadrados, as áreas cobertas pela GL (Linha de Gravidade) e pelo deslocamento do CP são cerca de cem vezes menores. Esta grande diferença evidencia que o corpo humano procura o estado de menor oscilação possível, o que apresenta duas vantagens diretas. A primeira é que, mantendo-se o corpo o mais próximo da vertical, menores torques restaurativos são necessários, o que implica em menor gasto energético. A segunda vantagem é que, mantendo-se a projeção do CG longe dos LOS, a recuperação do equilíbrio após uma perturbação é mais eficaz. Os LOS reais são menores que os definidos pela superfície delimitada pelos pés porque o corpo humano é incapacitado de gerar certos níveis de torque necessários para restaurar o equilíbrio numa região próxima dos LOS para grandes velocidades de oscilação do corpo (Pai & Patton, 1997). Essa segunda vantagem apontada indicaria para uma outra teoria de controle do equilíbrio postural: o sistema de controle postural controlaria a distância do CP ao LOS, de modo a maximizar o tempo para o contato do CP com o LOS (SLOBOUNOV et al., 1997; PAI; YI-C.; PATTON, 1997).

Para controlar a postura, o sistema de controle postural precisa realizar três funções: sustentação, estabilização e equilíbrio. Os músculos apropriados devem ser contraídos para sustentar o corpo contra a gravidade; os segmentos sustentados devem ser estabilizados quando outros estão sendo movidos; e o corpo deve ser corretamente equilibrado na sua base de apoio. Isto significa que um ambiente estacionário, a projeção do CG sobre a superfície deve ficar dentro da base de apoio (ROTHERWELL, 1994; DUARTE, 2000).

Para realizar estas três funções, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo em relação a força de gravidade ou outra força externa. Essas informações adquiridas pelos sensores somatossensorial, vestibular e visual entregadas num processo complexo. Essas informações sensoriais são levadas ao sistema nervoso central e são integradas ao sistema motor para produzir os movimentos corporais. O resultado desta integração entre sistemas sensoriais e sistemas motores produz um maior ou menor grau de controle do equilíbrio (WIECZOREK, 2003).

A orientação do corpo envolve o controle da relação entre os vários segmentos corporais (Ilustração 1).

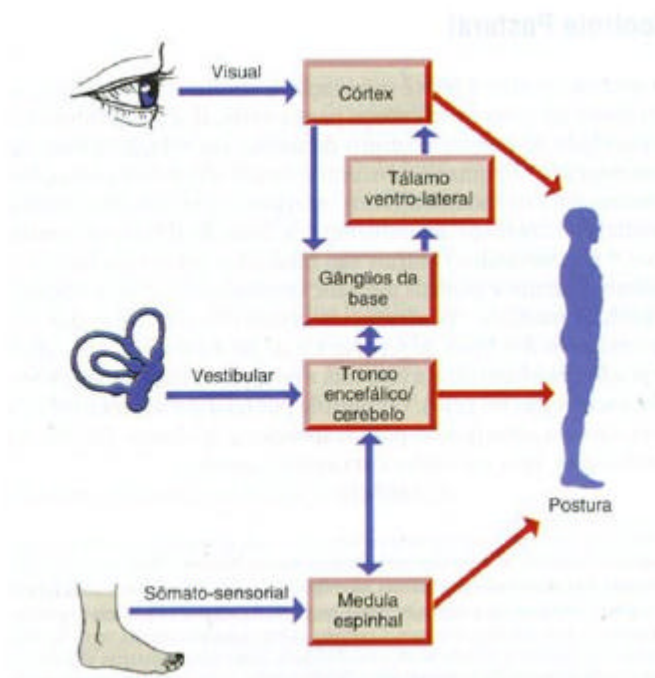


Ilustração 3: Influências sensoriais sobre o controle postural. Fonte Enoka (2000)

Numerosos estudos tem sido mostrado que a estimulação visual, proprioceptiva ou vestibular influenciam o balanço corporal e que é realizado por um sistema sensorio motor complexo, o qual integra a interação contínua dos sistemas oculomotor, vestibular e somato-sensorial, e influenciado por diversos fatores fisiológicos como a respiração, batimentos cardíacos e o retorno venoso e ainda pela idade, condicionamento físico e estado clínico (INAMURA *et al.*, 1996; VIEIRA *et al.*, 2003; MELLO *et al.*, 2002).

Contudo, pouco se sabe sobre como as informações destes sistemas são processadas e combinadas para gerar um torque corretivo apropriado quando tem um conflito ou um conflito das orientações da informação de diferentes sistemas sensoriais (PETERKA, 2002).

Uma possibilidade é que as entradas sensoriais estão combinadas em uma maneira essencialmente linear. Isto é, cada sistema sensorial detecta um “erro” indica o desvio da orientação do corpo de alguma posição da referência. A entrada sensorial Vestibular detecta desvios da orientação da cabeça principalmente no sentido terra-vertical (gravidade), sensores visuais detectam a orientação da cabeça principalmente relativa ao mundo visual, e os

proprioceptors detectam a orientação da perna relativo à superfície da sustentação. Os sinais individuais do erro são somados, e o torque corretivo apropriado é gerado em função deste sinal somado (PETERKA, 2002).

Adicionalmente, nós supomos que as transformações neural apropriadas estão executadas nas várias entradas sensoriais de modo que o sistema nervoso tenha a informação no movimento do centro de massa do corpo relativo a cada referência sensorial (isto é, o sentido da gravidade para entrada vestibular, da orientação visual do mundo para entrada visuais, e da orientação de superfície da sustentação para entrada proprioceptive). Os estudos psicofísicos suportam o fato que tais transformações podem ocorrer (MERGNER et al. 1991, 1997).

O controle postural normal requer a capacidade de adaptar as respostas às demandas mutáveis da tarefa e do ambiente. Essa flexibilidade exige a disponibilidade de estratégias motoras múltiplas e a capacidade de selecionar a estratégia adequada, de acordo com as características da tarefa e do ambiente (SHUMWAY; COOK; WOOLLACOTT, 2003).

O funcionamento do sistema postural envolve a necessidade de coordenar e controlar os segmentos corporais com base nas informações sensoriais. Desta forma, mesmo um comportamento cotidiano como a manutenção da posição ereta, ao contrário do que parece, é uma tarefa complexa que envolve um intrincado relacionamento entre informação sensorial e atividade motora (WOOLLEY *et al.*, 1993; BARELA, 2000).

A função das informações sensoriais das várias entradas no controle postural tem sido estudada experimentalmente por mensuração da oscilação corporal em condições nas quais as entradas sensoriais tem sido alterada ou limitada, assim como experimentalmente e em patologias (HORAK; NASHNER; DIENER, 1990).

Assim, alterações em um ou mais componentes do sistema sensorial devem perturbar o sistema de regulação do equilíbrio, provocando compensações motoras em diferentes níveis de controle (medular, sub-cortical e cortical) (FRANSSON *et al.*, 1998; SASAKI *et al.*, 2002).

Para manter a postura ereta após um movimento rápido do corpo que cause um considerável deslocamento do centro de massa do sistema, ajustes posturais são utilizados como os ajustes postural antecipatório (MOCHIZUKI *et al*; 2001).

Os ajustes posturais antecipatórios são ações pré-programadas, dessa forma são ajustes superestimados ou subestimados, mas que buscam prever a magnitude da perturbação, necessariamente iniciados voluntariamente e desencadeados centralmente (LATASH, 1997).

São funções do ajuste postural antecipatório: minimizar as perturbações posturais, em termos de equilíbrio ou de orientação postural; a preparação postural para o movimento, como indicado pelo deslocamento do CO antes de um movimento da perna para início da marcha; ajudar a realização do movimento em termos de velocidade ou força, e desenvolver momentos de inércia que se opõem aos momentos intersegmentares (que podem criar instabilidades ao movimento) (MASSION, 1998).

## **2.6 Sistemas Sensoriais Visual Envolvidos no Equilíbrio Postural**

Cada sistema sensorial envolvido no controle do equilíbrio (visual, somatossensorial e vestibular) possui vários caminhos distintos e é formado anatomicamente funcionalmente por subsistemas diferentes que realizam tarefas especializadas. Cada um deles, apesar de alguma sobreposição, é especializado em trabalhar dentro de um certo domínio de frequências e de amplitudes e, nesse aspecto, os três sistemas não são inteiramente redundantes (NASHNER,1981).

As informações visuais produzem uma referencia para a verticalidade (desde de que hajam muitos objetos ao redor alinhados verticalmente por exemplo janelas e portas) e contribuem para manter a oscilação natural do corpo distante dos limites da base de apoio, informando com fixar a posição da cabeça e do tronco quando o CG é perturbado pela translação da superfície de apoio (BUCHANAN; HORAK, 1999).

Elas também são importantes para o controle do equilíbrio, mas não são absolutamente necessárias, uma vez que a maioria de nós é capaz de manter o equilíbrio quando fecha os olhos ou quando esta em uma sala escura. Além disso, as informações visuais não são sempre



uma fonte acurada de informações sobre a orientação do próprio movimento uma vez que o sistema visual tem dificuldade de distinguir entre o movimento de um objeto e o movimento do próprio corpo (SHUMWAY; COOK; WOOLLACOTT, 1995).

O controle postural e oculomotor são funções sensório-motoras que operam independentemente. Ambos usam o comando do sistema vestibular, o qual converge com sinais visuais e somatosensoriais e é subsequentemente processado em estruturas vestibulares multisensoriais que são incorporadas nos circuitos neurais vestibulo ocular e vestibulo espinhal. Vários estudos neurofisiológicos sugerem que a propriocepção extraocular contribui para a posição dos olhos, cabeça e corpo em relação a postura e condição ambientais, e que os movimentos dos olhos influenciam na oscilação postural (JAHN et al. 2002).

Com os olhos fechados o sistema nervoso central depende das respostas vestibulares e/ou somestésicas para detectar potencialmente as oscilações do corpo (LASLEY, et al, 1991; ROUGIER; FARENC, 2000).

### 3 OCULOMOTRICIDADE

Na Grécia clássica, as disfunções oculomotoras eram amplamente divulgadas. Parece que a popularidade é devida a um geógrafo afetado pela moléstia. A pesquisa e busca de uma solução começou, segundo registros, com Hipócrates. Ele conseguiu diferenciar as disfunções paralíticas das concomitantes. Na literatura de Roma, haviam descrito a doença como incurável. Paulus, de Aegineta, foi o primeiro a introduzir uma tentativa racional de tratamento. Ele propôs o uso de uma máscara que tampasse os olhos, acreditando assim que voltariam à posição normal. É o princípio do que hoje chamamos de oclusão. Até 1564, quando Ambroise Paré surgiu, o método de Paulus, de Aegineta foi o único utilizado. Paré, o mais conceituado cirurgião de sua época, tentou aplicar um óculos com pequenas frestas para obrigar o olho afetado a voltar para posição normal. Pouco depois, Georg Bartisch percebeu a diferença entre os tipos convergente e divergente da doença (ESTRABISMO, 2006).

A maior parte das crianças no primeiro mês de vida apresentam os olhos em paralelismo, embora aproximadamente um terço delas apresentem um pequeno exodesvio; nos meses subsequentes estes desvios desaparecem e concluindo que a maior parte das crianças não apresentam desvios nos primeiros meses de vida, os desvios iniciais não são precursores de estrabismo e a ocorrência de grandes desvios não deve ser considerada normal. Ao nascimento existe uma assimetria do nistagmo optocinético e conforme o sistema óculo-motor se desenvolve esta assimetria tende a desaparecer (SANDRA; MARINHO; ANTONIETA, 2003).

As disfunções oculomotoras tem vários tipos dentre eles as disfunções em divergência e as em convergência. Devem ser investigadas as causas e dentre essas podemos ter doenças neurológicas, diabetes, doenças da tiróide, tumores cerebrais, acidentes, entre outras. Pode ser tratado clinicamente com óculos, prismas e exercícios ou através de cirurgia (MICHEL et. al., 2003).

Nos primeiros meses de vida, os olhos podem desviar-se por alguns instantes, o que só se normaliza após o desenvolvimento da fixação na criança, em torno de 6 meses (MICHEL et. al., 2003).

Outras causas importantes são: o formato achatado e largo na base nasal, próprio da criança, e o epicanto, que é uma proeminência de pele no canto interno dos olhos. Ambos encobrem a parte branca dos mesmos, principalmente quando a criança olha para os lados. Com o crescimento, estes aspectos tendem a diminuir e desaparecer (LUCIANA et. al., 2001).

O olho é, basicamente, um captador de imagens, nosso scanner. Para que a imagem seja percebida e armazenada no cérebro tem que atravessar várias estruturas, passando pelos diversos graus de refringência, que cada meio de transparência possui, como da córnea, do humor aquoso, do cristalino e do humor vítreo. A luz entra pela córnea, projeta-se na retina, para, então, ser transformada em sinais elétricos pelos fotorreceptores. Estes sinais são enviados ao cérebro através do nervo óptico para demais processos, entretanto a combinação, a transformação e o processamento destes sinais que garantem a percepção tridimensional do mundo a partir de imagens bidimensionais, captadas pelos olhos, parecem não serem conhecidas (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

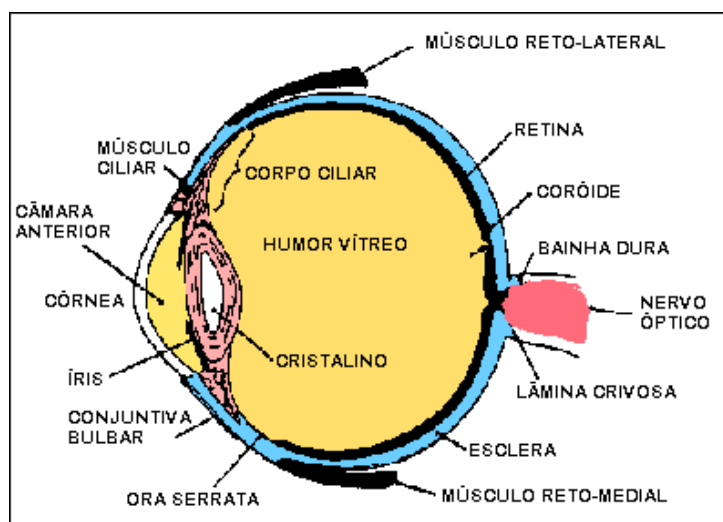


Ilustração 4: O olho e suas estruturas

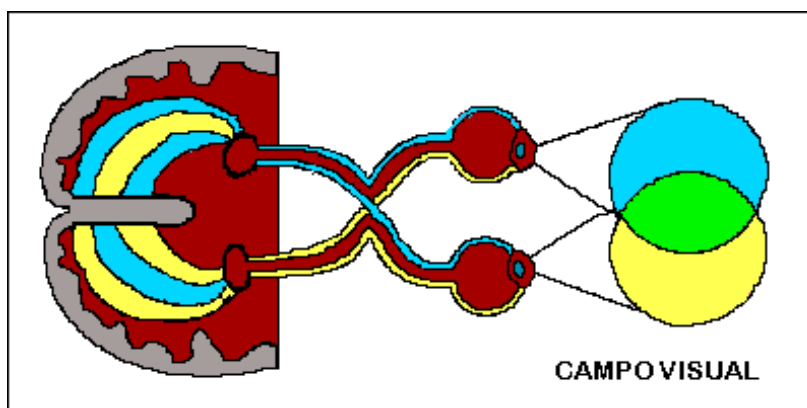


Ilustração 5: Via óptica e representação do campo visual

A visão tem como funções principais os sentidos da forma, cor e luz. No tempo compreendido entre o nascimento e os 5 anos de idade existem várias fases a serem ultrapassadas, com suas peculiaridades e seus prazos próprios como: Acuidade Visual, Visão Binocular, Estereo-acuidade ou Visão de Profundidade, Reflexo de Convergência e Acomodação Visual (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

**Tabela 1: Desenvolvimento Visual**

Desenvolvimento da visão binocular:	4 meses de idade
Desenvolvimento da estereo-acuidade:	6 meses de idade
Desenvolvimento do reflexo de convergência:	1 ano de idade
Desenvolvimento da acomodação visual:	6 meses a 3 anos de idade

A partir deste prazo limite (5 anos) a maturação visual está completa e a tendência é mantê-la, quando em torno dos 40 anos, começa seu declínio. O aparelho visual se compõe do olho e suas estruturas intrínsecas e extrínsecas, nervo óptico, quiasma óptico e suas derivações e cérebro (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

O sistema visual fornece informações ao cérebro quanto à posição e movimentação de um objeto no espaço, e à posição e movimento dos membros relativos ao ambiente e ao resto do corpo, através dos olhos (DUARTE, 2000).

Para que esta imagem chegue nítida, clara e focada a retina, terá que ter a sua quantidade de luz ajustada por um diafragma, a Íris, que é controlado pela Musculatura

Intrínseca Ocular, composta pelos Músculos do Esfíncter e Dilatador da Pupila; como também terá sua focalização regulada pelo Músculo Ciliar, que é responsável pelas miradas para perto / longe e o pelo poder de refração, que proporciona ao cristalino, modificando seu formato, Chamando isto de Acomodação Visual. (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

### 3.1 Musculatura Ocular

Os movimentos oculares, voluntários e reflexos, são produzidos pela conjugação com outros sistemas complexos como o do equilíbrio (responsabilidade vestibular - do ouvido) (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

O movimento de cada olho é feito pela Musculatura Extrínseca Ocular composta por 3 pares de músculos: Reto Medial e Reto Lateral (responsáveis pelos movimentos primários horizontais), Reto Superior e Reto Inferior (responsáveis pelos movimentos primários verticais) e Oblíquo Superior e Oblíquo Inferior (responsáveis pelos movimentos primários torsionais) (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

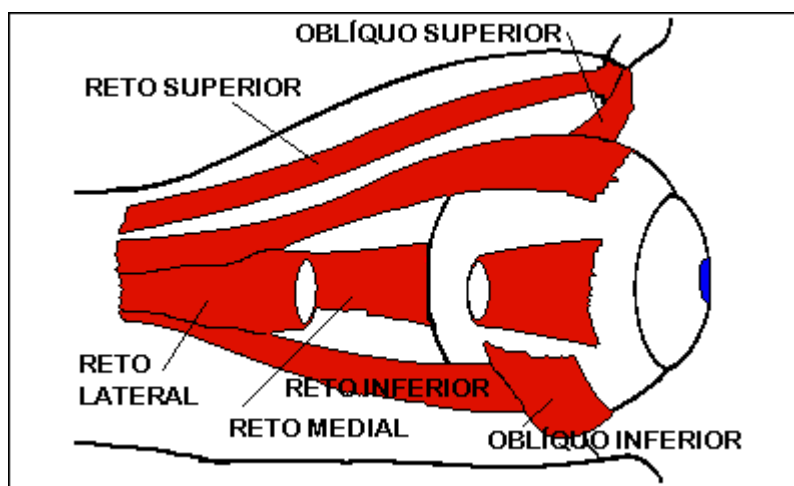


Ilustração 6: Musculatura extrínseca ocular

Para o ato de fixação do olhar e mudança de mirada para diversas distâncias, há necessidade de um ajustamento dos graus de convergência e divergência (ou paralelismo de eixos visuais), aonde são utilizados os mecanismos de acomodação visual e ajustamento do tamanho da pupila. Quanto mais próximo o objeto, maior a convergência e menor a divergência e quanto mais longe, menor a convergência e maior a divergência (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

Pela atividade constante das musculaturas extrínseca e intrínseca oculares, os reajustes freqüentes da visão para diferentes planos de interesse visual, serão tão mais fisiológicos quanto mais mantivermos as distâncias dos objetos de interesse em planos próximos. Isso reduzirá a amplitude dos movimentos oculares, tornando a tarefa mais confortável (VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, 2006).

