

GRAZIELA MORGANA SILVA TAVARES

EQUILÍBRIO E POSTURA EM DEFICIENTES VISUAIS

FLORIANÓPOLIS - SC

2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID
MESTRADO DE CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

GRAZIELA MORGANA SILVA TAVARES

EQUILÍBRIO E POSTURA EM DEFICIENTES VISUAIS

Dissertação apresentada ao programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos.

Florianópolis - SC

2010

GRAZIELA MORGANA SILVA TAVARES

EQUILÍBRIO E POSTURA EM DEFICIENTES VISUAIS

Dissertação apresentada a Coordenação de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Banca examinadora:

Orientador: _____
Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos.
Universidade do Estado de Santa Catarina- UDESC

1º Membro: _____
Prof.^a Dra. Giovana Zarpellon Mazo.
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

2º Membro: _____
Prof.^a Dra. Lílian G. K. Ries.
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

3º Membro: _____
Prof. Dr. Ciro Winckler de Oliveira Filho.
Universidade Federal de São Paulo.

Membro suplente: _____
Prof. Dr. Marcos Amaral de Noronha.
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família que mesmo estando longe me apoiou em todas as horas.

Ao meu namorado Ricardo Stasiak pelo amor e apoio incondicional.

A família Decker a qual considero uma extensão da minha família, por todo carinho, apoio e pelas maioneses de batata no domingo.

Ao meu orientador Gilmar Moraes Santos pela confiança depositada.

As minhas bolsistas adotivas Caroline, Paula, Cris e Maíra pela ajuda e todo processo de aprendizagem.

Aos membros do LABIN em especial ao professor Noé, por toda a sua ajuda, paciência e ensino.

Aos membros do GETI, pelas parcerias, aprendizado contínuo e por toda amizade, em especial a professora Giovana a qual tenho como exemplo.

Aos meus colegas de mestrado pelas conversas, trocas de idéias e auxílio.

A todos os funcionários do CEFID, que sem os quais não teríamos como executar esta pesquisa.

Em especial aos participantes deste estudo por estes proporcionarem um grande aprendizado com suas histórias ímpares e superações mostrando o quanto pode ser fácil superar desafios diários.

“Tentar e falhar é, pelo menos, aprender. Não chegar a tentar é sofrer a inevitável perda do que poderia ter sido”.

Geraldo Eustáquio.

RESUMO

TAVARES, Graziela Morgana Silva. **Equilíbrio e Postura em Deficientes Visuais. 99p.** Projeto de Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Educação Física e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, SC, 2010.
Orientador: Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos.

O corpo humano é mantido em equilíbrio por um processo que envolve três tipos de informações, visual, vestibular e proprioceptivo. A partir do momento em que se perde um dos três sistemas, no caso a visão, há uma perda funcional dos mecanismos envolvidos no equilíbrio. Neste contexto, indivíduos cegos apresentariam maior deslocamento do centro de pressão (COP) que indivíduos videntes. Desta forma, esse estudo tem como objetivo caracterizar a postura e o equilíbrio quase - estático e funcional de sujeitos com e sem deficiência visual. Foram avaliados 9 indivíduos cegos com média de idade de 29 ± 6 anos e 14 indivíduos videntes com média de idade de 27 ± 4 anos. Os sujeitos foram submetidos à avaliação do equilíbrio por meio da plataforma de força construída pelo Laboratório de Instrumentação da Universidade do Estado de Santa Catarina, Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), Escala Internacional de Eficácia de Quedas (EIEQ) e avaliação postural através do software SAPO. Os dados foram tratados no SPSS versão 17.0 por meio do Teste de Shapiro Wilk, Teste “t” para amostra independente e Teste U de Mann-Whitney, com nível de significância fixado em $p < 0,05$. Os resultados evidenciaram não haver diferença significativa no score da EEB entre indivíduos cegos ($50,6 \pm 3,21$) e videntes (56 pontos). Quanto a EIEQ, novamente não houve diferença significativa entre os escores obtidos pelos indivíduos cegos ($25,7 \pm 8,66$) e videntes ($20,1 \pm 5,1$ pontos). No equilíbrio quase-estático obtido pela plataforma de força, os dados mostraram diferença significativa no deslocamento do centro de pressão no sentido ântero-posterior (COP AP) na situação de olhos abertos entre os sujeitos cegos ($1,36 \pm 1,7\text{mm}$) e videntes ($1,19 \pm 1,7\text{mm}$). Os resultados obtidos na análise da postura evidenciaram não haver diferença significativa nas variáveis angulares com exceção do ângulo frontal do membro inferior direito (vista anterior), alinhamento horizontal da cabeça e alinhamento vertical do corpo (vista lateral direita), alinhamento vertical da cabeça, alinhamento vertical do tronco e alinhamento do tornozelo na vista lateral esquerda. Os resultados evidenciaram equilíbrio funcional similar entre cegos e videntes, no entanto, as escalas utilizadas não são específicas para cegos, ficando evidente, desta forma, a necessidade de uma adaptação para esta população principalmente na EEB. Em relação ao equilíbrio quase-estático os cegos mostraram maior oscilação do COP AP na situação de olhos abertos. Este fato pode ser devido às estratégias corporais adotadas por essa população devido a ausência visual a fim de manter o equilíbrio corporal. Finalizando, as características posturais dos indivíduos cegos evidenciaram uma postura caracterizada por anteriorização da cabeça, protrusão de ombro, inclinação posterior de tronco e joelhos valgus.