A capacidade de promoção de movimentos e de ajustamentos posicionais oculares para as variadíssimas demandas visuais (olhar longe ou perto, à direita ou à esquerda, acima ou abaixo, em quaisquer combinações e com diferentes magnitudes para os deslocamentos de cada olho) requer uma coordenação de alta elaboração e precisão. Com desempenhos garantidos pelas respostas de dos músculos oculares externos, acionados por três pares de nervos craniais, cujos estímulos dependem de interações entre os comandos volitivos a essa movimentação e os de reações automáticas complementares, o sistema oculomotor mantém, ademais, uma rigorosa cooperação com as funções sensoriais visuais binoculares. Constitui-se, assim, um conjunto ainda mais complexo e de firme interdependência entre visão (mono e binocular) e culomotricidade, demandas e estímulos, centros de comandos e respostas, em que causas e conseqüências se misturam. Daí, também, a sua vulnerabilidade, explicando uma prevalência relativamente alta (cerca de 5%) para os desequilíbrios manifestos do sistema oculomotor e seus distúrbios correlatos, mas ainda maior se outras formas latentes, ou compensadas (heteroforias) e incoordenações (nistagmos, dissinergias, etc.) forem também consideradas (BICAS, 2003).

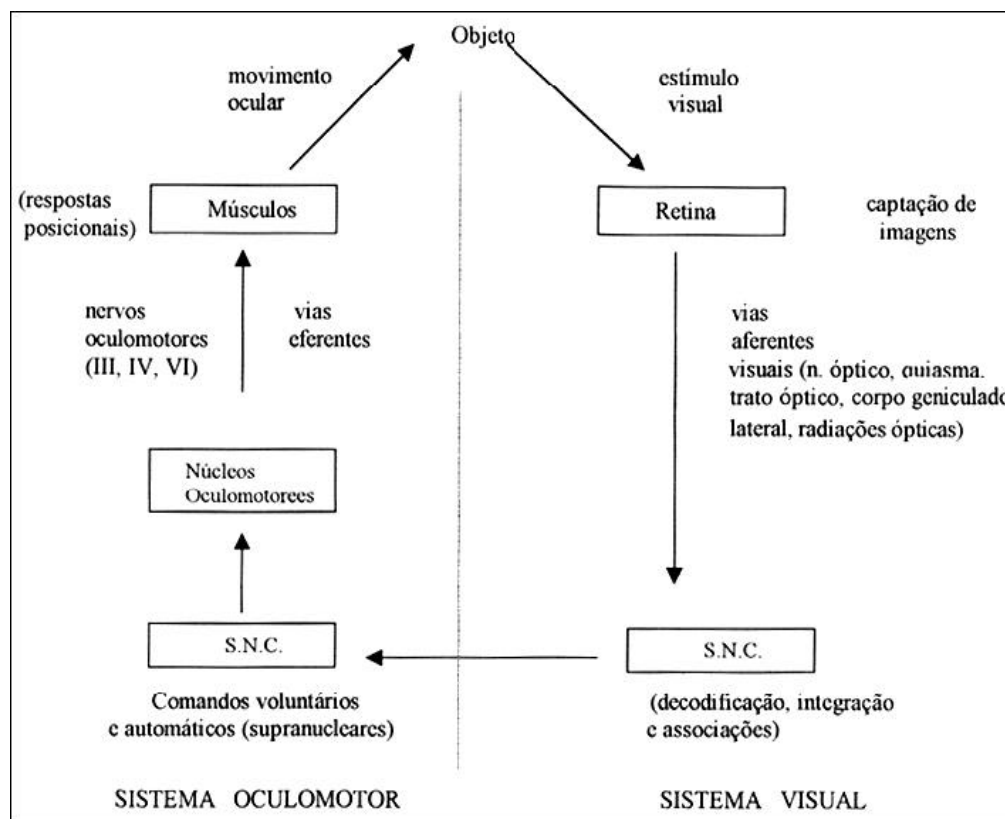


Ilustração 7: Diagrama de blocos esquematizando a interação entre o sistema sensorial (visual binocular), à direita, e o oculomotor (à esquerda).

Um exemplo de não vergência é o estrabismo, reconhecidos pela população leiga como representando apenas um defeito da estética fisionômica (e cujas conseqüências são as de prejuízos da auto-estima, do relacionamento afetivo e psicossocial) há, também, perdas visuais importantes e eventualmente irreversíveis, sejam elas causas primárias do desvio (por exemplo, lesões de coriorretinite, retinoblastomas, neurites ópticas), ou conseqüências dele (ambliopias). Em alguns casos, podem ser achados para cada olho, independentemente, desempenhos visuais discriminativos normais; mas estará ausente a capacidade de cooperação entre eles; isto é, a visão binocular achar-se-á sempre prejudicada (mesmo no caso em que puder ser demonstrada boa visão para cada olho) (BICAS, 2003).

### 3.2 Comandos Corticais

Embora seja possível que outras áreas corticais também promovam rotações oculares volitivamente desejadas, os estímulos para tais respostas partem principalmente de áreas corticais frontais (giro pré-central ou partes das convoluções frontais adjacentes) e chegam ao pedúnculo cerebral por meio do chamado trato oculogírico (ou córtico-nuclear). Admite-se

que as vias sejam cruzadas, alcançando os centros “intermediários” (para movimentos verticais ou horizontais conjugados) contralaterais (BICAS, 2003).

Movimentos automáticos, também chamados psico-ópticos (como o de fixação, o de refixação, o de convergência e os de fusão binocular) são originados no lobo occipital (BICAS, 2003).

### **3.3 Núcleos Oculomotores e Inervação**

Um quarto dos doze pares de nervos cranianos é exclusivamente destinado a levar estímulos a músculos oculares (Bicas H., 2003). O Nervo oculomotor comum (III) Aciona o reto medial (RM), o reto superior (RS), o reto inferior (RI) e o oblíquo inferior (OI), além do músculo levantador da pálpebra superior, o ciliar e o do esfínter da íris. No caso dos músculos oculares externos (MOE) a inervação do núcleo aos respectivos músculos é ipsilateral, embora ainda persista alguma controvérsia sobre o assunto (BICAS, 2003). O Nervo troclear (IV) inerva exclusivamente o oblíquo superior (OS), contralateralmente (BICAS, 2003). O Nervo abducente (oculomotor externo) (VI) inerva exclusivamente o reto lateral (RL), ipsilateralmente (BICAS, 2003).

### **3.4 Fisiologia da Musculatura Ocular Extrínseca**

#### **3.4.1 Atividade muscular: contração e relaxamento**

O resultado do estímulo neural chegado ao músculo ocular externo é um estado de atividade (tonicidade), que pode ser variado para mais ou para menos. O aumento da tonicidade muscular corresponde a um aumento da força do músculo e ocorre como contração; ao contrário, a tonicidade muscular pode se reduzir, significando uma diminuição da respectiva força presente e isso ocorre como relaxamento. Normalmente os músculos se distribuem pelo olho em pares.

Assim, quando um deles é acionado para contração, o músculo oponente de cada par é simultaneamente estimulado para se relaxar. Esse mecanismo de cada par muscular, em que um se contrai (chamado então agonista, do grego “agon”: luta, ação) e o outro se relaxa (o



músculo antagonista), é governado pela lei da inervação recíproca, ou lei de Sherrington e constitui uma condição normalmente requerida para os movimentos oculares rotacionais (BICAS, 2003).

### **3.4.2 Posições Diagnósticas**

Um dos conceitos clínicos mais importantes é o das posições diagnósticas, aquelas nas quais se evidenciam as falências principais de cada um dos seis músculos oculares externos, já que, como mencionado, todos eles, de um modo ou de outro, acabam sendo importantes na maioria dos movimentos oculares. O grupo mais simples é o dos retos horizontais, tomado então inicialmente para exemplificação. Suponha-se uma paresia de reto lateral esquerdo, em que a atividade muscular desse músculo tenha sido reduzida pela metade.

Na fixação do olho direito para uma dada posição (figura 8) a redução de A à metade dos valores normais é explícita; na fixação do olho esquerdo, as respostas posicionais requeridas podem ser obtidas mas, para que isso ocorra, o dobro da inervação deve ser enviada ao músculo reto lateral esquerdo; decorrentemente, o dobro da inervação (e, daí, o dobro da atividade) aparece como resposta do RMD (BICAS, 2003).

Duas conseqüências podem ser facilmente observadas na figura 8:

- a) O desvio é maior no sentido da ação do músculo afetado, tanto na FOD como na FOE.
  
- b) Em cada direção do olhar o desvio é sempre maior na fixação do olho que contém o músculo afetado (olho esquerdo) (BICAS, 2003).

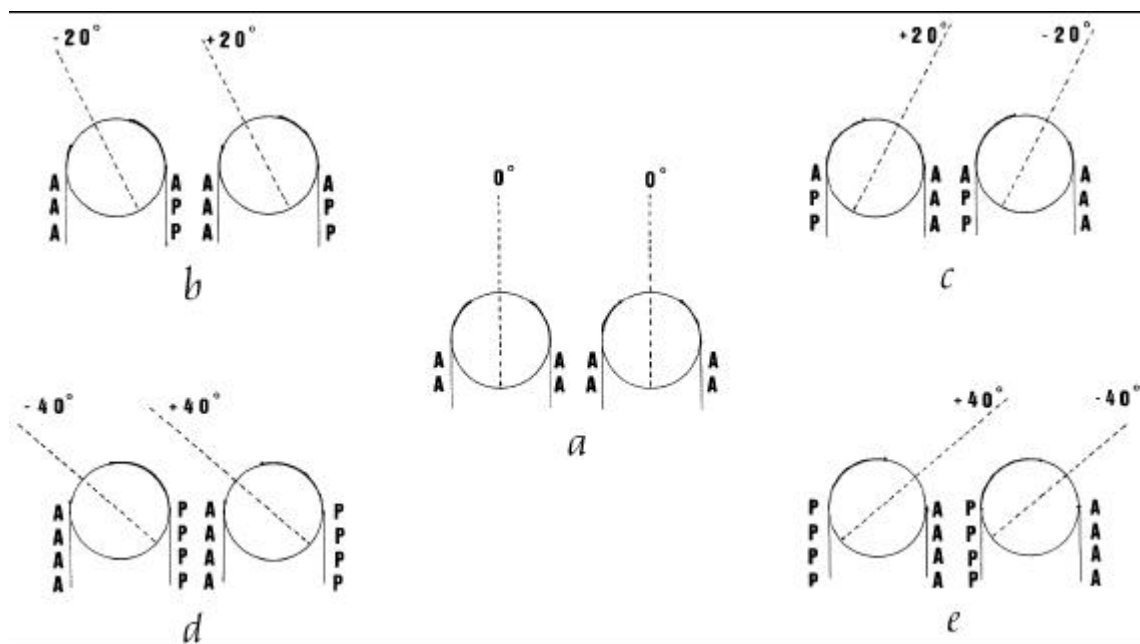


Ilustração 8: Distribuição esquemática de tonicidades musculares (A) e funções passivas (P) em posição ocular: a) primária; b) levoversão de 20°, c) dextroversão de 20°; d) levoversão de 40°; e) dextroversão de 40°.

Dão-se, assim, as condições comparativas para quando, num caso de esotropia, com suspeita sobre se o músculo parético é o reto lateral esquerdo ou o Reto lateral direito, o diagnóstico deve ser feito. Tratando-se de uma exotropia, com suspeita de hipofunção primária do RMD ou do RME, as posições comparativas são as de dextroversão na FOE (maior desvio se o músculo afetado for o RME, menor desvio se for o RMD) e de levoversão na FOD (maior desvio se o músculo afetado for o RMD, menor desvio se for o RME) (BICAS, 2003).

No caso de músculos retos verticais, igual princípio pode ser aplicado. No caso de oblíquos, o mais indicado seria o estudo da ação principal deles, a torção, cujas observações não só se tornam bem mais difíceis, como as medidas dos desvios são inviabilizadas com os procedimentos tradicionais de exame (BICAS, 2003).

### 3.5 Acomodação e Convergência

A acomodação é a função de ajustamento dióptrico pelo sistema óptico ocular, pelo qual o seu poder focal aumenta (fazendo, pois, com que o plano focal imagem do olho seja anteriorizado), por aumento da refringência do cristalino (BICAS, 2003).

A convergência é a função pela qual os dois retos mediais se contraem, ajustando o direcionamento dos eixos visuais a um objeto próximo (BICAS, 2003).

Acomodação e convergência são mediadas por impulsos inervacionais conduzidos pelo par de nervos oculomotores comuns (III). Apesar de as respostas aos estímulos de cada uma dessas funções não serem proporcionalmente relacionadas, a associação entre elas é indiscutível, constituindo uma sincinesia (do grego “syn”, união, associação; “kynesis”, movimento). Quando uma variação de acomodação é suscitada por um estímulo, dá-se uma resposta não só dela como, automaticamente, também da convergência. À convergência assim produzida dá-se o nome convergência acomodativa (BICAS, 2003).



Ilustração 9: Disfunções oculomotoras em convergência

A visão desempenha um papel predominante nos primeiros anos de vida, pois é um estímulo motivador para a comunicação e realização de ações. O relacionamento com o mundo exterior é realizado principalmente por meio da visão, de forma que os problemas oculares podem representar graves prejuízos para a aprendizagem e socialização das crianças. Até a idade escolar, a deficiência visual pode passar despercebida pelos pais e familiares porque, no ambiente doméstico, a criança não tem noção que não enxerga bem, pois não exerce atividades que demandem esforço visual. Isso fica agravado, principalmente, devido à ausência de exames oftalmológicos periódicos (ELISABETE, et al., 2004).

A maturação visual não é uma capacidade inata e sim evolutiva que se desenvolve progressivamente do nascimento até 6 ou 7 anos, período em que os estímulos visuais (luz e formas) constituem condição para sua efetivação. Privados os olhos destes estímulos dirigidos à função visual, nesta época vulnerável, ela estaciona ou mesmo regride apresentando, por vezes, graus extremos de baixa visual (NEURAUTER, et al., 1998).

Diversos autores indicam que informação visual e controle postural estão relacionados

desde cedo em crianças normais e que a influência da visão no controle postural destas crianças muda desenvolvimentalmente (BARELA; GODOI; FREITAS JÚNIOR; POLASTRI, 2001; LEE; ARONSON, 1974; PAULUS; STRAUBE; BRANDT, 1984; ZERNICKE; GREGOR; CRATTY, 1982).

Quando ocorre um desalinhamento ocular durante o desenvolvimento destas etapas - fase de labilidade sensorial, uma série de eventos adaptativos são desencadeados a fim e evitar a diplopia (visão dupla). O resultado é a interrupção no desenvolvimento, e a imagem do olho divergente é ignorada pelo cérebro, fenômeno chamado de supressão. A acuidade visual sofre intensa redução estabelecendo-se, geralmente, a ambliopia. Esta anomalia, bem como outras que podem ocorrer no olho torto, são na maioria das vezes reversíveis durante a fase de labilidade sensorial. Após os 6 anos de idade, em média, estas alterações tornam-se cada vez mais definitivas, acarretando a perda funcional do olho desviado. Desta forma, o diagnóstico e tratamento precoces são fundamentais (PRATA J. et al, 2003).

Mais ainda, a diminuição da magnitude e variabilidade da oscilação corporal nestes anos iniciais não está associada a fatores físicos, mas sim à melhora no funcionamento do sistema. A extensão da influência das informações sensoriais no controle postural também tem sido estudada em crianças sem comprometimento visual. Neste caso, a informação sensorial é aumentada ou diminuída de modo a observar seus efeitos sobre a manutenção de uma determinada orientação postural (RIACH; STARKES, 1994).

Estudos da informação sensorial manipulada é a visão e os resultados indicam que os efeitos da visão no controle postural em crianças muda ao longo do desenvolvimento (BORTOLAIA; BARELA; BARELA, 2003).

**Tabela 2: Desenvolvimento da Acuidade Visual**

Desenvolvimento da acuidade visual	
Idade	Percentual
6 meses	3 %
9 meses	15 %
1 ano	25 %

2 anos	50 %
3 anos	66 %
4 anos	80 %
5 anos	100 %

Abaixo de 4 anos, é difícil para uma criança ficar ereto com os olhos fechados, mas ela tem indicações de confiança na entrada visual para estabilizar a postura (FORSSBERG; NASHNER, 1982; RIACH; HAYES, 1987).

Outra interpretação é que crianças são incapazes de usar a disposição das informações vestibular e somatosensorial, informações oferecidas a eles (FORSSBERG; NASHNER, 1982; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1985).

Woollacott et al., (1987) , Barela (1997) e Barela; Jeka; Clark,(1999; 2003) sugerem que mudanças desenvolvimentais no controle postural são decorrentes de mudanças no processo de integração sensorial, podendo ser decorrentes de um acoplamento mais coerente e estável entre informação sensorial e ação motora, refletindo em uma melhor performance durante a manutenção de uma determinada posição corporal.

Nesta visão, nos primeiros anos de vida, crianças são mais dependentes da informação visual em detrimento das informações somatosensoriais e vestibulares e apenas ao redor dos sete anos de idade é que elas passariam a integrar as informações provenientes destes três canais sensoriais da mesma forma que adultos. Desta forma, com a idade, ocorre uma melhor integração destas informações, de modo que o sistema de controle postural recebe informações sensoriais mais precisas e conseqüentemente consegue melhorar a sua performance através de atividade muscular mais precisa.

Por exemplo, a informação visual não afeta a oscilação postural na posição ereta em crianças que adquiriram recentemente a manutenção desta posição (ASHMEAD; McCARTY, 1991).

Disponibilidade de informação visual pode diminuir pela metade a magnitude da oscilação corporal na posição em pé quando comparado com a mesma situação sem visão (PAULUS; STRAUBE; BRANDT, 1984).