Palavras - chaves: Equilíbrio. Postura. Deficiência visual.

ABSTRACT

TAVARES, Graziela Morgana Silva. **Balance and Posture on Visually Impairment.** 99p. Thesis (Master in Human Moviment Sciencs), Santa Catarina State University, Florianópolis, SC, 2010.

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos.

The human body is kept in balance by a process involving three types of information, visual, vestibular and proprioceptive. From the moment lose one of the three systems, where the vision, there is a loss of functional mechanisms involved in the balance. In this context, blind individuals have a greater displacement of the center of pressure (COP) that individuals sights. Thus, this study aims to characterize the posture and static and functional balance in subjects with and without visual impairment. The study was composed of 9 blind subjects with a mean age of 29 ± 6 years and 14 sighted individuals with a mean age of 27 ± 4 years. The subjects underwent assessment of the balance by the force platform developed by the Laboratory of Instrumentation at the Santa Catarina State University, Berg Balance Scale (BBS), International Scale Effectiveness of Falls (EIEQ) and postural evaluation by SAPO software. The data were processed in SPSS version 17.0 by the Shapiro Wilk's test, "t" test for independent samples and Mann-Whitney U, with significance set at $p < 0.05$. The results showed no significant difference in scores between BBS blind individuals (50.6 ± 3.21) and sights (56 points). As for EIEQ, again no significant difference was found between the scores obtained by blind individuals (25.7 ± 8.66) and visionaries (20.1 ± 5.1 points). In the eye-open condition Force plataform balance measure showed significant difference in center of pressure in the anterior-posterior direction (COP AP) among the blind (1.36 ± 1.7 mm) and sights (1.19 ± 1.7 mm) subjects. The results obtained in the body posture analysis showed no significant difference in angular variables except the angle of the front limb (anterior view), horizontal alignment of the head and vertical alignment of the body (side right), vertical alignment of the head, alignment vertical of the trunk and of the ankle in the (left lateral side). The results showed similar functional balance between blind and sighted subjects, however, the scales used in this study are not specific for the blind, becoming evident, therefore, that there is a need to adapt in this population mainly in the BBS. Regarding to the static balance the blind showed greater variation in COP in the AP direction. This may be due to the corporal strategies adopted by this population due to lack visual in order to maintain body balance. Finally, the postural characteristics of blind subjects showed that has an attitude characterized by the head forward, protruding shoulder, posterior inclination of trunk and knee valgus.

Key words: Balance. Posture. Blind.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características da amostra.....	33
Tabela 2 – Média e desvio padrão da oscilação do centro de pressão do corpo, da oscilação médio lateral e ântero-posterior obtidos na plataforma de força nas situações de olhos abertos e fechados.....	48
Tabela 3 - Resultados obtidos pelos indivíduos na execução dos testes da Escala de Equilíbrio de Berg e na Escala Internacional de Eficácia de Quedas.....	50
Tabela 4- Variáveis angulares obtidas na análise da postura através da biofotogrametria na vista anterior.....	51
Tabela 5- Variáveis angulares obtidas na análise da postura através da biofotogrametria na vista posterior.....	51
Tabela 6- Variáveis angulares obtidas na análise da postura através da biofotogrametria na vista lateral direita	52
Tabela 7- Variáveis angulares obtidos na análise da postura através da biofotogrametria na vista lateral esquerda.....	52

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Plataforma estabilométrica (vista superior).....	37
Figura 2. Estrutura e dimensões da plataforma estabilométrica (vista superior).....	38
Figura 3A. Vista anterior do protocolo SAPO	40
Figura 3B. Vista posterior do protocolo SAPO.....	40
Figura 4 A. Vista anterior do protocolo SAPO.....	41
Figura 4 B. Vista posterior do protocolo SAPO.....	41
Figura 5. Organização dos equipamentos para aquisição das imagens.....	43
Figura 6 A - Estabilograma de um indivíduo cego na condição de olhos abertos.....	49
Figura 6 B - Estabilograma de um indivíduo vidente na condição de olhos abertos.....	49
Figura 7 A- Estabilograma de um indivíduo cego na condição de olhos fechados.....	49
Figura 7 B - Estabilograma de um indivíduo vidente na condição de olhos fechados.....	49

LISTA DE ABREVIATURAS

\bar{X} = média

AP = Antero - posterior

COP= centro de pressão

EEB = Escala de Equilíbrio de Berg.

EIEQ = Escala Internacional de Eficácia de Quedas.

Kg = Quilogramas

LD_AHC = Alinhamento horizontal da cabeça (C7).

LD_AHP = alinhamento horizontal da pélvis.

LD_AJ = Ângulo do joelho.

LD_AQ = ângulo do quadril (tronco e coxa).

LD_AT = ângulo do tornozelo.

LD_AVC= Alinhamento vertical da cabeça (acrômio).

LD_AVCO = alinhamento vertical do corpo.

LD_AVT = Alinhamento vertical do tronco.

LE_AHC = Alinhamento horizontal da cabeça (C7).

LE_AHP = Alinhamento horizontal da pélvis.

LE_AJ = Ângulo do joelho.

LE_AQ = Ângulo do quadril (tronco e coxa).

LE_AT = Ângulo do tornozelo.

LE_AVC = Alinhamento vertical da cabeça (acrômio).

LE_AVCO = Alinhamento vertical do corpo.

LE_AVT = Alinhamento vertical do tronco.

m = metros

ML= médio lateral

S= desvio padrão

VA_AAEIAS = ângulo entre os dois acrômios e as duas espinhas ilíacas ântero-superiores.

VA_AFMID = ângulo frontal do membro inferior direito.

VA_AFMIE = ângulo frontal do membro inferior esquerdo.

VA_AHA = Alinhamento horizontal dos acrômios.

VA_AHC = Alinhamento horizontal da cabeça.

VA_AHEIAS = alinhamento horizontal das espinhas ilíacas ântero-superiores.

VA_AHTT = alinhamento horizontal das tuberosidades das tíbias.

VA_AQD = ângulo Q direito.

VA_AQE = ângulo Q esquerdo.

VA_DCMI = diferença no comprimento dos membros inferiores (D-E).

VP_AHET3= Assimetria horizontal da escápula em relação T3.

VP_APRD = ângulo perna/retropé direito.

VP_APRE = Ângulo perna/retropé esquerdo.

LISTA DE ANEXOS

Anexo A - Aprovação do Comitê de Ética.....	75
Anexo B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	76
Anexo C – Termo de Consentimento para Fotografias, Vídeos e Gravações.....	78
Anexo D – Versão brasileira da Escala de Equilíbrio de Berg.....	79
Anexo E – Escala Internacional de Eficácia de Quedas.....	85
Anexo F – Resultado do teste estatístico de Shapiro Wilk.....	86
Anexo G – Rotina de filtragem do sinal.....	88
Anexo H - Estudo Piloto.....	95

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
1.1 PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA.....	15
1.2 OBJETIVOS.....	17
1.2.1 Geral	17
1.2.2 Específicos	17
1.3 HIPÓTESES.....	18
1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	18
1.5 LIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	18
1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS.....	18
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1 EQUILÍBRIO.....	20
2.2 O EQUILÍBRIO E A VISÃO.....	21
2.3 DEFICIENTES VISUAIS.....	23
2.4 EQUILÍBRIO EM DEFICIENTES VISUAIS.....	24
2.5 POSTURA.....	29
2.6 POSTURA EM DEFICIENTES VISUAIS.....	30
3.MÉTODO.....	33
3.1 TIPO DE Poesquisa.....	33
3.2 SUJEITOS.....	33
3.2.1 Critérios de inclusão.....	34
3.2.1 Critérios de exclusão.....	34
3.3 INSTRUMENTOS.....	35
3.3.1 Escala de Equilíbrio de Berg.....	35

3.3.2	Plataforma de força.....	36
3.3.3	Balança digital.....	38
3.3.4	Escala Internacional de Eficácia de Quedas.....	39
3.3.5	Software de avaliação postural – SAPO.....	39
3.4	PROCEDIMENTOS PARA AS COLETAS DE DADOS.....	43
3.5	CONTROLE DAS VARIÁVEIS.....	45
3.6	TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS.....	46
4	RESULTADOS.....	48
5	DISCUSSÃO.....	54
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	65
7	REFERÊNCIAS.....	67

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA

O número de pessoas com deficiência visual no mundo está estimado em 180 milhões. Destas, entre 40 a 45 milhões são cegas (Organização Mundial de Saúde, 2001 in RESNIKOFF e PARARAJASEGARAM, 2001). Entre as pessoas com cegueira em todo o mundo 58% têm idade superior ou igual a 60 anos; 32% têm idade compreendida entre 45 e 59 anos; 7% têm idade compreendida entre 15 e 44 anos; 4% têm idade inferior ou igual a 14 anos (THYLEFORS, et al., 1995). No Brasil, de acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (2004), em 2000, existiam 148 mil pessoas cegas, sendo que 77.900 eram mulheres e 70.100, homens.

Segundo Barbosa (2004), deficiência visual é o estado de diminuição irreversível da resposta visual mesmo após tratamento clínico e/ou cirúrgico e/ou por lentes corretivas convencionais, devido a causas congênitas ou hereditárias. A perda da resposta visual está escalonada em leve, moderada, severa e profunda que compreendem os indivíduos de baixa visão ou visão subnormal e em ausência total da visão sendo denominados cegos.

Sabe-se que a informação visual é importante para o controle do equilíbrio, dos segmentos do corpo e a sua diminuição poderia levar a desajustes e/ou desarmonias posturais (VIEL, 2001). Segundo alguns autores (KANDEL, SCHWARTZ e JESSELL, 1997; MACEWEN, BAINES e DESAI, 1999; JUODBALIENÉ e MUCKUS, 2006) o corpo humano é mantido em equilíbrio por um processo que envolve três tipos de informações: visual, vestibular e proprioceptivo. A partir do momento em que um dos três sistemas diminui ou perde sua atividade, há um decréscimo funcional dos mecanismos envolvidos no

equilíbrio (OLIVEIRA e BARRETO, 2005). Sleuwennhoek, Boter e Vermeer (1995), mostraram que indivíduos com deficiência visual apresentam alterações no equilíbrio, evidenciadas por um andar rígido e hesitante. Em função disto, os deficientes visuais podem tornar-se mais instáveis, apresentando maior dificuldade em manter-se na postura em pé (NAKATA e YABE, 2001). Neste contexto, Pogrud e Rosen (1989), reportaram que pessoas com cegueira congênita possuíam anomalias posturais, especialmente a inclinação posterior do tronco, protrusão de cabeça (SANCHEZ, et al., 2008) e aumento das curvaturas escolióticas (CANTAZARITI, et al., 2001).