Embora crianças pareçam utilizar informação visual para melhorar a performance da manutenção da postura ereta apenas ao redor dos 7 anos de idade, manipulação da informação visual induz alterações correspondentes no controle postural mesmo em bebês. Por exemplo, quando qualquer mudança no cenário visual é criada através de movimentos de uma sala móvel, oscilações corporais correspondentes aos movimentos da sala são observadas em bebês (BARELA; GODOI; FREITAS JÚNIOR; POLASTRI, 2001; BERTENTHAL; ROSE; BAI, 1997) e crianças (LEE; ARONSON, 1974).

De forma geral, estudos indicam que informação visual e controle postural estão relacionados desde cedo em crianças. (BORTOLAIA; BARELA; BARELA, 2003).

#### 4 ESTABILOMETRIA

Segundo Gagey e Weber (2000) “o homem em posição ortostática nunca esta em equilíbrio na medida em que o verbo estar designa um estado”. De fato, o equilíbrio é definido como duas forças alinhadas, iguais e de sentido contrario. Essa situação das resultantes das forças que agem sobre o corpo do homem nunca é obtida (URQUIZA, 2005). Ainda segundo Gagey e Weber (2000) o homem corre incessantemente atrás do seu equilíbrio e, ao fazê-lo, manifesta a propriedade dos corpos que tendem a retornar a sua posição de equilíbrio quando são dela afastados. Essa propriedade é chamada de estabilidade.

Assim o equilíbrio não pode ser medido porque ele não corresponde a qualquer realidade, enquanto que a estabilidade sim. A quantização e o registro de parâmetros da estabilidade fornecem um leque de valores discretos sobre o qual cada distúrbio encontra seu lugar e sua expressão (URQUIZA, 2005).

Deste modo, foi possível definir a estabilidade, também chamada estabilografia, a qual se estabeleceu como a medida e o registro da continua oscilação do corpo humano (TEREKHOV, 1976a, 1976b).

Apesar de terem se passado mais de cem anos desde que Romberg criou seu teste estático para medir a habilidade de manter a postura ereta, somente nas ultimas décadas um quantificação mais precisa e adequada do balanço corporal tem sido implementada (DUARTE, 2000).

No entanto, diversos questionamento foram feitos sobre a sua real utilidade, visto que no estudo de doentes neurológicos clássicos e em diagnósticos de doenças vestibulares ela demonstrou ser insuficiente (FREYSS et al, 1994 apud URQUIZA, 2005).

Mas respostas imediatas, segundo Gagey e Weber (2000), se impõem porque as mensurações fornecem valores que permitem comparações irrefutáveis e estatisticamente validadas. Sendo assim, graças à estabilometria é conhecida hoje a distribuição, nas populações normais, de certo numero de parâmetros que caracterizam o comportamento da postura ortostatica. Conseqüentemente, é possível dizer se o comportamento de um individuo encontra-se ou não inscrito nos limites da normalidade desses parâmetros, desde que se

disponha de uma ferramenta capaz de realizar avaliações estabilométricas, como por exemplo, uma plataforma de força.

Essa possibilidade representa um progresso considerável. Antes da utilização dessa ferramenta, os médicos não dispunham de qualquer meio para afirmar que a estabilidade dos seus pacientes era normal. Eles os tratavam às cegas, confiando – mais ou menos em suas alegações e em provas funcionais, as quais sabem-se terem apenas uma relação longínqua com o mecanismo de controle da postura ortostática (URQUIZA, 2005).

Posturologia, Equilibrimetria, Posturografia (computadorizada), Estabilometria, Estabilografia, Estatocinesiografia. Muitas são as nomenclaturas adotadas para o estudo da postura humana. Terekhov (1976b) apud Duarte (2000), cita os últimos três nomes e os conceitua como a medida e o registro da contínua oscilação do corpo humano. Duarte (2000) acrescenta que o avanço na quantificação mais precisa e adequada do balanço corporal, nas últimas três décadas, deve-se ao desenvolvimento tecnológico das plataformas de força, bem como ao avanço em processamento de sinais.

Oliveira (1993) apud Oliveira *et al* (2000) e Terekhov (1976a) descreve a Estabilometria como um método quantitativo de análise e registro postural, através da mensuração das oscilações sustentada contínua do corpo chamada de oscilação postural espontânea, auxiliada por uma plataforma de força, (IMBIRIBA, 1997; OLIVEIRA, 1996) cujos deslocamentos ântero-posterior e médio-lateral são analisados quanto ao centro de pressão em relação ao tempo, ao deslocamento do CP em relação ao espaço dá-se o nome de estatocinesiograma, tendo como padrão à abscissa (eixo x) representando as oscilações laterais e a ordenada (eixo y) às oscilações ântero-posteriores, e que pode ser utilizadas repetidas vezes para avaliar um mesmo paciente.

A estabilometria introduziu uma técnica para mensuração de fenômenos ligados ao controle da postura ortostática durante condições fisiológicas, patológicas e de treinamento (VIEIRA, *et al.*, 2003, NAKAMURA; TSUCHIDA; MANO, 2001; SCHILICHT; CAMAIONE; OWEN, 2001).



Esta oscilação é resultante de efeitos combinados de propriedades mecânicas de um sistema corporal multissegmentar e controle postural (LIBIEDOWSKA; SYCZEWKA, 2000 apud MAGNANI, 2005).

#### **4.1 Plataforma de força piezoelétrica**

Uma plataforma de força é constituída basicamente de uma placa apoiada em pontos definidos e um sistema de análise de parâmetros cinéticos de um movimento, seu princípio de funcionamento é tal que qualquer força exercida sobre a sua superfície é transmitida aos transdutores, dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente a força sobre eles aplicada. (FRENTERA; DAWSON; SLOVICK, 2001; URQUIZA, 2005).

Essa correspondência entre força e tensão elétrica é geralmente linear na região de operação para a qual o transdutor é projetado, o que permite estabelecer uma constante de proporcionalidade para se converter a tensão elétrica captada pelos transdutores piezoelétricos, em nível de força apropriado (URQUIZA, 2005).

As plataformas de força ainda podem ser classificadas quanto ao tipo de elemento sensível que utilizam, quanto ao número de eixos de medições e quanto à sua aplicação. (URQUIZA, 2005).

A piezoeletrecidade é uma propriedade encontrada em determinados matérias na natureza, como exemplo, no sal de Rochelle e nos cristais de Quartzo. Tal propriedade faz com que os materiais que possuem sejam capazes de gerar uma tensão elétrica quando são submetidos a esforços de compressão ou tração. Além da capacidade de gerar tensão, os materiais piezoelétricos guardaram uma relação de proporcionalidade com relação ao esforço empregado e o nível de tensão gerado, ou seja, desde que o material esteja trabalhando na região elástica de deformação, a intensidade da tensão gerada varia linearmente com o esforço impresso (URQUIZA, 2005).

Outra vantagem atrativa dessas plataformas é que possuem uma frequência natural mais alta que os modelos à base de extensômetros, o que permite uma margem maior de sinais a serem investigados, desde que o conteúdo espectral desses não tenha como componentes principais faixas de valores próximos à frequência de ressonância da plataforma. Vantagens

com relação a linearidade, repetibilidade e histerese nas medidas realizadas com essas plataformas ganham destaque pela precisão que conseguem fornecer ao sistema em que estão inseridas (URQUIZA, 2005).

Com relação a custos, as plataformas piezoelétricas são comumente mais caras que as extensométricas, pois exigem dispositivos mais elaborados para prover o condicionamento dos sinais, bem como células de carga mais eficientes para fornecer os altos índices de precisão para as medidas realizadas (URQUIZA, 2005).

As plataformas de força constituem um sistema de análise de parâmetros cinéticos de um movimento (FRONTERA; DAWSON; SLOVICK, 2001). São vastamente utilizadas em avaliações de equilíbrio humano.

A integridade do sistema de controle postural é tipicamente avaliada com testes de posturografia estática e/ou dinâmica, por meio do movimento do centro de pressão derivado da força de reação do solo (JOHANSSON; MAGNUSSON, 1991; PRIETO et al., 1996).

Em exames de posturografia computadorizada (ou estabilometria), as oscilações do CP são monitoradas, enquanto o indivíduo permanece em pé sobre uma plataforma de força (SANTANA; GONÇALVES, 2002).

A força de reação do solo é representada por vetor em função do tempo, considerando sua ação tridimensional (vertical, ântero-posterior e médio-lateral). Logo, a plataforma de força quantifica a variação dinâmica da força de reação do solo durante a fase de contato entre corpos, fase esta em que ocorre transferência dessas forças externas para o corpo, inferindo mudanças nas condições de movimento.

Duarte (2000) explica que o CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que agem sobre a superfície de suporte. O CP é uma medida de deslocamento e é dependente do CG do corpo. A oscilação do CG representa, realmente, uma oscilação do corpo (balanço). Já a oscilação do CP indica uma resposta neuromuscular ao balanço do CG. As diferenças entre o CG e CP são devidas a efeitos dinâmicos e, quanto menor for a frequência de oscilação do corpo, menores serão as características dinâmicas na posição de equilíbrio (DUARTE, 2000).

O material piezoelétrico é, geralmente, um material não condutor tal como o quartzo. Possui a função de gerar carga elétrica quando submetido a uma força, sendo essa carga proporcional à magnitude da força aplicada. Seu funcionamento é semelhante ao de um capacitor, porém com limitação quanto à carga. Durante testes utilizando a plataforma de força, o indivíduo permanece sobre a plataforma que está ligada a um computador monitorado pelo avaliador.

A avaliação eletrônica, realizada a partir da obtenção dos sinais da amostra, fornece o ponto de aplicação do momento de força e o momento livre sobre o eixo Normal da plataforma. A projeção do CP na plataforma de força é estimada a partir de cálculos. Segundo Ávila et al. (2002), Imbiriba, Garcia, Maalhães e Oliveira, (2000) este instrumento fornece a força de reação do solo na superfície de contato.

O CP é a localização do vetor de reação central da força nas direções x e y que o indivíduo exerce sobre a plataforma de força na tentativa de manutenção da postura imóvel; este movimento é manifestado como o ponto móvel dos pés que oscilam com a frequência de peso (PITRO et al., 1996; ROSE et al., 2002).

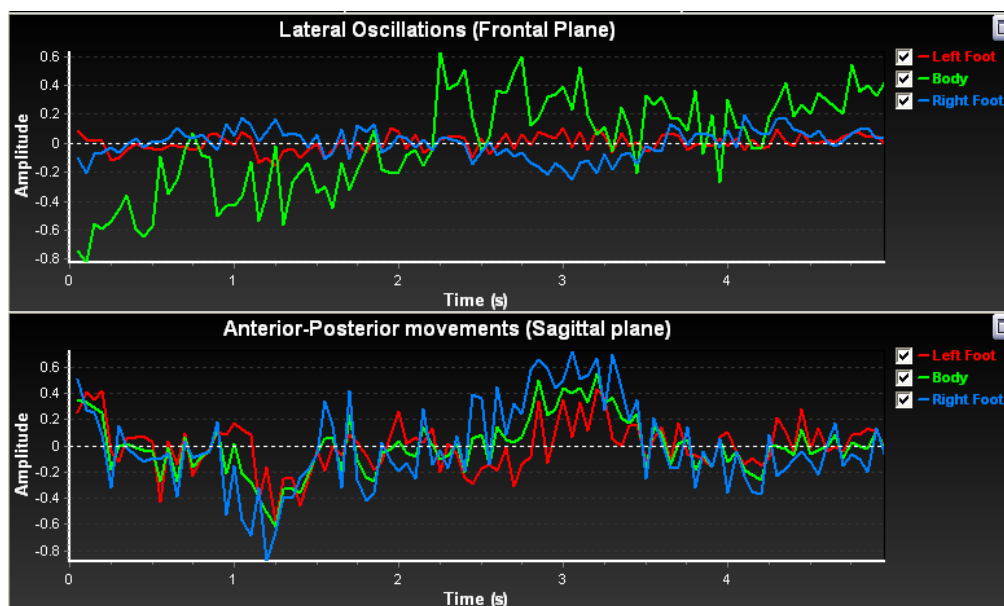


Ilustração 10: Representação do sinal estabilométrico do baricentro do corpo (verde), do baricentro do pé direito (azul) e do baricentro do pé esquerdo (vermelho).

O comportamento do equilíbrio é baseado em parâmetros espaciais, temporais, espectrais e híbridos. Os parâmetros espaciais são baseados na cinemática do sinal (amplitude e velocidade de deslocamento); os parâmetros temporais baseiam-se na quantificação da área produzida pelas oscilações do CP, ou seja, as amplitudes máxima e média de deslocamento do CP nas direções x e y; a velocidade média de deslocamento e a excursão total do traço, que é a medida do percurso total do CP, no plano da plataforma de força; os parâmetros espectrais baseiam-se na identificação dos componentes do sinal como a frequência média, frequência mediana da oscilação do CP e a potência total dos estabilogramas ; os parâmetros híbridos, na combinação de medidas de domínio temporal e medidas de distância. (SANTANA e GONÇALVES, 2002). Pesquisas referentes à Equilibrimetria tiveram crescimento durante os últimos trinta anos. Entretanto, a variedade de métodos utilizados e aplicados na Estabilometria tem feito com que uma padronização na frequência de sinais, bem como no índice estabilométrico, seja procurada e testada constantemente (FERREIRA, 2003).

## 5 METODOLOGIA

Este estudo é de caráter descritivo transversal. A avaliação das crianças foi realizada em duas creches e duas pré-escolas particulares da cidade de Maringá-Pr.

### 5.1 Amostra

O estudo foi realizado com dois grupos distintos de voluntários em um total de 198 crianças:

- O Grupo com disfunção oculomotora (GD) foi composto de 104 crianças de ambos os sexos (48 Meninos / 56 meninas), com idade entre 3, 4 e 5 anos, com quadro clínico de disfunção oculomotora, sendo 66 crianças com disfunção a esquerda e 38 a direita.

Foram excluídos do estudo, pacientes que apresentassem o uso de óculos ou aparelho odontológico, idade abaixo de 3 ou acima de 5 anos e que apresentassem algum tipo de lesão músculo-esquelética e/ou cardiorespiratória relevantes, ou ainda, lesões neurológicas. Para a inclusão no estudo os pacientes também deveriam ser capazes de permanecer em posição ortostática.

- O Grupo normal (GN) foi composto de 88 crianças sedentárias de ambos os sexos (38 meninos / 50 meninas), com idade entre 3, 4 e 5 anos. Os fatores de inclusão para este grupo foram à ausência de lesões músculo-esqueléticas, cardiorespiratórias e/ou neurológicas e capazes de permanecer em postura ortostática.

Os valores médios e desvio padrão de idade, altura e peso dos Grupos estão descritos na tabela 3 .

Tabela 3: Caracterização dos Grupos da amostra.

	Grupo com Disfunção (N = 104)			Grupo Normal (N = 88)		
	Idade	Altura	Peso	Idade	Altura	Peso
<b>Média</b>	4,36	1,08	19,69	4,11	1,98	18,53
<b>Desv. Pad.</b>	0,69	4,50	0,09	0,77	3,82	0,04

Os responsáveis pelos voluntários selecionados assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do IP&D UNIVAP, (ANEXO A), contendo informações que os deixaram cientes do objetivo, dos procedimentos e riscos do estudo.

## 5.2 Equipamentos

Foi utilizada uma **plataforma de força** do Sistema de Análise FootWork (Figura 6), com 2704 captadores capacitivos de 7,62 x 7,62 mm, a qual permite uma análise estabilométrica (Ilustração 12), da descarga de pressão (Ilustração 11) e tempo de contato do pé com o solo em posição ereta estática ou dinâmica, que se encontra no Laboratório de Análise de Marcha e Equilíbrio do IP&D - UNIVAP. Este equipamento é composto de um conversor A/D de 16 bits, e a frequência de amostragem de 250 Hz.



Ilustração 11: Plataforma de força

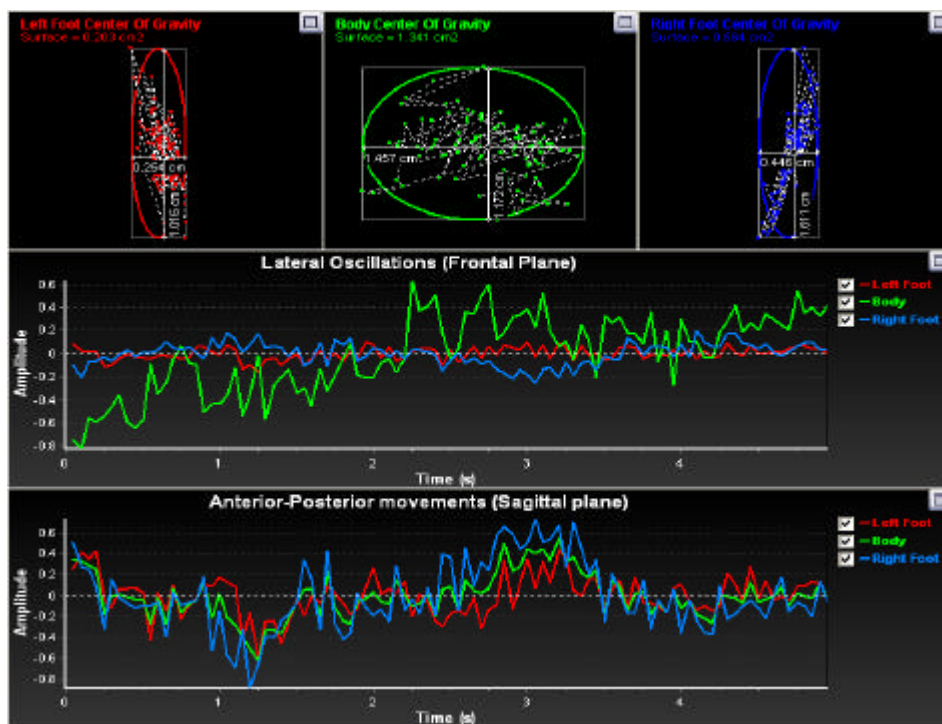


Ilustração 12: Baricentro pé esquerdo, baricentro do corpo, baricentro pé direito e Estabilometria

### 5.3 Procedimento experimental

Previamente a participação neste estudo, todos os voluntários foram instruídos a utilizar um vestuário confortável. Além disso, os mesmos foram orientados a não utilizar calçado, desta forma, evita-se interferências decorrentes dos diferentes tipos de calçados, visto que a distribuição do centro de pressão varia de acordo com o material que compõe o solado do calçado (FOTI et al., 1992).

O exame da convergência é feito pela aproximação gradativa de um objeto (fixado binocularmente) à base do nariz, com a criança em pé com os pés aleatórios. O ponto próximo de convergência que é aquele em que se nota o desvio de um dos olhos para o lado temporal (“quebra” da convergência) é normalmente encontrado a distâncias de 10 cm ou menos.