Embora existam estudos que avaliaram o equilíbrio corporal de indivíduos cegos, estes foram conduzidos somente na posição ortostática quase-estática (NAKATA e YABE, 2001; OLIVEIRA e BARRETO, 2005) e não em situações funcionais, tais como subir e descer degraus, caminhar sobre superfícies com ou sem inclinação. Além disso, apesar de ter sido encontrado evidência (CLARK-CARTER, HEYES e HOWARTH, 1986b; JOHNSON, *et al.* 1998; MAEDA et al., 1998; NAVARRO, et al., 2004) de que o equilíbrio esteja alterado em indivíduos com limitação visual, e conseqüentemente um maior risco de queda (RAY, *et al.*, 2008), não foram encontrados na literatura estudos que avaliassem em conjunto o equilíbrio e a postura de indivíduos com deficiência visual.

Sendo assim, dada a relevância da visão nas tarefas que implicam controle do equilíbrio (PETERKA e LOUGHLIN, 2004), a hipótese de que a perda da visão não pode ser compensada e ao contrário, pode ser prejudicial para a integração apropriada de outros estímulos não pode ser excluída. Neste sentido, Jeka et al. (1996) ao avaliar o controle postural em cegos, verificaram que quando houve adição de informação sensorial, isto é dicas auditivas, não foi evidenciado melhor controle em relação aos sujeitos videntes com olhos fechados. Nesta direção, Maeda et al. (1998), reportam que a deficiência visual pode apresentar diversos problemas associados, entre eles o uso de outra informação sensorial para

determinar e adaptar padrões de movimento e ajustar a posição no espaço. Desta forma, compreender quais fatores contribuem para o controle postural e equilíbrio nesta população poderia ser o caminho inicial para o futuro desenvolvimento de programas preventivos e de reabilitação direcionados para a redução do risco de queda em sujeitos cegos.

Diante do exposto, o objetivo deste estudo é analisar e comparar equilíbrio e a postura, de sujeitos cegos e videntes.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Geral:

- Analise e comparar o equilíbrio e a postura de deficientes visuais e videntes.

1.2.2 Específicos:

- Avaliar o equilíbrio dinâmico dos indivíduos cegos e videntes.
- Determinar o medo de sofrer uma queda dos indivíduos cegos e videntes.
- Investigar a postura dos grupos de cegos e videntes..
- Comparar o equilíbrio quase-estático do grupo de cegos com o grupo de videntes nas condições de olhos abertos e olhos fechados.

1.3 HIPÓTESES

H0 = Os sujeitos cegos apresentarão maiores alterações posturais, medo de cair, déficits de equilíbrio dinâmico e quase-estático do que os videntes.

H1 = Os sujeitos cegos não apresentarão maiores alterações posturais, medo de cair, déficits de equilíbrio dinâmico e quase-estático do que os videntes.

1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa teve como proposta caracterizar a postura e o equilíbrio quase-estático e dinâmico de deficientes visuais, com idade de 18 a 40 anos, que estivessem cadastrados na Associação Catarinense para Integração do Cego (ACIC) e comparar com sujeitos videntes da mesma faixa etária.

1.5 LIMITAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa teve como limitação o tempo e a etiologia de perda visual de cada indivíduo.

1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS

Baixa visão: É considerado com baixa visão aquele que apresenta desde a capacidade de perceber luminosidade até o grau em que a deficiência visual interfira ou limite seu desempenho (IBC, 2000).

Cegueira: é a ausência ou perda da capacidade de ver; falta de percepção de estímulos visuais devido a distúrbio dos órgãos da visão ou lesão em certas áreas do cérebro (OLIVEIRA, 1999).

Centro de Pressão (COP): é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte, representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade (DUARTE, HARVEY e ZATSIORSKY, 2000).

Deficiência Visual: estado de diminuição irreversível da resposta visual mesmo após tratamento clínico e/ou cirúrgico e por lentes corretivas convencionais, devido a causas congênitas ou hereditárias (BARBOSA, 2004).

Equilíbrio: É a habilidade de manter o centro de gravidade de um corpo, sobre sua base de sustentação. Depende da eficiência dos sistemas de controle em processar as informações visuais, vestibulares e sensoriais e da resposta neuromuscular apropriada ao estímulo externo que está causando a alteração do centro de massa corporal (WINTER, 1995).

Postura: A postura pode ser definida como a posição do corpo no espaço, bem como a relação direta de suas partes com a linha do centro de gravidade (LIANZA, 1995).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 EQUILÍBRIO

Desde que o ser humano adotou a postura ereta bípede, tem sido desafiado pela força da gravidade para manter o equilíbrio corporal sobre a pequena área de suporte delimitada pelos pés. Quando permanecemos parados, não permanecemos sem movimento - nós oscilamos. Somente quando a habilidade de controlar a postura ereta está alterada como nos idosos e em certas patologias como Parkinson ou distúrbios do sistema vestibular, é que se percebe o quão difícil e importante é esta tarefa (DUARTE, HARVEY e ZATSIORSKY, 2000).

Para Barela (2000), o controle postural é definido como uma tarefa complexa, pois para realizar a manutenção de uma determinada posição corporal desejada envolve a coordenação e o controle do segmento corporal com relação aos outros segmentos corporais e estes com relação ao espaço.

O controle da postura em humanos consiste em um processo sofisticado que envolve a manutenção de várias articulações e grupamentos musculares, relacionados geometricamente entre si e com o ambiente (BALASUBRAMANIAM e WING, 2002).

Esse controle requer três principais sistemas: o vestibular, o visual e o somatosensorial. O sistema vestibular informa sobre a posição e o movimento da cabeça, provendo-nos do sentido do equilíbrio, auxiliando na coordenação dos movimentos da cabeça e dos olhos no ajuste corporal (BEAR, et al., 2002), além de contribuir constantemente com a manutenção do tônus postural e com a orientação antigravitacional do corpo e de seus segmentos (VIEL, 2001).

As informações somatossensoriais provêm de receptores de corpo e de posição localizados na pele (mecanorreceptores), nos músculos (fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi), tendões, ligamentos, articulações e órgãos internos. Estes receptores são sensíveis a deformações mecânicas na superfície do corpo, estimulando a sensação de toque, e a distorções físicas como alongamento e flexão, fornecendo a posição do corpo no espaço, a direção e a intensidade do movimento (DUARTE e RAMOS, 2003). Este tem como função principal a construção do esquema corporal, o qual irá fornecer informação da posição de um segmento em relação aos outros (VIEL, 2001).

O sistema visual atua descrevendo informações sobre a posição e o movimento da cabeça em relação aos objetos circunjacentes. As informações visuais oferecem uma referência para a verticalidade, pois muitos objetos que nos cercam encontram-se alinhados verticalmente como é o caso da porta (SHUMWAY e WOOLLACOTT, 2003).

De acordo com Shumway e Woollacott (2003), os dados visuais são uma fonte importante para o mecanismo de controle postural. Esses atuam auxiliando diretamente nos mecanismo de feedback e do feedforward a fim de manter o equilíbrio.

2.2 O EQUILÍBRIO E A VISÃO

A visão é o principal sentido utilizado na análise qualitativa do movimento humano (KNUDSON e MORRISON, 2001).

A visão oferece grande precisão nos movimentos devido a sua aferências do corpo em ação, interpretamos assim muitos sinais proprioceptivos a partir do seu emparelhamento e da sua integração com os sinais visuais (TEXEIRA, 2006).

O principal receptor da visão é o olho. Este reúne informações do ambiente à sua volta através de suas funções tais como: acomodação, acuidade visual estática, acuidade visual

dinâmica, convergência/ divergência, percepção de profundidade, domínio ocular, acompanhamento, visão periférica e fusão (KNUDSON e MORRISON, 2001).

A acomodação tem como função o ajuste da imagem na retina, a acuidade visual estática tem a capacidade de ver detalhes de um objeto, a acuidade visual dinâmica tem como função à discriminação visual de um objeto quando existe movimento relativo entre ele e o observador; convergência/divergência, são movimentos oculares que tornam possível visualizar os objetos próximos e à distância, a percepção de profundidade, é capacidade de calcular a distância que os objetos se encontram do observador, ou a distância relativa em que o objeto se encontra de você e de um outro, o domínio ocular, se dá pelo olho que leva as informações ao cérebro com maior rapidez e, portanto, faz com que elas sejam processadas mais rapidamente; o acompanhamento da visão periférica tem como capacidade reunir informações a respeito do ambiente além do foco visual, e a fusão, tem como função o envio das imagens obtidas pelos olhos, para o cérebro, onde são estas são interpretadas como um fenômeno 3D (KNUDSON e MORRISON, 2001).

O movimento seja esse ligado às orientações posturais ou aos deslocamentos, causa sempre conseqüências visuais que correspondem à sucessão de imagens na retina. A abordagem do controle visual da postura e da locomoção está baseada na utilização em reconte de das conseqüências visuais do movimento nos fusos óculo-motores. As informações contidas no fluxo visual, resultante do movimento, permitem, ao mesmo tempo, perceber e controlar o movimento (VIEL, 2001).

Historicamente foram formulados inúmeros modelos que descrevem a maneira como as informações são processadas, desde o início de um estímulo até a conclusão de uma resposta. Todos eles tentam explicar como as informações são processadas independentemente do nível de detecção, discriminação, reconhecimento ou identificação, tais como o problema dos graus de liberdade, o sistema de controle do circuito aberto e do circuito

fechado, teoria do controle motor entre outras (MAGILL, 1998; KNUDSON e MORRISON, 2001).

Alguns padrões de movimento dos membros permitem que as pessoas consigam realizar uma determinada ação proposta, melhor do que outros. Ao aprender uma habilidade, a pessoa precisa desenvolver um padrão adequado uma determinada habilidade, usando o padrão de movimentos dos membros de acordo com sua preferência. Entretanto à medida que continuam a praticá-las, tornam-se cada vez mais habilidosas, e surge um novo padrão particular de movimento dos membros (TURVEY, 1990 apud MAGILL, 1998).