#### 5.3.1 Processo de adaptação aos equipamentos

Todos os voluntários passaram por um período de adaptação aos equipamentos previamente à coleta de dados, minimizando, desta forma, alterações devido a não habituação ao meio (WALL, 1980; CHARTERIS, 1981; CAMPOS et al., 2002).

As coletas foram realizadas em uma plataforma de força para verificar as oscilações corporais pelo índice de instabilidade através do CP.

O tempo de coleta do sinal de cada análise foi de 40 segundos e intercaladas por um período padrão de descanso de 30 segundos (ROSE et al., 2002).

Os voluntários foram orientados a ficar em postura ereta irrestrita; com os pés descalços sobre a plataforma; braços alinhados ao longo do corpo; cabeça em posição neutra; com olhar em um ponto fixo na parede a um metro de distância e na altura da região glabellar de cada indivíduo para a coleta (Ilustrações 13 e 14).

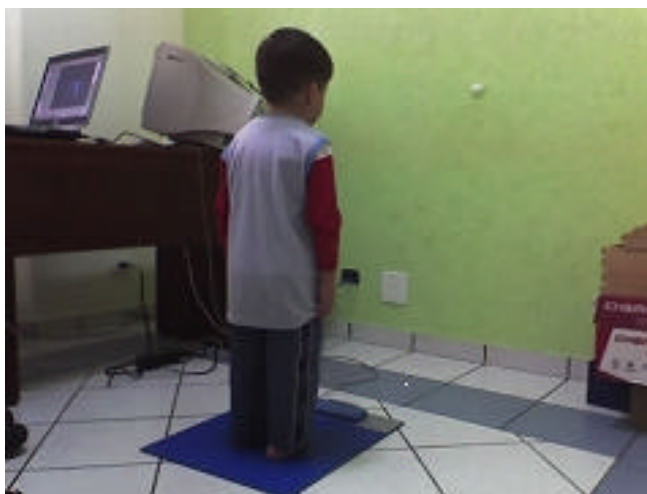


Ilustração 13: Foto ilustrativa do posicionamento do paciente sobre a plataforma de força.



Ilustração 14: Foto ilustrativa do posicionamento dos pés dos pacientes.



## 5.4 Análise estatística dos dados

A análise das variáveis coletadas foi realizada através da estatística descritiva e da Estatística Inferencial. A coleta, organização e descrição dos dados estão a cargo da estatística Descritiva, enquanto a análise e interpretação dos dados ficam a cargo da estatística inferencial (BERQUÓ et al., 1981; CRESPO, 1996).

A estatística descritiva foi realizada com a utilização do Planilha eletrônica Excel 97 onde foram calculadas, as médias e desvio padrão dos dados antropométricos dos dois grupos.

O Software Microcal Origin 6.0 foi utilizado na estatística inferencial, para realizar a análise comparativa através do teste T-Student com índice de significância de  $p < 0,05$  dos dados estabilométricos obtidos e na montagem dos gráficos com os resultados alcançados, comparando os indivíduos dos Grupos com disfunção oculomotora e sem disfunção.

### 5.4.1 Parâmetros estabilométricos

Os dados de oscilação postural nas direções antero-posterior (x) e médio-lateral (y) do baricentro corporal e dos pés direito e esquerdo foram analisados por meio de um Software utilizando a linguagem Visual Basic desenvolvido em conjunto com um analista de sistemas para exportar os dados e fazer os cálculos para a obtenção das seguintes variáveis:

- Velocidade (P)

Trata-se da distância média percorrida por segundo durante o período de tempo da coleta de dados, onde  $f$  é a frequência de amostragem (N/T), sendo N o número de pontos registrados e T o tempo de coleta,  $x_i$  e  $y_i$  são referentes às coordenadas do CP a cada instante nas direções médio-lateral e antero-posterior, respectivamente, no índice de amostra  $i$ , com estes parâmetros a velocidade foi calculada usando a seguinte relação:

$$P = \frac{f}{(N-1)} \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{\{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2\}}$$

• Deslocamento radial (Rd)

A formula abaixo demonstra o cálculo do deslocamento radial do CP.

$$Rd = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{\{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2\}}$$

Onde:

$$x_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i) \qquad y_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i)$$

Aqui podemos considerar  $x_c$  e  $y_c$  como as coordenadas do centróide e  $x_i$  e  $y_i$  como os deslocamentos em torno desse ponto.

## 6 RESULTADOS

Algumas diferenças estatisticamente significantes foram encontradas quando comparadas as variáveis P e Rd entre os Grupos GN (OA / OF) e GD (OA / OF) para os pés direito (D) e esquerdo (E).

### 6.1 Análise Estatística de Significância T – Student Pareado

Através da análise estatística de significância *t-Student* Pareado ( $p < 0.05$ ), foram comparados os valores obtidos das variáveis P e Rd, entre os baricentros dos pés direito e esquerdo do GN (OA / OF).

Para OA do GN foi encontrada diferença estatística apenas para a variável P ( $p = 0,03$ ). A variável Rd apresentou  $p = 0,81$  (Ilustrações 15 E 16).

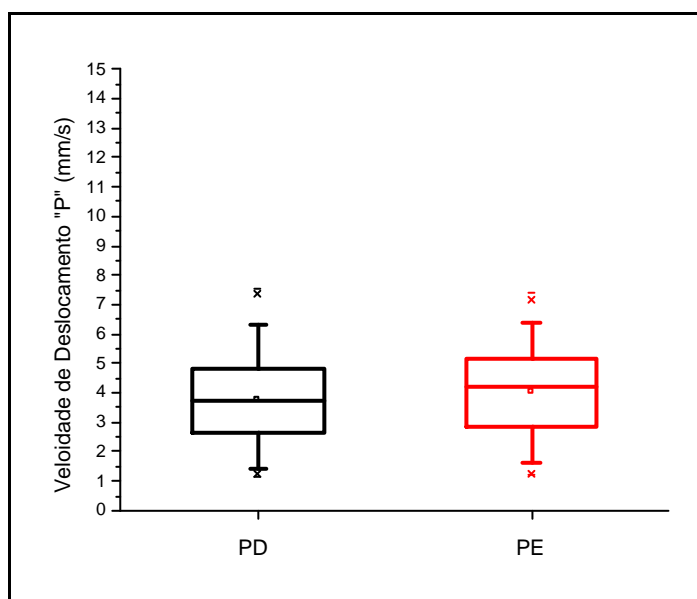


Gráfico 1: Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GN AO, ( $p = 0,03$ )

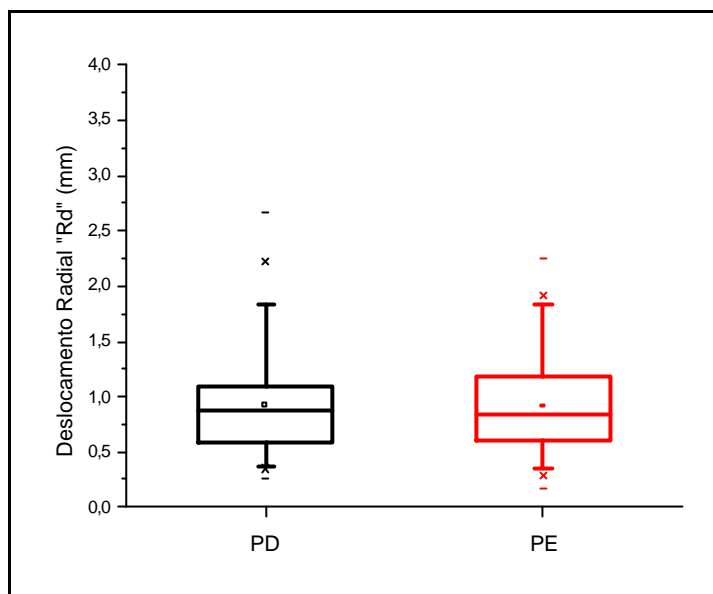


Gráfico 2: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN AO ( $p = 0,81$ )

A comparação entre os pés D e E para OF do GN apresentou o mesmo comportamento com valor de  $p = 0,01$  para a variável P e  $p = 0,48$  para Rd (Ilustrações 17 E 18).

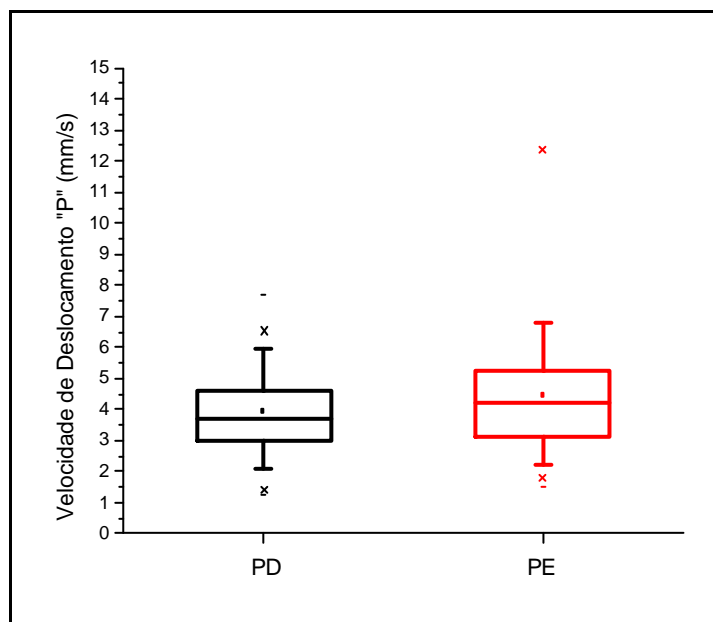


Gráfico 3: Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GN OF ( $p = 0,01$ ).

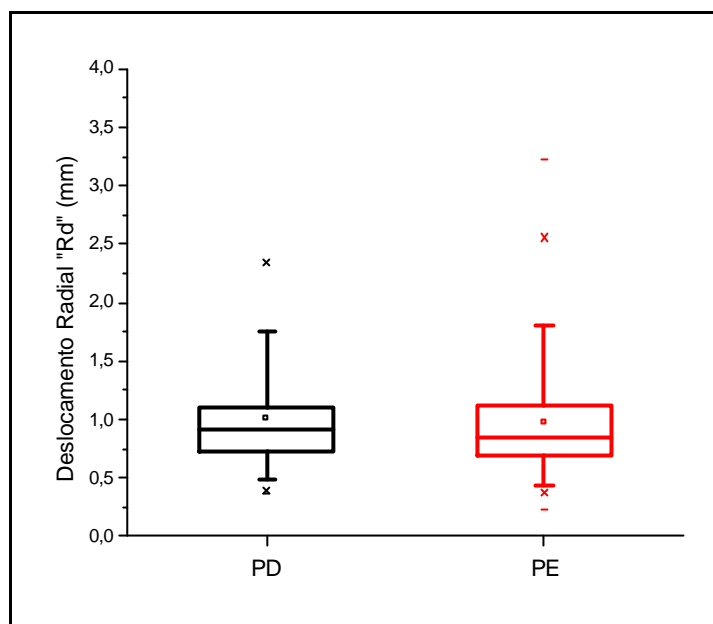


Gráfico 4: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN OF ( $p = 0,48$ ).

A comparação entre os pés D e E do GD OA apresentou o mesmo comportamento apenas para a variável P OA ( $p = 0,01$ ) (Gráfico 19). O parâmetro Rd OA não apresentou diferença estatística significativa ( $p = 0,52$ ) (Gráfico 20).

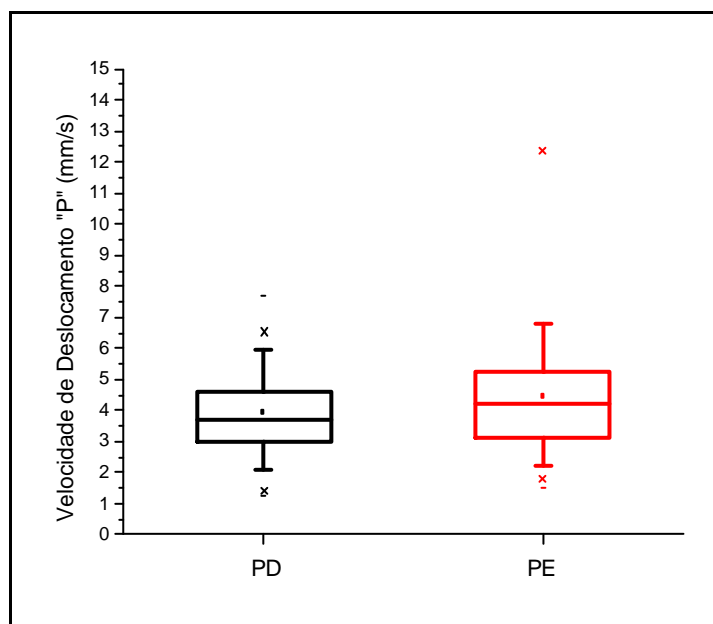


Gráfico 5: Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GD AO ( $p = 0,01$ ).

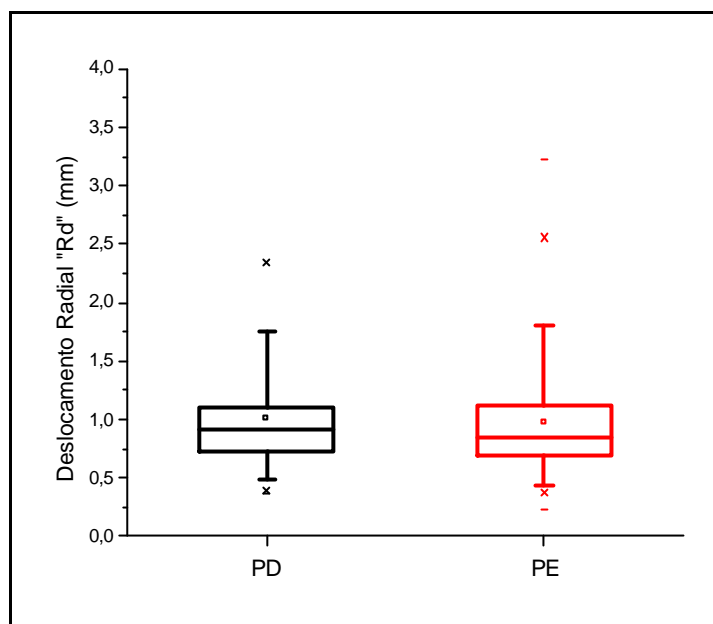


Gráfico 6: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN OF ( $p = 0,52$ ).

A análise realizada entre os pés direito e esquerdo do GD OF não apresentaram diferença estatisticamente significante tanto para P ( $p = 0,09$ ) quanto para Rd ( $p = 0,9$ ) (Gráfico 21 e 22).

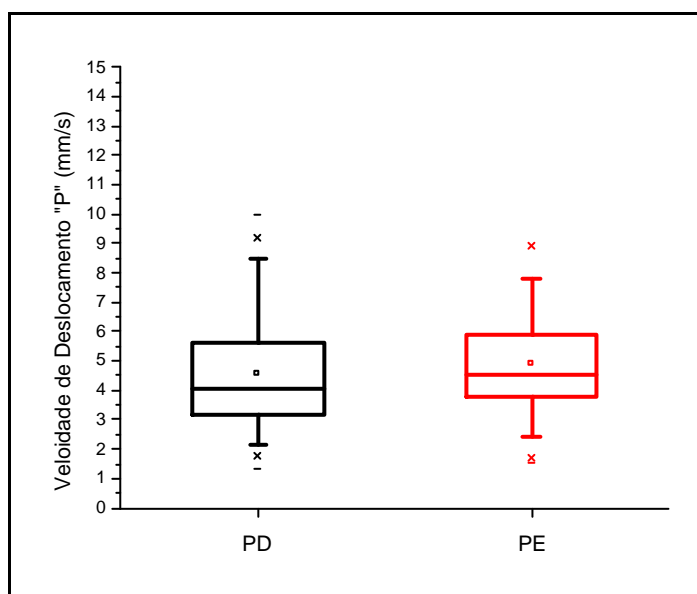


Gráfico 7: Valores Médios e Desvio Padrão de P para D e E do GD OF ( $p = 0,09$ ).

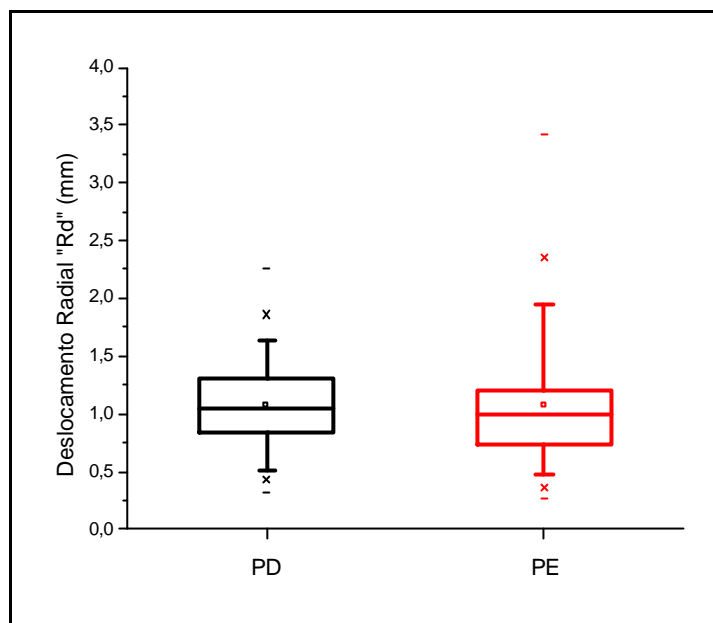


Gráfico 8: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para D e E do GN OF ( $p = 0,9$ ).

As comparações realizadas entre os baricentros do pé D, pé E e corporal entre OA e OF do GN apresentaram diferença estatística apenas para a variável P (Gráfico 23, 24 e 25).

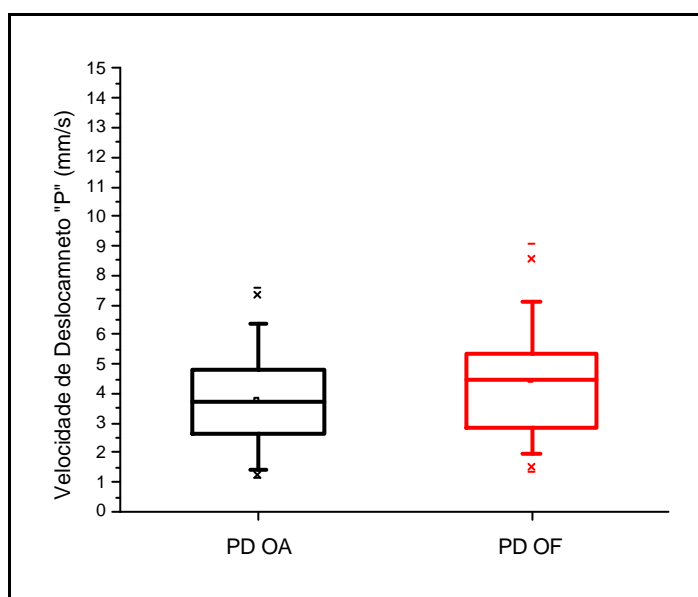


Gráfico 9: Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OA e pé D OF.