2.3 DEFICIENTES VISUAIS

Defini-se deficiência visual como estado de diminuição irreversível da resposta visual mesmo após tratamento clínico e/ou cirúrgico e por lentes corretivas convencionais, devido a causas congênitas ou adquiridas (BARBOSA, 2004). Diz-se cego aquele que nasce sem visão ou a perde até os 3 anos e cego adquirido aquele que apresenta perda visual após essa idade (MOSQUERA, 2000).

Diz-se baixa visão ou visão subnormal aquele que apresenta acuidade visual igual ou inferior a 20/200 pés após a melhor correção óptica utilizando a escala optométrica de Snellen (IBC, 2000; MOSQUERA, 2000). Tal valor pode ser traduzido pela capacidade do indivíduo deficiente identificar o objeto a 6 metros de distância, enquanto o indivíduo normovisual o faz em 60 metros (LADEIRA e QUEIRÓS, 2002).

As causas líderes em deficiência visual e cegueira tratáveis em crianças, foram relatadas pela World Health Organization (2001), e compreendem em retinopatia da prematuridade, catarata, glaucoma, causas teratogênicas, cicatriz corneal, atrofia do nervo óptico (GILBERT e FOSTER, 2001) deficiência visual cortical (encefalopatias, alterações de

sistema nervoso central ou convulsões) e corioretinite por toxoplasmose na gestação (MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, 2001). Em seus estudos com neonatos Brito e Veitzman (2000), afirmam que as regiões preferenciais para instalação da lesão ocular se concentram freqüentemente no bulbo ocular, retina e estruturas anatômicas relacionadas ao glaucoma. Das causas de deficiência adquirida, cita-se retinopatia diabética (BOSCO, et al., 2005), acidentes de trabalho, acidentes automobilísticos e domésticos (THYLEFORS, 1992), glaucoma, catarata e degeneração senil (MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, 2001).

Segundo Cohen (2001), a perda da função visual é extremamente incapacitante, pois dependemos deste sentido para nos orientar e interagir com o mundo. A mesma relata que talvez 90% das informações espaciais que recebemos são de origem visual.

Epidemiologicamente, a diminuição da visão é apontada como a terceira razão de limitação das atividades cotidianas, sendo as cardiopatias e as atrites as duas primeiras, além disso cerca da metade das pessoas com redução da visão relatam ter dificuldades na realização dessas atividades (COHEN, 2001).

Seja qual for o local ou a causa da lesão, sabe-se que o sistema visual, em conjunto com o vestibular e proprioceptivo fornecem informações aferentes cruciais ao sistema nervoso central para o controle do movimento voluntário (CURRENT RESEARCH PROJECTS, 2009). Para Hallemans e Aerts (2007), sob circunstâncias normais, a visão é dominante no controle da locomoção de adultos.

2.4 EQUILÍBRIO EM DEFICIENTES VISUAIS

Vários estudos (Ray et al., 2008; Rodrigues, 2006; Oliveira e Barreto, 2005; Nirmalan, et al., 2004; Lee e Scudds, 2003; Nakata e Yabe, 2001), tem sido realizados no intuito de avaliar quanto a ausência da informação visual afetaria o equilíbrio quase-estático e dinâmico

de indivíduos cegos. Neste intuito escalas e instrumentos laboratoriais tem sido amplamente utilizado. Alguns estudos e experimentos estão descritos abaixo.

Oliveira e Barreto, (2005), avaliaram o equilíbrio estático em deficientes visuais adquiridos e em indivíduos videntes. O estudo foi dividido em dois grupos, um experimental e um caso - controle. Inicialmente foi realizada uma avaliação antropométrica dos indivíduos e em seguida foram fixados 15 marcadores onde estes se encontravam no sacro, espinha íliaca ântero superior maléolos laterais, epicôndilos laterais femorais, cabeça do segundo metatarsiano e calcâneo, e assim avaliado o equilíbrio dos indivíduos na plataforma de força, onde estes foram filmados durante 30 segundos. Os indivíduos cegos apresentaram uma oscilação corporal no sentido látero-lateral maior e estatisticamente significativa ($p= 0,026$), em relação aos indivíduos videntes, enquanto que no sentido ântero-posterior não houve diferença significativa entre cegos e videntes. O mesmo estudo correlacionou o tempo da perda visual com o deslocamento, e neste verificou-se uma correlação positiva entre o tempo de perda visual e o deslocamento ântero-posterior, ou seja, quanto maior o tempo de perda visual, maior torna-se o deslocamento do centro de gravidade no sentido ântero-posterior, $p = 0,041$.

Nakata e Yabe, (2001), em seu estudo examinaram o efeito da ausência da visão em indivíduos cegos congenitamente, nas respostas postural automática na plataforma de força durante a postura em pé, onde eles analisaram o equilíbrio após um estímulo de perturbação e avaliaram através de EMG o comportamento de quatro músculos (tibial anterior, gastrocnêmico porção medial, reto femoral e ísquios-tibiais). A amostra foi caracterizada por 9 indivíduos cegos congenitamente e 9 indivíduos videntes, todos do gênero masculino com idade entre 19 a 24 anos. Os sujeitos cegos tiveram um tempo de reação significativamente mais rápido aos estímulos somato-sensórios provocados pelos deslocamentos da plataforma, mas em rotações do dedo do pé para baixo nenhuma diferença significativa foi encontrada

entre cegos e videntes. A diferença nas latências da EMG e nos tempos de reação entre os dois grupos sugere que os cegos de nascimento não pode afetar o reflexo espinal de estiramento, mas pode afetar um através da decisão intermediária da córtex motora. Os resultados sugerem que a capacidade de controlar o equilíbrio postural durante as perturbações não foi afetada pela perda da visão ao nascimento. Os mesmos também sugerem que os sistemas de respostas automáticas posturais dos seres humanos não são afetados pela ausência da visão ao nascimento visto que cegos × videntes com olhos fechados × período não foi evidenciado diferença estatisticamente significante interações entre valores do RMS antes, durante, e após de cada tipo de perturbação [$F(2, 32) = 1.99$ para frente; $F(2, 32) = 0.536$ para trás; $F(2, 32) = 1.07$ no dedo do pé acima; $F(2, 32) = 2.20$ no dedo do pé para baixo; $p > 0.05$]. Isto indica que não há nenhuma diferença significativa em valores do RMS em cada fase entre cegos e videntes com os olhos fechados. Em translações para frente, uma interação significativa entre valores do RMS em cada fase foi encontrada em cegos × videntes com os olhos abertos × período [$F(2, 32) = 3.72$, ($p < 0.05$)].

Lee e Scudds, (2003), em seu estudo fizeram a comparação do equilíbrio de pessoas idosas com e sem déficit visual. Foram avaliados 66 voluntários sendo 43 do gênero feminino e 23 do gênero masculino, estes foram divididos em três grupos, cada uma contendo 22 sujeitos, o critério de seleção do grupo variou de acordo com o déficit visual de cada, sendo estes sem nenhum déficit visual, leve e moderado. Para avaliar a acuidade visual o pesquisador utilizou a tabela direcional Es Chart e para a avaliação do equilíbrio, a escala de Berg. Para a análise dos dados os pesquisadores utilizaram o programa ANOVA, que mostrou que as contagens médias do escores da escala de equilíbrio de Berg eram significativamente diferentes ($F(2, 63) = 19.19$, $p < 0.001$). Os testes Post hoc, o qual mostrou que o grupo sem nenhum déficit visual teve uma contagem média mais elevada do equilíbrio do que o grupo com déficit visual leve ($p = 0.04$), e aqueles com o déficit visual moderado ($p < 0.001$). Os

escores do equilíbrio para o grupo com o déficit visual leve foram também significantes quando comparados com a diferença daquelas do grupo com o déficit visual moderado ($p=0.003$). O controle dos fatores relacionados ao equilíbrio, tal como a escala do movimento, da dor e da força, não afetou a análise das variáveis estudadas. O equilíbrio apresentado parece mais prejudicado quanto maior for o déficit visual, o que poderia resultar em quedas e ferimentos. O descobrimento e a intervenção precoce para melhorar a acuidade visual dos idosos são importantes.

Ray et al., (2008), avaliaram o equilíbrio quase - estático e dinâmico através do NeuroCom Equitest System (NeuroCom Internacional, Clackamas, OR) de 23 indivíduos deficientes visuais com idade média de $39,8 \pm 14,38$ e de 23 indivíduos videntes com idade média de $38,2 \pm 14,42$. Segundo estes os indivíduos deficientes visuais possuem maior instabilidade postural e conseqüentemente maior propensão a quedas.

Stones e Kozma (1987) avaliaram 22 indivíduos com idades de 19 a 84 anos e correlacionaram o equilíbrio quase-estático e a idade em indivíduos cegos e videntes, sendo que os resultados encontrados indicaram que os primeiros apresentaram pobre controle postural.

Nirmalan, et al., (2004), avaliaram o impacto do déficit visual na função visual de crianças rurais no sul da Índia, onde os mesmos criaram e validaram uma ficha para avaliar o grau de déficit visual dessas crianças, esta ficha contém 11 itens e cada item vale de zero a cinco pontos, quanto mais próximo de 100 melhor é o resultado.

Foram avaliadas 1194 crianças, entre 7 e 15 anos, com idade média de $10,31 \pm 2,08$ anos, sendo destas 48,32% do sexo feminino. As crianças também passaram por avaliação de oftalmologista, cirurgiões oftálmicos e opmetrista. A prevalência do déficit visual foi de 9.21% (CI de 95%: 7.57-10.85). Nenhuma destas crianças tinham sido recomendadas usar toda a correção refrativa. O déficit visual monocular (apresentando na acuidade visual pior

que/ou o igual a 20/40 no olho pior e/ou a melhora em 20/40 no olho melhor) estava atual em 48 (4.02%) crianças e no déficit visual binocular (apresentando a visão 20/40 pior ou igual a 20/40) estava presente em 62 (5.12%) crianças adicionais. Foram ajustadas a acuidade visual no olho melhor (porque apresentar a visão no olho melhor pode influenciar domínios da função visual) ao modelar para a avaliação do déficit monocular em domínios visuais da função. Havia uma redução significativa da função visual associada com o déficit visual monocular após o ajuste para a idade e o gênero (coeficiente da regressão *bootstrap* [CI 95%] [- 0.08 a -0.01]) comparado com as crianças com visão normal. (NIRMALAN, et al, 2004)