\*  $p = 0,0002$

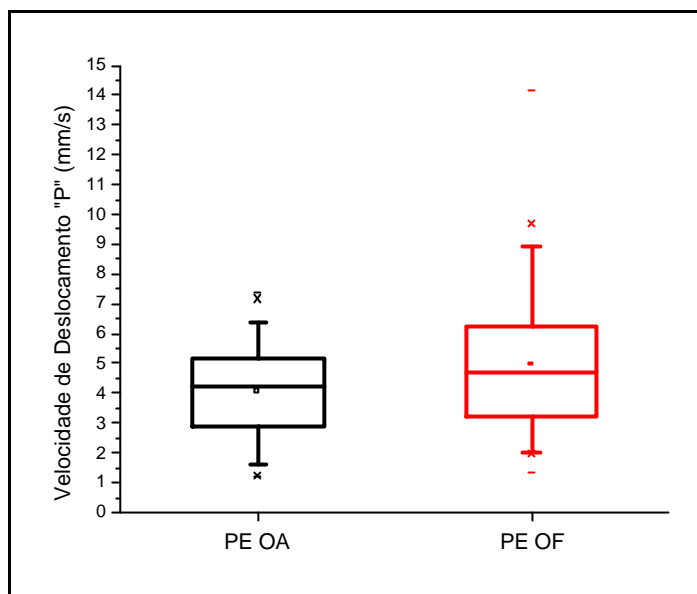


Gráfico 10: Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé E OA e pé E OF.  
\*  $p = 0,00002$

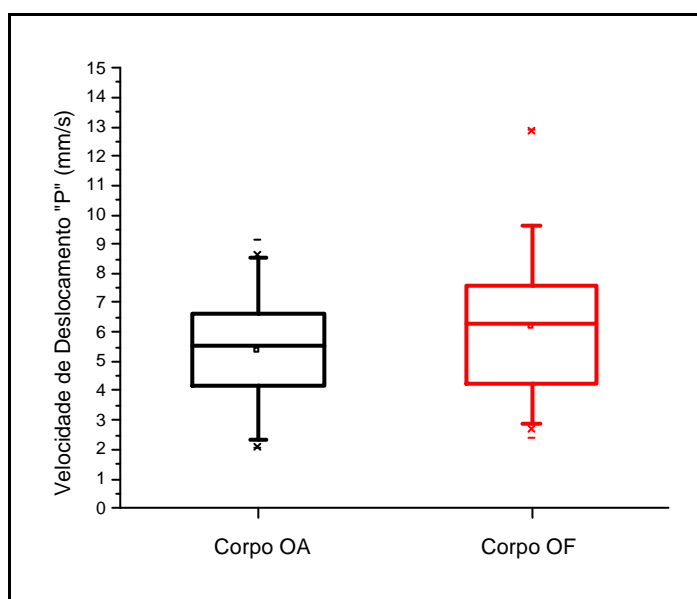


Gráfico 11: Valores Médios e Desvio Padrão de P para corpo OA e corpo OF.  
\*  $p = 0,000004$

O parâmetro Rd não apresentou diferença estatística com valores de  $p$  iguais à: 0,43 (pé D); 0,12 (pé E) e 0,17 (corpo) (Gráfico 26, 27 e 28).



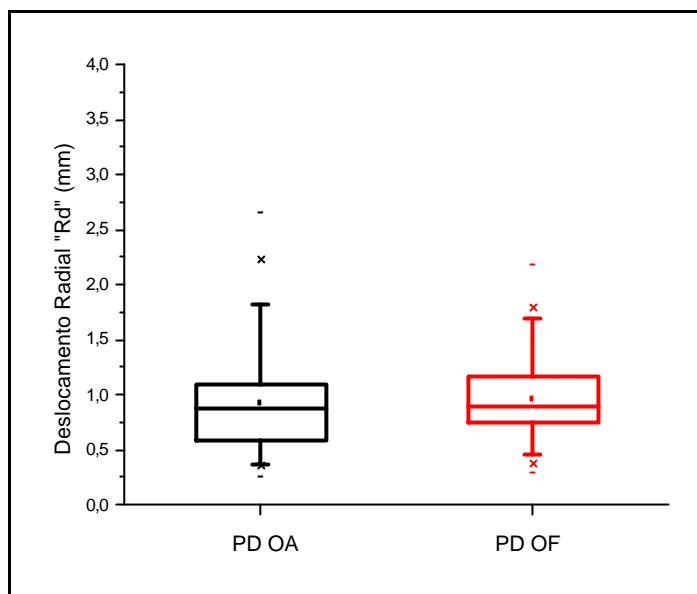


Gráfico 12: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OA e pé D OF ( $p = 0,43$ ).

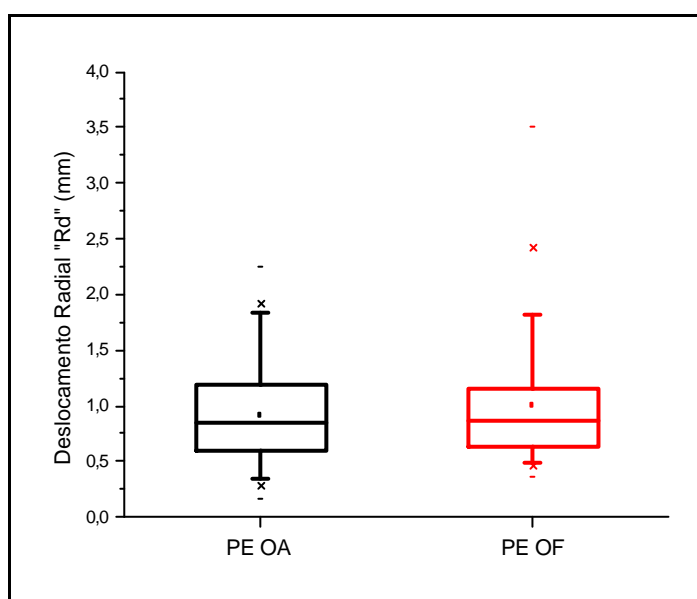


Gráfico13: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé E OA e pé E OF ( $p = 0,12$ ).

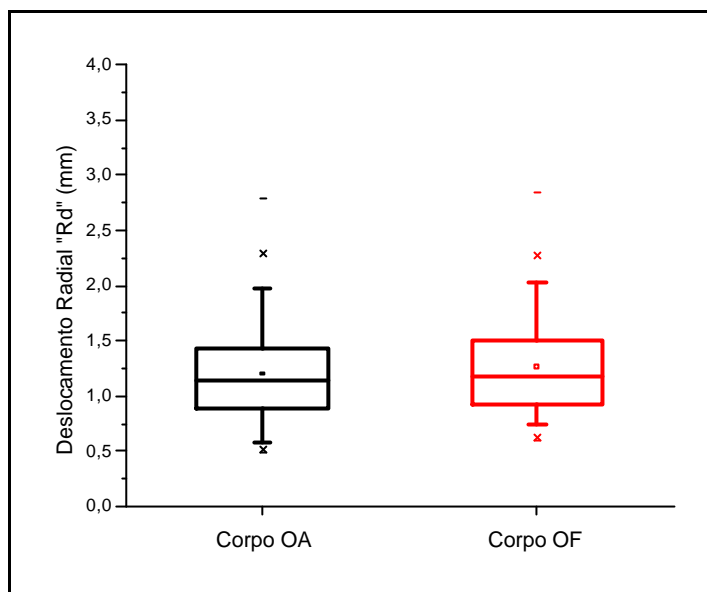


Gráfico14: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para corpo OA e corpo OF ( $p = 0,17$ ).

As comparações realizadas entre os baricentros do pé D, pé E e corporal entre OA e OF agora do GD apresentaram o mesmo comportamento, ou seja, houve diferença estatística apenas para a variável P (Ilustrações 29, 30 e 31).

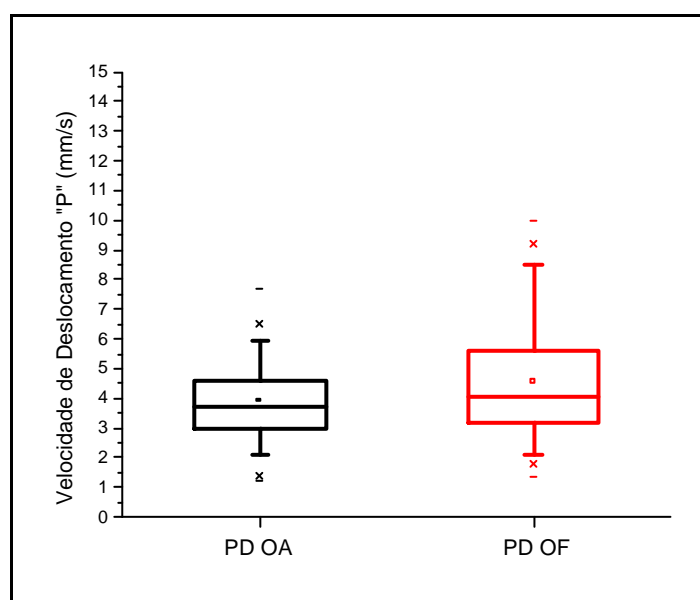


Gráfico15: Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OA e pé D OF.  
\*  $p = 0,000001$

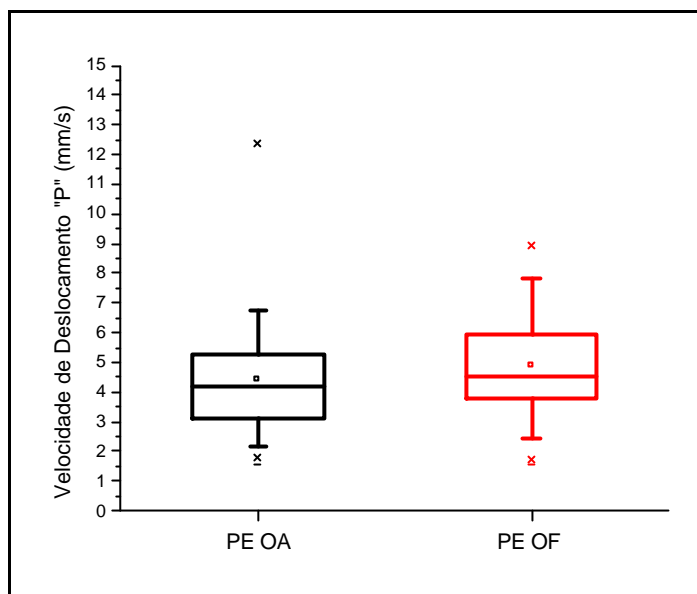


Gráfico 16: Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé E OA e pé E OF.  
\*  $p=0,003$

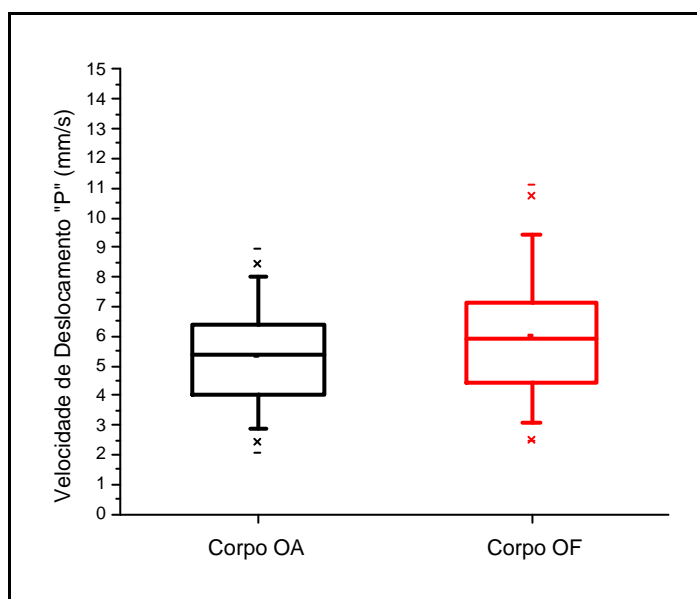


Gráfico 17: Valores Médios e Desvio Padrão de P para corpo OA e corpo OF.  
\*  $p=0,0000002$

Assim como para o GN, o parâmetro Rd não apresentou diferença estatística significativa entre pé D, pé E e Corpo OA e OF do GD (Ilustrações 32, 33 e 34).

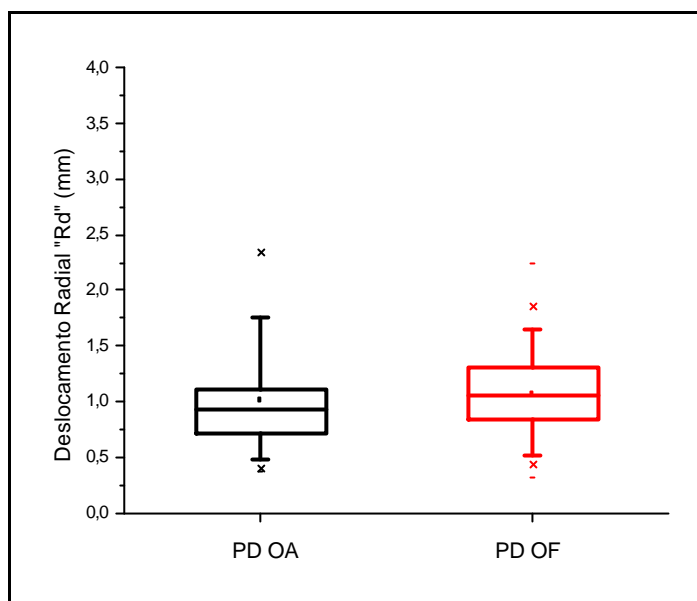


Gráfico 18: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OA e pé D OF.  
\*  $p = 0,32$

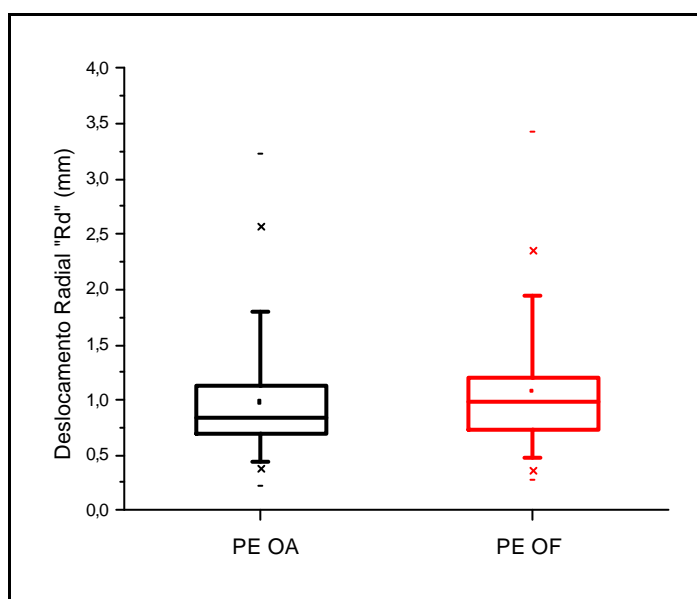


Gráfico 19: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé E OA e pé E OF.  
\*  $p = 0,27$

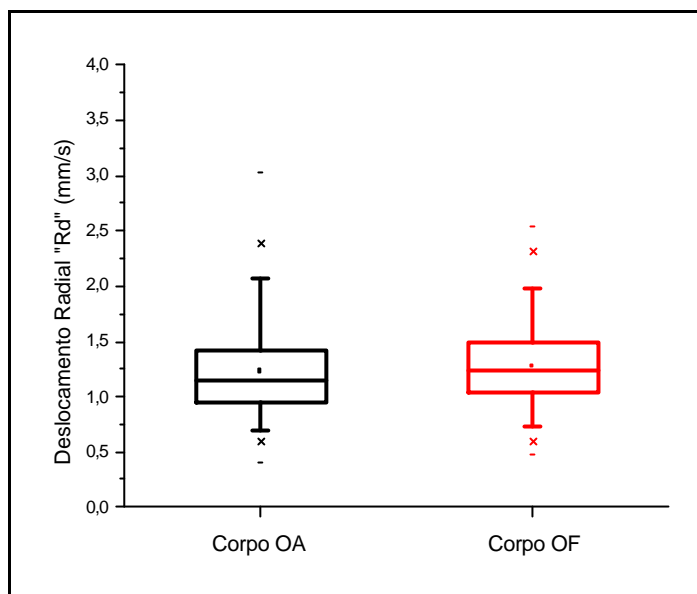


Gráfico 20: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para corpo OA e corpo OF  
\*  $p = 0,06$

## 6.2 Análise Estatística de Significância T – Student Independente

Através da análise estatística de significância T–Student Independente ( $p < 0.05$ ), foram comparados os valores obtidos para os pés D e E nas situações OA e OF entre os grupos GN e GD para as variáveis P e Rd.

A comparação dos valores de P para o pé direito entre os 2 grupos apresentaram os seguintes resultados:

- Entre GN e GD OA não houve diferença estatística significativa com  $p = 0,52$  (pé D); 0,18 (pé E) e 0,91 (Corpo) (Ilustrações 35, 36 e 37).

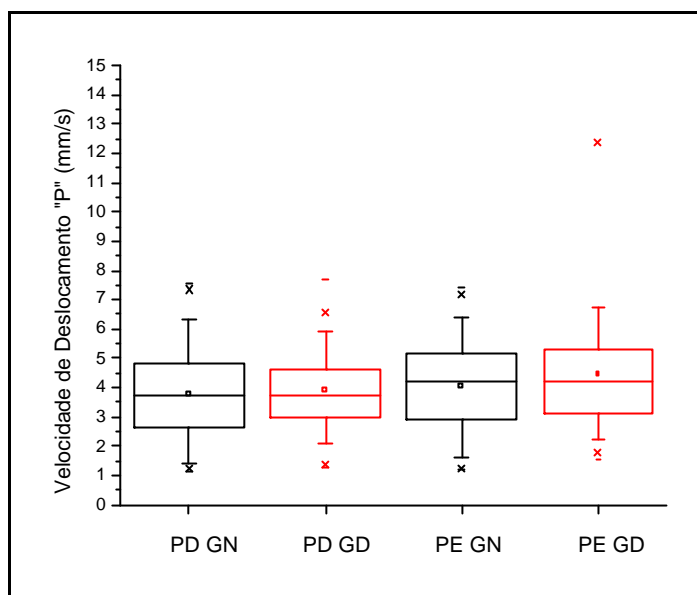


Gráfico 21: Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OA GNxGD ( $p = 0,52$ ) e pé E OA GNxGD ( $p = 0,18$ ).

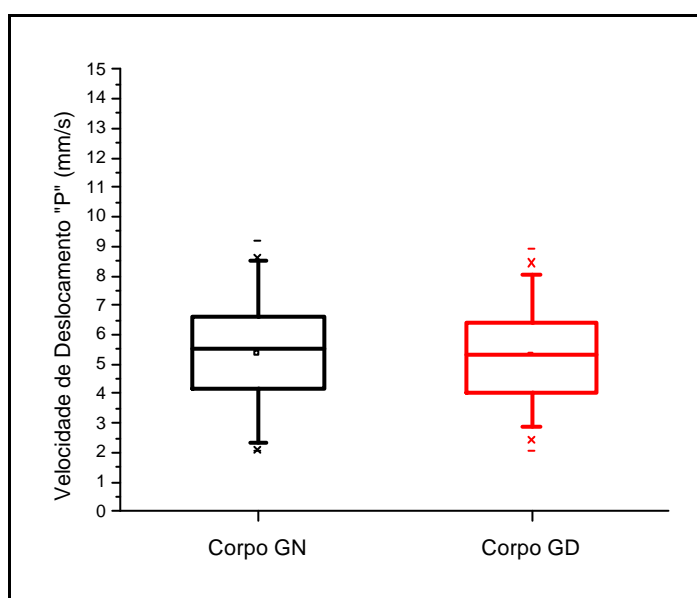


Gráfico 22: Valores Médios e Desvio Padrão de P para o corpo OA GNxGD ( $p = 0,91$ ).

O mesmo aconteceu com a variável Rd para pé D, pé E e corpo OA entre o GN e GD com  $p = 0,29$  (pé D);  $0,41$  (pé E) e  $0,68$  (corpo) (Ilustrações 37 e 38).

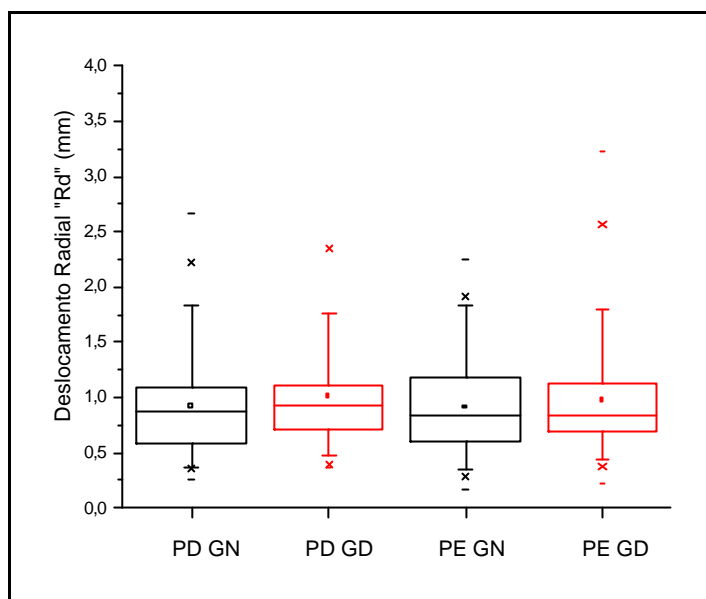


Gráfico 23: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OA GNxGD ( $p = 0,29$ ) e pé E OA GNxGD ( $p = 0,41$ ).

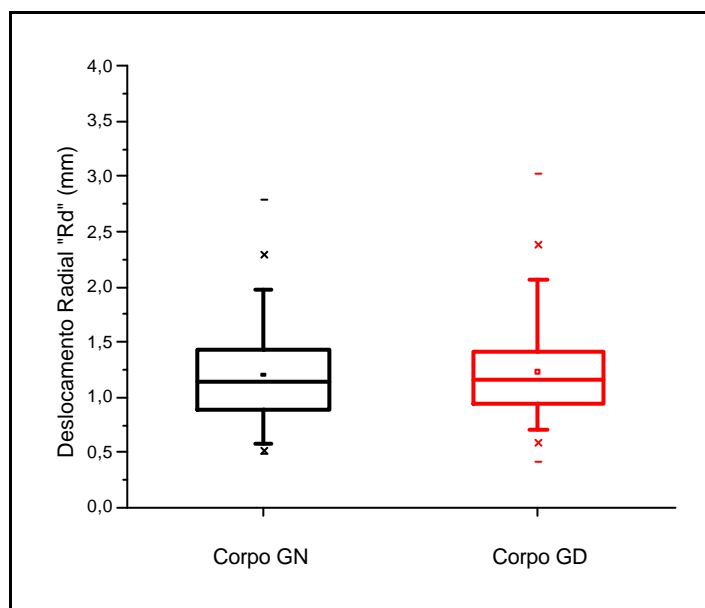


Gráfico 24: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para o corpo OA GNxGD ( $p = 0,68$ ).

Não houve diferença estatística significativa nas comparações do pé D, pé E e corpo entre GN e GD, para situação OF tanto para P ( $p = 0,57$  – pé D /  $0,84$  – pé E e  $0,54$  - corpo) quanto para Rd ( $0,06$  – pé D /  $0,36$  – pé E e  $0,85$  – corpo) (Ilustrações 39, 40, 41 e 42).

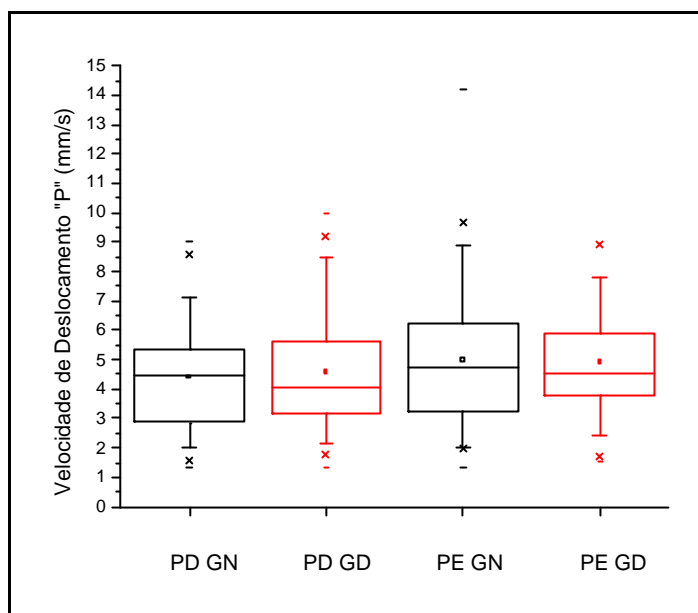


Gráfico 25: Valores Médios e Desvio Padrão de P para pé D OF GNxGD ( $p = 0,57$ ) e pé E OF GNxGD ( $p = 84$ ).

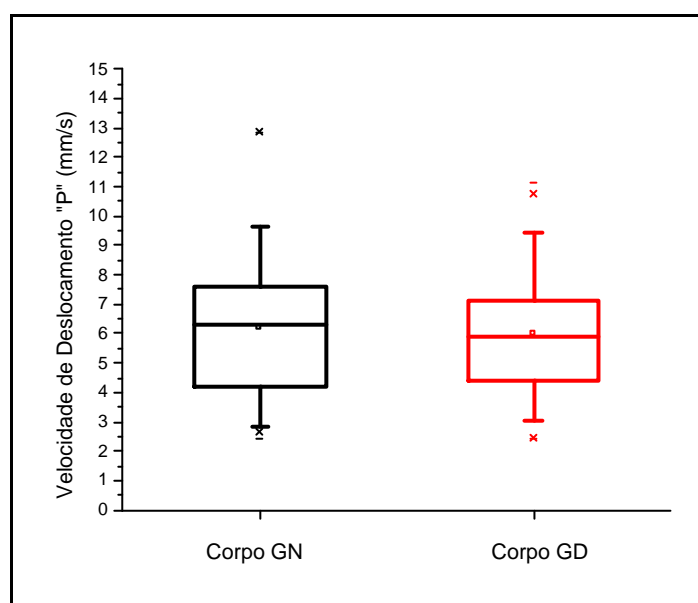


Gráfico 26: Valores Médios e Desvio Padrão de P para o corpo OF GNxGD ( $p = 0,54$ ).



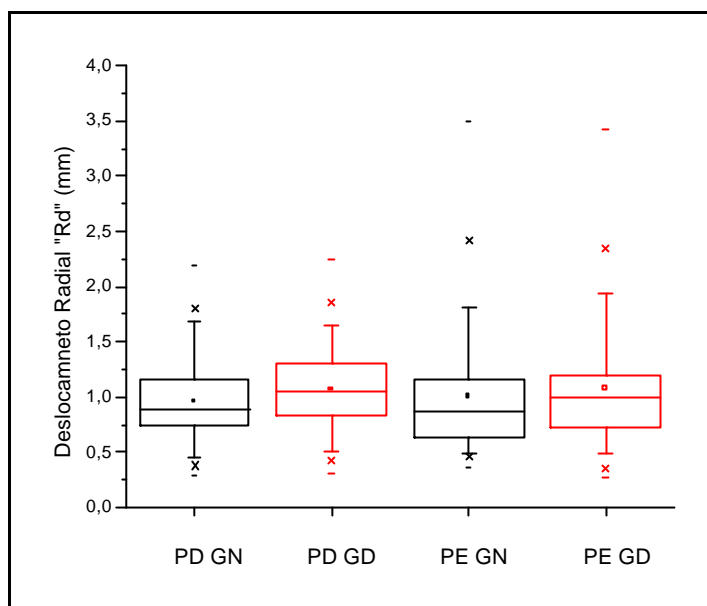


Gráfico 27: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para pé D OF GNxGD ( $p = 0,06$ ) e pé E OF GNxGD ( $p = 0,36$ ).

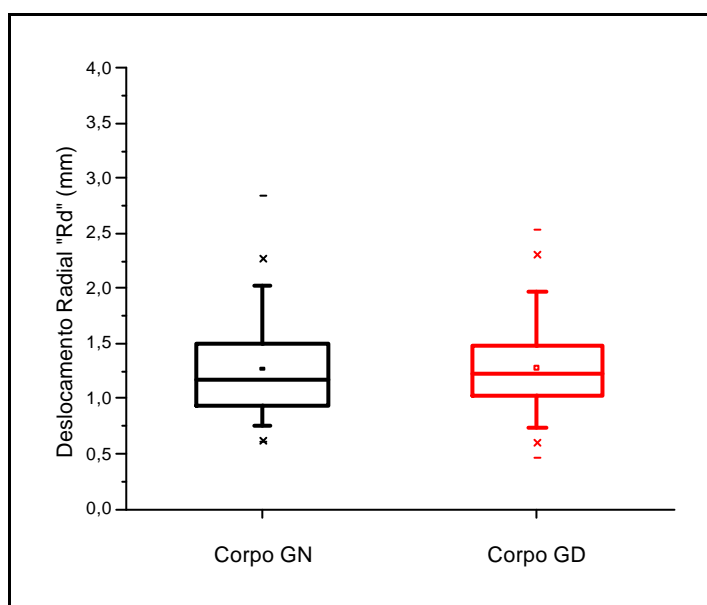


Gráfico 28: Valores Médios e Desvio Padrão de Rd para o corpo OF GNxGD ( $p = 0,85$ ).

## 7 DISCUSSÃO

O presente estudo observou respostas posturais distintas entre os indivíduos dos Grupos GD e GN para a velocidade e deslocamento de oscilação corporal.

Comparando as mudanças de equilíbrio entre as faixas etárias do ser humano, Freitas Junior e Barela (2003) verificaram as oscilações posturais de jovens, adultos e idosos durante manutenção da postura ereta estática com e sem utilização da informação visual, para determinar em que ciclo vital ocorreriam mudanças no controle postural.

Duarte e Zatsiorsky (2002) realizaram um trabalho com o objetivo de estudar a manutenção do equilíbrio humano em diferentes inclinações posturais e em tipos distintos de informações visuais. Estes autores verificaram que o controle do equilíbrio, em ambos os casos, sofreram influências consideráveis.

Estudos ópticos constantes têm mostrado mudanças com relação à idade no uso da função visual dinâmica para controle postural. Ajustes posturais demonstrados na infância são escalados na magnitude da constância de velocidade antero-posterior da constância óptica mais cedo que 3 dias depois o nascimento (JOUEN et al., 2000).

No Grupo normal estudado, foi observado que o pé esquerdo obteve maior velocidade que o pé direito, sendo maior na situação de olhos fechados do que na de olhos aberto, mas não obteve diferença entre a distancia de deslocamento de oscilação.

Nos aspectos relacionados às influências dos testes com os olhos abertos e fechados, e verificamos que os sujeitos apresentaram uma tendência maior de oscilação com os olhos fechados. O equilíbrio é extremamente influenciado pelo sentido da visão e a estabilidade da postura corporal torna-se mais complicada com os olhos fechados (LATASH, 1998).

Segundo Barela (2000) a projeção do cenário ambiental na retina do observador implica ações do organismo com o intuito de minimizar e corrigir oscilações corporais, como no caso do deslocamento frontal, em que a imagem projetada na retina é aumentada, proporcionando uma interpretação de um aumento da oscilação na direção frontal, este quadro

provoca reflexos musculares para interagir com esta situação, aspecto que é dificultado através da diminuição ou extinção desta informação.

De acordo com Horak e MacPherson (1996), o sistema de controle postural identifica as informações sensoriais provenientes dos três canais sensoriais e produz respostas motoras eficientes para que a posição desejada seja alcançada ou mantida. Se um dos canais sensoriais não fornece informação sensorial adequada, como é o caso da informação visual para as crianças PDV, a dinâmica de funcionamento do sistema de controle postural é alterada. Neste caso da redução da informação visual, o sistema de controle postural parece não conseguir um relacionamento coerente e estável entre informação sensorial e ação motora, e conseqüentemente, a performance motora é prejudicada, já que a manutenção da mesma é decorrente da melhora no funcionamento do sistema de Controle postural.

Entre o pé direito e esquerdo do grupo com disfunção foi observada diferença estatística quanto à velocidade somente na situação de olhos abertos, sendo que não houve diferença significativa na variável de deslocamento de oscilação. Este fato pode ser considerado devido a presença de disfunção visual constante, o que proporciona uma facilidade de adaptação, com conseqüência de menor oscilação, quando relacionada a ausência do campo visual.

Portfords-Yeomans e Riach (1995) verificaram que mudanças na estabilidade postural de crianças PDV ocorrem mais tarde quando comparadas com crianças SCV. Ainda, crianças PDV oscilam menos que crianças SCV quando a informação visual não está disponível (olhos fechados).

Bortolaia et al. (2003) em seu estudo sobre o controle postural em crianças PDV nas faixas etárias entre 3 e 11 anos observou que o desenvolvimento do controle postural em crianças PDV passa por uma reorganização entre as idades de 6 a 8 anos e a performance nos níveis das crianças SCV é alcançada mais tarde ao redor dos 9 a 11 anos. Tendo em vista que a informação visual era diminuída, nenhum efeito de visão foi encontrado para as crianças PDV, diferentemente das crianças SCV. As crianças PDV apresentaram maior oscilação corporal para direção AP na faixa etária de 6 a 8 anos do que nas faixas etárias entre 3 a 5 e 9 a 11 anos de idade.

O mesmo não foi observado para as crianças SCV, que apresentaram uma diminuição da oscilação corporal com o aumento da idade, confirmando os resultados observados em estudos anteriores. Foi constatado que a partir dos 6 anos de idade uma diminuição considerável de oscilação pode ser verificada nas crianças SCV nas direções ML e AP.

De acordo com Woollacott, Debû e Mowatt (1987), apud Bortolaia et al., (2003) as crianças SCV passam por um período de reorganização sensorial por volta dos 7 anos de idade, onde elas melhoram a integração das informações sensoriais provenientes dos três canais sensoriais, alcançando um comportamento similar ao adulto. Verificaram que nas crianças PDV, esta possível reorganização sensorial ocorre por volta dos 6 a 8 anos de idade, levando a uma deterioração da performance, no caso, aumento da oscilação corporal

Crianças SCV já apresentam um nível de performance do sistema de controle postural muito melhor na faixa etária entre 6 a 8 anos, sugerindo que nestas crianças o período de reorganização para o uso de informação sensorial ocorre mais cedo. Assim, as crianças PDV alcançam níveis de performance observados em crianças SCV somente no final da primeira década de vida, entre 9 e 11 anos de idade. Uma explicação para este fato é que as crianças PDV apresentam alterações no tempo e na forma de integração das informações provenientes dos canais sensoriais, fazendo com que uma possível reorganização do funcionamento do sistema de controle postural ocorra mais tarde quando comparadas às crianças SCV (Bortolaia et al., 2003).

Em crianças PDV entre 3 e 5 anos de idade apresentaram performance similar aquelas observadas para crianças PDV entre 9 e 11 anos. Assim, parece que nos primeiros anos de vida o sistema de controle postural consegue uma organização eficiente utilizando apenas as informações somatosensoriais e vestibulares. Entretanto, entre os 6 e 8 anos esta organização é alterada, provocando um declínio na performance e, conseqüentemente, maior oscilação corporal (BORTOLAIA et al., 2003).

Com relação à condição experimental (CV e SV), as crianças PDV não apresentaram diferença na oscilação corporal na direção AP. Isto sugere que, devido à deficiência desse canal sensorial, o sistema de controle postural nessas crianças utiliza informações provenientes dos sistemas vestibular e somatosensorial para alcançar ou manter uma determinada orientação corporal. Mais interessante ainda é que quando comparada às crianças

SCV na condição SV, as crianças PDV apresentaram menor oscilação que as crianças SCV (Bortolaia et al., 2003).

Resultados similares já haviam sido observados anteriormente, sugerindo que crianças PDV não apenas usam informações provenientes dos demais canais sensoriais para manter a postura ereta, mas ainda conseguem performances melhores do que aquelas observadas para crianças SCV quando estas crianças são privadas da informação visual (PORTFORS-YEOMANS; RIACH, 1995, apud BORTOLAIA, et al., 2003).

Barela (2000) afirma que a orientação postural está relacionada a uma estabilidade entre o indivíduo e o meio externo, utilizando continuamente informações sensoriais e ação motora pelo sistema postural.

Crianças com 7 a 18 meses no qual pode ficar em pé e andar independentemente, mostraram um aumento nas resposta da postura em pé para o movimento visual no ambiente (LEE; ARONSON, 1974; BUTTERWORTH; HICKS, 1977; BERTENTHAL; BAI, 1989; DELORME et al., 1989; FOSTER et al., 1996).

Depois de 2 anos de idade, quando o andar esta bem praticado, o ajustamento postural para o estímulo de movimento visual são reduzidos (STOFFREGEN et al., 1987; FOSTER et al., 1996).

Diferentemente Barela, Polastri e Godoi (2000) verificaram que crianças nestas faixas etárias não apenas conseguem manter a posição ereta sem visão, mas também que a utilização da informação visual não produz qualquer melhora na oscilação corporal de crianças entre 2 e 6 anos de idade.

A amplitude do balanço aumenta com a idade quando ambos os olhos estão abertos e fechados (FORSSBERG; NASHNER, 1982; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1985; RIACH; HAYES, 1987; FOUURIAT et al., 1993; PORTFORS- YEOMANS; RIACH, 1995; NOUGIER et al., 1998).

Entretanto, Riach e Hayes (1987) verificaram que crianças de 2 e 3 anos de idade não conseguem manter a posição ereta sem visão e sugeriram que, nesta faixa etária, a informação visual é crucial para a manutenção da postura ereta.

Para crianças maiores que 3 anos, o uso da entrada somatosensorial começa a ser mais importante, porque mais oscilações são geradas durante a condição da oscilação com referencia na superfície de apoio comparada com os olhos fechados ou referencia da oscilação pela visão (FORSSBERG; NASHNER, 1982; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1985; PETERKA; BLACK, 1990b; FOUURIAT et al., 1993).

Entre 4-6 anos, o significado do balanço durante a condição de olhos fechados permanecem bem em crianças como em adultos (FORSSBERG; NASHNER, 1982; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1985, PORTFORS; YEOMANS; RIACH, 1995; RIACH; STARKES, 1989).

Recentemente Barela e colaboradores, não observaram através de manipulação das informações visual e somatosensorial pelo toque em uma superfície de contato, qualquer diferença na integração sensorial em crianças de 4, 6 e 8 anos durante a manutenção da posição ereta, embora o acoplamento entre informação sensorial e oscilação corporal tenha sido mais fraco e menos estável nas crianças do que nos adultos (BARELA, 1997; BARELA; JEKA; CLARK, 2003).

A magnitude da oscilação atinge valores próximos aos verificados em adultos e parece melhorar significativamente a manutenção da posição ereta ao redor dos sete anos de idade (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1985; PETERKA; BLACK, 1990b; CHERNG et al., 2001; ZERNICKE; GREGOR; CRATTY, 1982).

Na comparação entre os grupos na situação de olhos abertos e olhos fechados não foi constatado diferença estatística significativa, isto pode ser devido a estabilidade visual da postura ser dependente das características do estímulo bem como a atividade do sistema visual. A acuidade visual, quando diminuída, causa um aumento linear da instabilidade postural gerando uma oscilação antero-posterior duas vezes maior que a lateral (PAULUS; STRAUBE; BRANDT, 1984).

O Grupo normal e com disfunção quando comparados na situação de olhos fechados demonstraram maiores valores médios de velocidade do que quando comparados com a situação de olhos abertos tanto no pé direito, pé esquerdo e no corpo. Sendo o Grupo com disfunção o que apresentou maiores valores. O deslocamento radial não apresentou diferença.

Diener et al. (1984), mostrou que a perda somatosensorial gera picos de pressões sobre o tornozelo em sujeitos normais com base livre tem pequenos efeitos em movimentos espontaneos corporais com os olhos abertos, mas resulta em um aumento da estratégia de quadril e aumento da escurção do centro de pressão do pé com os olhos fechados.

Santana e Gonçalves (2001) investigaram a influência da visão no equilíbrio postural em crianças obesas pré-púberes, impulsionados pelo fato de que, embora se saiba que a visão tem extrema importância na manutenção do equilíbrio estático. Os resultados sugeriram que há maior atividade dos sistemas de controle de equilíbrio quando o sujeito está de olhos fechados, sem que esse aumento seja acompanhado por alterações na eficiência do controle. Essas alterações são mais evidentes no eixo medial-lateral. Os autores concluíram que a estabilidade no sentido medial-lateral é mais dependente da visão que a do sentido ântero-posterior, no caso de crianças obesas pré-púberes, quando testadas com os pés juntos. Essa dependência não interfere na eficiência, mas na quantidade dos sistemas regulatórios.

Cada teste teve duração de 40 segundos, ultrapassando o tempo determinado por alguns autores como Bandy e Sanders (2004), no qual eles citam o teste clinico de intervenção sensorial e equilíbrio, e que tem duração de 30 s. E sendo inferior a alguns estudos como o apresentado por Gandra, Oliveira e Nadal (2003) que objetivava identificar o comportamento de variáveis cinemáticas do estabilograma devido à privação da informação visual e testar modificações ao longo do período do exame. Segundo estes autores, a duração do teste estabilométrico tem sido pouco investigada.

Os sujeitos foram orientados a adotarem a postura ereta normal sobre o centro da plataforma de força, com os pés confortavelmente unidos e os membros estendidos ao longo do corpo. Os indivíduos testados deveriam olhar para um ponto fixo, a cerca de 2m de distância da altura dos olhos. Cada teste teve duração de 30 min, sendo realizados testes de olhos abertos e fechados, alternando esta condição a cada 60s, após um sinal sonoro. Os

sujeitos não realizaram treinamento para a execução dos testes. As variáveis investigadas foram a velocidade média e o deslocamento do CP.

Os resultados demonstraram que a condição de olhos fechados influenciou as variáveis, principalmente a velocidade média do CP. Houve aumento da magnitude das variáveis ao longo do tempo dos testes, sendo que estas diferenças passaram a ocorrer a partir dos 10 m. Os autores concluíram que a velocidade média é a variável mais sensível para detectar precocemente os distúrbios de equilíbrio relativos à supressão da visão.

Observamos também que existe muita falta de atenção com relação à prevenção das disfunções visuais, nas quais em sua maioria se identificadas no princípio tem cura se não grande melhora em seu prognóstico.

Pesquisas de saúde ocular apontam que em torno de 15% das crianças da primeira série possuem alguma alteração visual e apenas 20% dessas crianças são acompanhadas por médicos (GASPARETTO, et al., 2004).

Estima-se que cerca de 20% de crianças em idade escolar apresentem dificuldades visuais devido a defeitos refracionais não corrigidos, estrabismo e ambliopia, entre outros. Em cada 1000 alunos do ensino fundamental, 100 são portadores de erros de refração, necessitando de óculos para a correção de hipermetropia, miopia e astigmatismo. Destes, aproximadamente 5% apresentam redução de acuidade visual, isto é, menos de 50% da visão normal.

Inúmeros estudos visam quantificar e analisar o controle do equilíbrio estático e dinâmico, mas ainda estamos longe de termos entendimento satisfatório sobre o controle postural humano.



## 8 CONCLUSÃO

Partindo dos estudos dos parâmetros estabilométrico, da avaliação oculomotora e da comparação entre crianças normais e com disfunção, concluímos que as mesmas apresentam variáveis distintas para as variáveis P e Rd.

O Grupo com disfunção apresentou maiores valores das variáveis P dos baricentros do pé direito, pé esquerdo e corpo, na situação de olhos fechados, do que o grupo normal do quando comparados com o GC.

Apesar de apresentar maior instabilidade postural o grupo com disfunção é capaz de se adaptar e manter o equilíbrio.

É necessário continuar buscando melhores formas de avaliação para um melhor entendimento do controle postural e sua influência sobre o equilíbrio.

## REFERÊNCIAS

- ALVES, M.; KARA-JOSÉ, N. **Manual de orientação ao professor**. Campanha Nacional de Reabilitação Visual. CBO, MECE, FNDE. São Paulo: 2000.
- AMADIO, A. et al. **Introdução à análise do movimento humano**: descrição e aplicação dos métodos de medição. *Rev Bras Físio*, v.3, n.2, p.41-54, 1999.
- AMBLART, B. Les descripteurs du controle postural. *Ann readapt med phys*, v.1, p.225-237, 1998.
- ASHMEAD, D.; McCARTY, M. Postural sway of human infants while standing in light and dark. *Child Development*, Chicago, v.62, p.12; 76-1287, 1991.
- ÁVILA, O. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (Rede CENESP-MET). *Revista Brasileira de Biomecânica*, ano 3, n.4, 2002.
- BALOH, R. et al. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *J Am Geriatrics Society* v. 42, p.405-412, 1994.
- BANDY, W.; SANDERS, B. **Exercícios Terapêutico**: Técnicas para Intervenção. Rio de Janeiro: Guanabara Koogans, 2003. 361p.
- BARATTO L.; et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*. v.6, p.246-270, 2002.
- BARCELLOS, C.; IMBIRIBA, L. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. *Revista Paulista de Educação Física*, v.16, n.1, p.43-52, jan./jun. 2002.
- BARELA, J. **Development of postural control: the coupling between somatosensory information and body sway**. 1997. 176f. Dissertation (Doctor of Philosophy) - University of Maryland, College Park, 1997.
- BARELA, J.; et al. The coupling between visual information and trunk sway in infants and children. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, Champaign, v.23, suppl, p.S48, 2001.
- BARELA, J.; JEKA, J.; CLARK, J. Postural control in children. Coupling to dynamic somatosensory information. *Experimental Brain Research*, New York, v.150, p.434-442, 2003.
- BARELA, J.; JEKA, J.; CLARK, J. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. *Infant Behavior and Development*, Norwood, v.22, n.1, p.87-102, 1999.
- BARELA, J.; POLASTRI, P.; GODOI, D. Controle postural em crianças: oscilação corporal e frequência de oscilação. *Revista Paulista de Educação Física*, São Paulo, v.14, n.1, p.68-77, 2000.
- BARELA, J. Estratégias de Controle em Movimentos Complexos: Ciclo Percepção-ação no Controle Postural. *Revista Paulista de Educação Física*: São Paulo. v.3, p.79-88, 2000.

- BARELA, J. et al. Visual information and body sway coupling in infants during sitting acquisition. **Infant Behav Dev.** v. 23 p.285-297, 2000.
- BEER, S.; SCARPI, M.; MINELLO, A. Achados oculares em crianças de zero a seis anos de idade, residentes na cidade de São Caetano do Sul, SP. **Arq Bras Oftalmol.** v. 66, p.839-845, 2003
- BEER, S. et al. Achados oculares em crianças de zero a seis anos de idade, residentes na cidade de São Caetano do Sul, SP. **Arq Bras Oftalmol,** v.66, p.839-845, 2003.
- BELLENZANI, N. Baropodometria-essencial para o diagnostico. **O Coffito** n.17, Dez. 2002.
- BENSEL, C.; DZENDOLET, F. Power spectral density analysis of the standing sway of males. **Perception & Psychophysics.** n.4, p.285-288, 1968.
- BERQUÓ, E.; SOUZA, J.; GOTLIEB, S. **Bioestatística** 2. ed. São Paulo: EVP – Editora Pedagógica e Universitária, 1981
- BERTENTHAL, B.; ROSE, J.; BAI, D. Perception-action coupling in the development of visual control of posture. **Journal of Experimental Psychology,** Arlington, v.23, n.6, p.1631-1643, 1997.
- BERTENTHAL, B.; BAI, D. Infants' sensitivity to optical flow for controlling posture. **Dev Psychol.** n.25, p.936-945,1989.
- BESSOU, M. Le pied, organe de l'équilibration. In : VILLENEUVE, P.H. (Coord). **Pied, équilibre & posture.** Paris: Éditions Frison-Roche, p.21-32. 1996.
- BICAS, HARLEY E.; Oculomotricidade e seus fundamentos, **Arq Bras Oftalmol.** v.66, p.687-700, 2003.
- BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos: filosofia, patologia e tratamento fisioterápico.** São Paulo, Summus, 1995. 149 p
- BLASZCZYK J., LOWE D., HANSEN P. Ranges of postural stability and their changes in elderly. **Gait & Posture** v.2, p.11-17, 1994.
- BORTOLAIA, A., BARELA, A. Controle postural em crianças portadoras de deficiência visual nas faixas etárias entre 3 e 11 anos. **Motriz, Rio Claro,** v.9, n.2, p.79-86, 2003.
- BRENDA, M. **Influencia de um programa de atividades físicas no controle do equilíbrio de idosos.** 2003. Dissertação. Escola de Educação Física e Esporte Departamento de Biodinâmica. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2003.
- BRICOT, B. **Posturologia.** São Paulo: Ícone: 1999. 270 p.
- BUCHANAN, J.; HORAK, F. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behavior Brain Res,** Netherlands, v.143, n.2, p.121-140, 2003.
- BUCHANAN, J.; HORAK, F. Emergent of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **Journal of Neurophysiology,** Bethesda, v. 81, p. 2325-2339, 1999.

BUTTERWORTH G, HICKS L. Visual proprioception and postural stability in infancy. A developmental study. **Perception**, v.6, p.255-262, 1977.

C.Y. YU WAI, MANA, B. CHINNERYA, P.G. Griffithsb. Extraocular muscles have fundamentally distinct properties that make them selectively vulnerable to certain disorders. **Neuromuscular Disorders**, v.15, p.17-23, 2005.

CAMPOS, A.; HUTTEN, P.; FREITAS, T.; MOCHIZUKI, L. Análise das alterações biomecânicas da força de reação do solo durante a adaptação da caminhada em esteira. **Revista Brasileira de Biomecânica**. n.5, p.13-19, 2002.

CARR, G. **Biomecânica dos esportes**. Um guia prático. São Paulo: Manole, 1998.

CASTRO, F., CRUZ, A., CHAHUD, F., Estrabismo após inflamação idiopática orbitária aguda na infância - Relato de caso. **Arq Bras Oftalmol**. v.67, p.153-156, 2004.

CELSO, C. et al. Limites de estabilidade antero-posterior de adultos normais, In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECANICA, 9, 2001, Gramado. **Anais...**, v.2, p.148-151.

CHAMLIAN, T. **Medicina física e reabilitação**. São Paulo: USP, 1999. 41 p.v.1.

CHERNG R, CHEN J, SU F. Vestibular system in performance of standing balance of children and young adults under altered sensory conditions. **Percept Mot Skills**. v.92, p.1167-1179, 2001.

CHERNG, R. et al. Performance of static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. **Am J Phys Med Rehabil**, v.78, p.336-343, 1999.

CLAPP, S.; WING, A. light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**. v.125, p.521-524, 1999.

COLLINS, J., DE LUCA, C. Open-loop and closed-loop control of posture: A random walk analysis of center-of-pressure trajectories. **Experimental Brain Research**, v.95, p.308-318, 1993.

COLLINS, J., DE LUCA, C. Random walk during quiet standing. **Physical Review Letters**, v.73, p.764-767, 1994.

COLLINS, J., DE LUCA, C. Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system. **Chaos**, v.5, p.57-63, 1995.

CRÉMIEUX, J., MESURE, S. Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man. **Percept Mot Skills**, v.78, p.67-74, 1994.

CRESPO, A. ; A natureza da Estatística. I: CRESPO, AA; **Estatística Fácil**. 17. ed; São Paulo: Saraiva, p.12-15, 1996.

CUNHA, R.; ISOLDI, I.; Cunha, M. Alterações motoras após cirurgia refrativa no paciente estrábico. **Arq Bras Oftalmol**. v.67, p.501-508, 2004.

DAGNONI A.; et al. Análise estabilométrica da relação entre os desvios posturais e as lesões em atleta. **Revista Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**. v.2, n.1, p.22-25. jun./set., 2003.

De LUCCA, C.; et al. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. **Journal of Physiology**, v.329, p.129-142, 1982.

DELORME A, FRIGON J, LAGACE C. Infants' reactions to visual movement of the environment. **Perception** v.18, p.667-673, 1989.

Diener H, et al. The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. **Brain Res**, v.296, p.103-109, 1984.

DIENER, H.; HORAK, F.; NASHNER, L. Influence of stimulus parameters on human postural responses. **J. Neurophysiol.**, v.59, p.1888-1905, 1988.

DORMAN, J.; FERNIE, G.; HOLLIDAY, P. Visual input its importance in the control of postural sway. **Arch. Phys. Méd. Rehabil.** v.59, p.586-591, 1978.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. 2000. Tese (Livre- Docência na área de Biomecânica) - Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano, Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, n.146, p.60-69, 2002.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. **Long-range correlations in human standing**. Physics Letters A, Holanda, v.283, n.1-2, p.124-128, 2001.

EDMIR A., et al. Distribuição dos achados otoneurológicos em pacientes com disfunção vestibulo-coclear, **Rev Bras Otorrinolaringol**. v.71, n.3, 34-38, 2005.

ENJALBERT, M., et al. Sensibilité plantaire et équilibre. In : VILLENEUVE, P.H. Coord. **Pied, équilibre & posture**. Paris: Editions Frison-Roche, 1996. p.43-59.

ENOKA, R. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

ERA, P., et al. Postural balance and self-reported functional ability in 75-year-old men and women: A cross-national comparative study. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.45, p.21-29, 1997.

ESTRABISMO, Disponível em:

<<http://www.itesp.sp.gov.br/gespessoas/cipa/fontes/visao.htm>>. Acesso em: 20 jun. 2006.

FERNANDES, F.; LUFT, C.; GUIMARÃES, M. **Dicionário brasileiro Globo**. 3. ed. São Paulo: Globo, 1993.

FERREIRA, F. **Produção do Journal of Biomechanics entre os anos de 2000 e 2001 relacionada ao tema equilíbrio corporal**. 2003. Monografia (licenciatura em Educação

Física) - Instituto de Educação Física e Desportos, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2003.

FERRONATO, A.; CANDOTTI, C.; SILVEIRA, R. A incidência de alterações do equilíbrio estático da cintura escapular em crianças entre 7 e 14 anos. **Movimento**, v.5, n.9, 1998.

FORSSBERG H, NASHNER L. Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. **J Neurosci**. v.2, p.545-552, 1982.

FORSSBERG, H.; NASHNER, L. Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. Neurological Sciences Institute. **The Journal of Neuroscience**. v.2, n.5, p.545-552, 1982.

FOSTER E, SVEISTRUP H, WOOLLACOTT M. Transitions in visual proprioception: A cross-sectional developmental study of the effect of visual flow on postural control. **J Mot Behav**. v.28, p.101-112, 1996.

FOTI, T.; DERRICK, T.; HAMILL, J. Influence of footwear on weight-acceptance plantar pressure distribution during walking. In: **Biomechanics in sports**. Milan, Italy: Ermes, 1992, p.243-246.

FOUDRIAT B, DI FABIO R, ANDERSON J. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**. v.27, p.255-271, 1993.

FRANSSON P, et al. The temporal evolution of oxygen-sensitive MRI responses to visual activations in humans. **Magn Reson Méd** v.39, p.912-918, 1998.

FREITAS J.; BARELA, J. Análise da postura ereta não perturbada de jovens adultos e idosos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10., v.1. 2003, Ouro Preto, MG. **Anais...Ouro Preto: 2003**. p.36-39.

FREYSS, G.; et al. L'équilibre du sujet âgé; apport des explorations instrumentales; aspects particuliers aux atteintes vestibulaires; prise en charge de ces maladies. **Vertiges**. G.E.V., Arnette, Paris v.93, p.115-164, 1994.

FRONTERA, W.; DAWSON, D.; SLOVICK, D. **Exercício físico e reabilitação**. Porto Alegre: ArtMed, 2001.

FURMAN J., et al. Assessment: posturography. Report of the Therapeutics and Technology Assessment. **Subcommittee of the American Academy of Neurology**, v.43, p.1261-1264, 1993.

GAGEY, P.; Weber, B. **Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática**. São Paulo: Manole, 2001.

GANDRA, V.; OLIVEIRA, L.; NADAL, J. Efeito da visão no controle postural ostostático em testes estabilométricos de longa duração. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10, 2003, Ouro Preto, MG. **Anais...Ouro Preto: 2003**. p.430-433.

GASPARETTO, M. et al. Dificuldade visual em escolares: conhecimentos e ações de professores do ensino fundamental que atuam com alunos que apresentam visão subnormal - **Arq Bras Oftalmol.** n.67, p.65-71, 2004.

GERALDO G. et al. Evolução da hipermetropia na infância. **Arq Bras Oftalmol.** v.67, p.83-86, 2004.

GURFINKEL E. Physical foundations of stabilography. **Agressologie**, v.14-C. p.9-14, 1973.

GURFINKEL, V. ; LIPSHITS, M.I.; POPOV, K.E. Is stretchreflex base mechanism in system of orthograde pose regulation in man? **Biofizika** v.19, n.4, p.744-748, 1974.

HALL, S. **Biomecânica básica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. **Bases biomecânicas do movimento humano.** São Paulo: Manole, 1999.

HAY, J. **The biomechanics of sports techniques.** 4. ed. New Jersey: Prentice Hall, 1993.

HAY, J.; HEID, J. **As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano.** Rio de Janeiro: Prentice/Hall do Brasil, 1985.

HAYES H. Biomechanics of postural control. **Exercise Sport Scie Rev.** v.10, p.363-392, 1982.

HORAK F, MACPHERSON J. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepherd JT. **Handbook of physiology section 12: exercise: regulation and integration of multiple systems.** New York: Oxford University, 1996. p.255-292.

HORAK F, NASHNER L. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **J Neurophysiol.** v.55, n.6, p.1369-1381, 1986.

HORAK F. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture.** v.6, p.76-84, 1997.

HORAK, F.; MACPHERSON, J. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L.; SHEPARD, J. (Ed.). **Handbook of physiology.** New York: Oxford University Press, 1996. p.255-292.

HORAK, F., NASHNER, L., DIENER, H. Estratégias posturais associadas a perda somatosensorial e vestibular **Exp Brain Res.** v.82, p.167-177, 1990.

HORAK, F.; NASHNER, L.; DIENER, H. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Neurological Sciences Institute of Good Samaritan Hospital and Medical Center,**

IMBIRIBA, A., et al. Informações visual e o controle do equilíbrio postural: uma abordagem de identificação de sistemas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECCENICA, 9, v.2, 2001, Gramado, RS. **Anais...**Gramado: 2001. p.115-120.

IMBIRIBA, L. **Influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural.** 1997. Tese (Mestrado) - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. 1997.

- INAMURA K.; et al. One minute wave in body fluid volume change enhanced by postural sway during upright standing. **J. Appl. Physiology**, v.81, n.1, p.459-469, 1996.
- IVANENKO Y, LEVIK Y, TALIS V, GURFINKEL V. Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction. **J Neurophysiol.** v.88, p.109-112, 2002.
- JAHN, K.; et al. Suppression of eye movements improves balance. **Brain.** v.125, p.2005-2011, 2002.
- JOHANSSON R, MAGNUSSON M. Human postural dynamics. **Critical Reviews in Biomedical Engineering** v.18, n.6, p.413-437, 1991.
- JOUEN F, LEPECQ J, GAPENNE O, BERTENTHAL B. Optic flow sensitivity in neonates. **Infant Behav Dev.** v.23, p.271-284, 2000.
- KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSELL, T. **Principles of neural science.** 3. ed. London: Prentice-Hall internacional, 1991.
- KEJONEN, P. **Body Movements During Postural Stabilization**, Measurements with a motion analysis system. 2002. Dissertation. Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University of Oulu, Finland, 2002.
- LASLEY, D.; HAMER, R.; DISTER, R.; COHN, T. Postural stability and stereo-ambiguity in man-designed visual environments. **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, v.38, p.808-813,1991
- LATASH, M. **Neurophysiological: basis of movement.** The Pennsylvania State University: Human Kinetics, 1998.
- LEE, D.; ARONSON, E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. **Perception & Psychophysics**, Austin, v.15, n.3, p.529-532, 1974.
- LIBIEDOWSKA, M.; SYCZEWSKA, M. **Invariant sway properties in children.** Gait and posture, v.12, p.200-204, 2000.
- MAGNANI, R.. **Estudo do controle postural de crianças portadoras de paralisia cerebral espastica sob a influencia do estimulo visual por meio de parâmetros estabilometricos.** 2005. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do vale do Paraíba São José dos campos, 2005.
- MANICA, M. et al. O que os pediatras conhecem sobre afecções oculares na criança?. **Arq Bras Oftalmol.** v.66, p.489-492, 2003.
- MASSION J, et al. Body control and control of coordinated movements in microgravity. **Brain Res Rev.** v.28: 83-98, 1998.
- MASSION J, et al. Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? **Exp Brain Res.** v.114(2), p.384-389, 1997.
- MASSION, J. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience Behav Rev.** v.22, p.465-472, 1998.



- MELLO, R. et al. Influencia do tempo de aquisição nos parâmetros do sinal estabilométrico, In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 18, 2002, São José dos Campos, SP. **Anais...** São José dos Campos: Univap, 2002. p.406-410.
- MERGNER T, et al. Human perception of horizontal trunk and head rotation in space during vestibular and neck stimulation. **Exp Brain Res.** v.85, p.389-404, 1991.
- MERGNER T, HUBER W, BECKER W. Vestibular-neck interaction and transformation of sensory coordinates. **J Vestib Res.** v.7, p.347-367, 1997.
- MIDDLETON, J; SINCLAIR, P; PATTON, R. Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform. **Clin Biomech.**, v.14, p.357-360, 1999.
- MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.3, p.77-83, 2003.
- MOCHIZUKI, L.; et al. Estudos sobre variáveis biomecânicas relacionadas aos ajustes posturais durante a postura ereta, In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, v.2, 2001, Gramado, RS. **Anais...** Gramado: 2001, p.121-126.
- NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure alter forward platform translation. **J. of Electromyography and Kinesiology.** v.11, p.395-403, 2001
- NASHNER L. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A.L.; LUSCHEI, E.S, eds. **Handbook of behavioral neurobiology, motor coordination** New York: Plenum, 1989, p.521-561.
- NASHNER,L. Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. Balance . In: **APTA Forum**, Proceedings...Nashville, Tennessee, 1989, p.5-12.
- NICHOLS, D. Balance Retraining After Stroke Using Force Platform Biofeedback. **Physical Therapy**, Alexandria, v.77, n.5, p.553-558, 1997
- NORKIN, C.; LEVANGIE, P. K. **Articulações: estrutura e função.** 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.
- NOUGIER V, BARD C, FLEURY M, TEASDALE N. Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects. **J Exp Child Psychol**, v.68, p.202-215, 1998.
- OLIVEIRA L. Estudo de revisão sobre a utilização da estabilometria como método de diagnóstico clínico. **RBE.** v.9, n.1, p.37-53, 1993.
- OLIVEIRA, L.; GINGUERRA, A.; POLATI, M. Disfunções dos músculos oblíquos nas variações alfabéticas. **Arq Bras Oftalmol.** v.64, p.535-539, 2001.
- OLIVEIRA, L. **Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes.** 1996. Tese (Doutorado) - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. 1996.

- OLIVEIRA, L., SIMPSON, D.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiological Measurements**, v.17, n.4, p. 305-312, 1996.
- OLIVEIRA, L.; IMBIRIBA, L.; GARCIA, M. Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.1, 2000.
- PAI Y, PATTON, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. **J Biomech.** v.30, n.4, p.347-354. 1997.
- PATRICK J. et al. The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged - 7–12 years. **Exp Brain Res.** v.168, p.505-516, 2006.
- PAULUS, W.; STRAUBE, A.; BRANT, T. Visual stabilization of posture. **Physiological Stimulus Characteristics and clinical aspects. Brain**, v.107, p.1143-1163, 1984.
- PAULUS, W.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Experimental Brain Research**, New York, v.107, p.1143-1163, 1984.
- PERRIN, P.; LESTIENNE, F. **Mecanismos do equilíbrio humano: exploração funcional, aplicação ao esporte e à reeducação.** São Paulo: [s.n.]. 1998.
- PETERKA R., Integração sensiomotor no controle postural humano. **J Neurophysiol.** v.88, p.1098-1118, 2002.
- PETERKA, R.; BLACK, F. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. **J Vestib Res.** v.1, p.73-85, 1990.
- Corbeil, P. et al. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. **Gait and Posture.** V.18, p.92-100, 2003.
- PORTFORS-YEOMANS, C.; RIACH, C. Frequency characteristics of postural control of children with and without visual impairment. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v.37, p.456- 463, 1995.
- PRATA, J., RIBEIRO, R., JÚNIOR, J. O atendimento oftalmológico de crianças carentes com estrabismo. **Pediatria.** v.25, n.3, p.109-113, 2003.
- PRIETOT. E.; MYKLEBUST, J.; Hoffmann R.; Lovett, E. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans. on Biom. Eng.**, v.43, n.9, p.956-966, 1996
- RIACH, C.; HAYES, K. Maturation of postural control in young children. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v.29, p.650-658, 1987.
- RIACH, C.; STARKERS, J. Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural systems in children. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.2, p.167-172, 1994.
- ROCHA, M. Tratamento cirúrgico do estrabismo: avaliação técnico-econômica. **Arq Bras Oftalmol.** v.68, n.1, p.61-69, 2005.

RODRIGUES, E. ; et al. Efeito da estratégia de simulação mental sobre o controle postural. **Rev. Bras. Psiquiatria**, v.25 (supl II), p. 33-35, 2003

NEURAUTER R.; MARTINS M.; BOTELHO L.; MACIEIRA C.; SANTO T.; PIRES H. - **Saúde ocular de alunos de escolas públicas**: uma experiência localizada em bairros da zona sul do município do rio de janeiro.1988.

CUNHA, R.; ISOLDI, I.;CUNHA, M. Alterações motoras após cirurgia refrativa no paciente estrábico. **Arq Bras Oftalmol**, v.67, p.501-508, 2004.

ROSE, J.; WOLFF, et al. Postural balance in children with cerebral palsy. **Developmental Med. & Child Neurology**, v.44, p.58-63, 2002.

ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2. ed., Chapman & Hall, London, UK, 1994.

ROUGIER, P.; FARENC, I. Adaptive effects of loss of vision on upright undisturbed stance. **Brain Research**, v. 871, p. 165-174, 2000.

SANTANA, L. ; GONÇALVES, C. A influência da visão no equilíbrio estático de crianças pré púberes obesas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA,9., v. 2, 2001. Gramado, RS, 2001. **Anais...**Gramado p.110-114, 2001.

SASAKI H, et al. Histopathological-molecular genetic correlations in referral pathologist-diagnosed low-grade "oligodendroglioma". **J Neuropathol Exp Neurol** v.61, p.58-63, 2002.

SCHILICHT; J.; CAMAIONE, D.; OWEN, S. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed and sit-to-stand performance in older adults. **J. of Gerontology**, v.56, n.5, p.M281-M286, 2001

SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT M. The growth of stability: postural control from a developmental perspective. **J Mot Behav**. v.17, p.131-147, 1985.

SHUMWAY-COOK A.; WOOLLACOTT,. **Controle Motor: Teoria e aplicações praticas**. São Paulo: Manole 2003;

SLOBOUNOV, S., SLOBOUNOV, E., NEWELL, K. Virtual time-to-collision and human postural control. **J. Motor Behavior**, v.28, p.263-281, 1997.

SPAEPEN A, PEERAER L, WILLEMS E. Center of gravity and center of pressure in stabilometric studies. A comparison with film analysis. **Agressologie**, v.20, p.117-118, 1979.

STOFFREGEN, T.; SCHMUCKLER, M.; GIBSON, E. Use of central and peripheral optical flow in stance and locomotion in young walkers. **Perception**. v.16, p.113-119, 1987.

TEREKHOV, Y. Stabilometry and some aspects of its applications – a review. **Biomed. Eng.**, 6, p. 11- 15, 1976a.

TEREKHOV, Y. Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine. **CMA J.**, 115, p. 631-633, 1976b

THOMAS D, WHITNEY J. Postural movements during normal standing in man. **J Anat.** v.93, p.524-539, 1956.

TOOKUNI, S., et al. Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho: **ACTA ORTOP BRAS.** v.13, n.3, 2005.

URQUIZA, A. **Desenvolvimento de uma plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica.** 2005. 131 f. Dissertação (Mestrado em Ciências), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.

VERDERI, E. Disponível em: <[www.programaspostural.com.br](http://www.programaspostural.com.br)>. Acesso em: 16 ago. 2006.

VIEIRA, M ; et al. Variáveis estabilimétricas em postura de longa duração de atletas de remo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10, 2003; Ouro Preto, MG. **Anais ...** Ouro Preto. 2003, v.1, p.198-201.

VISÃO E AS ESTRUTURAS OCULARES, Disponível em <<http://www.google.com.br/>>. Acesso em: 20 jun. 2006.

WALL, C.; CHARTERIS, J. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. **Ergonomics.** v.23, p.425-435, 1980.

WATKINS, J. **Estrutura e Função do Sistema Musculoesquelético.** Porto Alegre: ArtMed, 2001

WIECZOREK, A. **Equilíbrio em Adultos e idosos: relação entre tempo de movimento e acurácia durante movimentos voluntários na postura em pé.** 2003. 83 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Ed. Física e Esporte, Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, 2003

WIECZOREK, A.; DUARTE, M; ZATSIORSKI, M. Manutenção do equilíbrio na postura ostostática em diferentes posições do corpo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001, Gramado, RS.. **Anais...Gramado,** 2001, v.2, p.138-143.

WINTER, A, et al ., Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. **The American Physiological Society.** p.1211-1221, 1998.

WINTER A, PATLA E, FRANK S. Assessment of balance control in humans. **Medical Progress in Technology.** v.16, n.1/2, p.31-51, 1990.

WINTER A. **Biomechanics of human movement.** New York: John Wiley, 1979.

WINTER, A. **ABC of balance during standing and walking.** Waterloo Biomechanics, 1995.

WOOLEY, M., et al. Differentiation of balance deficits through examination of selected components of static stabilometry. **Journal of otolaryngology.** v.22, n.5, p.368-375, 1993.

WOOLLACOTT, M.; DEBÛ, B.; MOWATT, M. Neuromuscular control of posture in the infant and child: is vision dominant? **Journal of Motor Behavior,** Washington, v.19, p.167-186, 1987.

ZATSIORSKY M, KING L. An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. **J Biomech.** v.31, n.2, p.161-164, 1998.

ZATSIORSKY, M, DUARTE, M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. **Motor Control.** v. 3, n.1, p.28-35, 1999.

ZERNICKE, F.; GREGOR, J.; CRATTY, J. Balance and visual proprioception in children. **Journal of Human Movement Studies**, London, v.8, p.1-13, 1982.

## ANEXO A - MODELO DO FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DA PESQUISA:

Analise estabilométrica em crianças com estrabismo Esotropia e Exotropia e sem estrabismo

É de meu inteiro conhecimento que esta pesquisa, de caráter científico, tem como objetivo Analise estabilométrica em crianças com estrabismo Esotropia e Exotropia e sem estrabismo das escolas da cidade de Maringá

Estou ciente de que esta pesquisa será desenvolvida na própria escola, com duração de 2 minutos, nos horário e dias determinados.

Oferecendo elevada possibilidade de gerar conhecimento para entender, prevenir ou aliviar um problema que afete o bem-estar dos sujeitos e de outros indivíduos.

O pesquisador responsável suspenderá a pesquisa imediatamente ao perceber algum risco ou dano à saúde do sujeito participante da pesquisa, conseqüente à mesma, não previsto no termo de consentimento. Do mesmo modo, tão logo constatada a superioridade de um método em estudo sobre outro, o projeto será suspenso, oferecendo se a todos os sujeitos os benefícios do melhor regime. O Comitê de Ética em Pesquisa da instituição será informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo. O pesquisador, o patrocinador e a instituição assumem a responsabilidade de dar assistência integral às complicações e danos decorrentes dos riscos previstos. Os sujeitos da pesquisa que vierem a sofrer qualquer tipo de dano previsto ou não no termo de consentimento e resultante de sua participação, além do direito à assistência integral, têm direito à indenização. O sujeito da pesquisa terá o direito à indenização por dano.

Só serão divulgados os resultados da pesquisa no qual só aparecerão os nomes da instituição, do pesquisador e de seus colaboradores.

Estou ciente de que no caso de qualquer impedimento, poderei interromper a minha participação na pesquisa previamente estabelecidas. Os benefícios que obterei, participando como voluntário, inclui um diagnóstico da oscilação corporal para verificar se existe alteração.

Estou ciente também de que as informações obtidas durante a avaliação são apenas para fins científicos, inclusive para publicação, resguardando a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas.

Li e entendi as informações precedentes, bem como, eu e os responsáveis pela pesquisa já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes desta. Estou ciente também que dúvidas sobre a metodologia poderão ser esclarecidas quando necessário.

Eu, \_\_\_\_\_, (*responsável pelo menor, se for o caso*) após ter lido e entendido as informações e esclarecido todas as minhas dúvidas referentes a este estudo com a Sra. \_\_\_\_\_, **CONCORDO VOLUNTARIAMENTE**, (*que o(a) meu(minha) filho(a), se for o caso*) \_\_\_\_\_ participe do mesmo.

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

\_\_\_\_\_  
Assinatura (do pesquisado ou responsável) ou impressão datiloscópica

#### **Equipe (Incluindo pesquisador responsável):**

1- Nome: Marcelo Rodrigues Moreira

Telefone: 32278181

Endereço Completo: Av. Tiradentes, 1008 - sala 1805

Qualquer dúvida ou maiores esclarecimentos procurar um dos membros da equipe do projeto ou o Comitê Permanente de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos (COPEP) da Universidade do vale do Paraíba – IP&D – São Jose dos Campos, SP.

**ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA**



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**  
**UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA**  
**UNIVAP**

**CERTIFICADO**

Certificamos que o Protocolo n.º **H072/CEP/2007**, sobre *“Verificação da interferência das disfunções oculomotoras no equilíbrio das posições ortostáticas em crianças por meio de parâmetros estabilométricos”*, sob a responsabilidade de *Marcelo Rodrigues Moreira*, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 15 de maio de 2007.

  
\_\_\_\_\_  
**PROFA. DRA. STELLA REGINA ZAMUNER**  
**P/ PROF. DR. LUÍS VICENTE FRANCO DE OLIVEIRA**

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa  
Universidade do Vale do Paraíba – Univap