Navarro, et al., (2004), avaliaram o desenvolvimento neuropsicomotor de um grupo de crianças cegas com deficiência visual congênita e em comparação a crianças com visão normal. Foram avaliados dois grupos de crianças com 7 anos de idade, através do exame neurológico evolutivo (ENE). O grupo controle possuía 20 crianças com visão normal, sendo destes 11 do sexo feminino e 9 do gênero masculino, e o grupo experimental 20 crianças cegas, sendo estas 7 do sexo masculino e 13 do gênero feminino, pareadas por idade. Em algumas provas as crianças cegas foram instruídas pelo tato. As crianças com deficiência visual tiveram pior desempenho nas provas que avaliaram o equilíbrio e coordenação appendicular, quando comparada com as crianças de visão normal ($p < 0,001$), sugerindo que o déficit visual compromete o desenvolvimento neuropsicomotor da criança. As crianças cegas tiveram uma pior performance do equilíbrio estático quando os joelhos foram flexionados em 90° - flexão, no qual 50% delas não conseguiram se equilibrar, em comparação a somente 10% das crianças do grupo de controle ($p < 0.02$). A conclusão dos autores foi que as crianças cegas com 7 anos de idade demonstraram o equilíbrio e independência da coordenação deficientes no ENE, e sugeriram inclusões de técnicas específicas para o desenvolvimento dessas habilidades em geral no programa de tratamento.

Rodrigues (2006) avaliou o equilíbrio de 56 indivíduos deficientes visuais através da EEB e realizou uma comparação entre os indivíduos praticantes e não praticantes de atividade física, sendo estes divididos em dois grupos onde no primeiro 26 eram praticantes de atividade física regular semanal – todos do gênero masculino com idades entre 18 e 65 anos média de 40 anos e no segundo grupo 30 não praticantes de atividade física, sendo destes 16 do gênero feminino e 14 do gênero masculino entre 22 e 69 anos média de 33 anos. Os resultados evidenciados por este apontam que os indivíduos praticantes de atividade física regular apresentaram valores médios de equilíbrio significativamente maiores $49,56 \pm 1,65$ pontos do que aqueles que não praticam atividade física $47,13 \pm 3,40$ pontos. Vale ressaltar que o autor não considerou a sexta tarefa: de pé com os olhos fechados, o que altera a pontuação da escala em questão.

Tavares et al.,(2009), avaliaram 4 indivíduos cegos com média de idade de $31(\pm 8)$ anos e 4 indivíduos videntes com média de idade de $27(\pm 4)$ anos, por meio da EEB, obtiveram a média de 51 pontos para os indivíduos cegos e a média de 56 pontos para os indivíduos videntes, verificando que os indivíduos cegos apresentam menor equilíbrio do que os indivíduos videntes, principalmente nas tarefas de transferência de peso e apoio unipodal.

2.5 POSTURA

A postura pode ser definida como a posição do corpo no espaço, bem como a relação direta de suas partes com a linha do centro de gravidade (LIANZA, 1995). Para que tenhamos uma postura correta é necessária uma integridade do sistema neuro- músculo - esquelético (NARDI e PORTO, 1994 apud RODRIGUES 2008).

A postura possui importantes implicações na saúde e bem estar geral do corpo, sendo esta responsável pela quantidade e distribuição do esforço nos músculos, tendões, ossos, ligamentos e discos (MOFFAT e VICKERY, 2002).

Para Moffat e Vickery, (2002), uma “boa postura” mantém o seu esforço mínimo distribuindo para as estruturas mais aptas a suportá-lo.

Segundo Moffat e Vickery, (2002), a má postura pode afetar a marcha, interferindo na maneira de caminhar ou correr, conseqüentemente aumentando o esforço sobre os quadris, joelhos, tornozelos e pés. A má postura poderá provocar dor de curta duração em uma ou mais dessas áreas, especialmente na região lombar; ela também pode exacerbar algum problema já existente (BRICOT, 2004; MOFFAT e VICKERY, 2002).

A má postura continuada ou repetida pode originar dor crônica e graves danos em longo prazo (MOFFAT e VICKERY, 2002).

2.6 POSTURA EM DEFICIENTES VISUAIS

A deficiência visual pode apresentar diversos problemas associados, como o uso de outra informação sensorial para determinar e adaptar padrões de movimento e ajustar sua posição no espaço (MAEDA, et al., 1998). Em função disto, os deficientes visuais podem tornar-se mais instáveis, apresentando maior dificuldade em manter-se na postura em pé (NAKATA e YABE, 2001).

De acordo com Simprini e Braccialli (1998), indivíduos com deficiência visual promovem adaptações posturais no posicionamento da cabeça, aumento da cifose dorsal, exacerbação da lordose lombar, rotação e inclinação da cabeça para um dos lados, ptose abdominal e alteração na consciência corporal. Estes achados corroboram com os estudos realizados por Amaya e De Cabrera (1991), em crianças cegas congênitas, onde foi

verificadas diferenças quanto à presença de inclinação anterior da cabeça, assimetria de ombros, alteração escapular, báscula anterior de pelve e alterações da coluna vertebral como a escoliose.

Catanzariti et al., (2001) analisaram relação entre a escoliose postural em 728 crianas videntes com idade média de 10 anos e 2 meses e 75 com deficiência visual com idade média de 11 anos e 7 meses . Os resultados deste estudo mostraram que crianas com dificuldades visuais apresentam aumento nas assimetrias posturais, principalmente na curvatura escoliótica. Os autores concluíram que isso é o resultado de uma postura anormal de cabea, no qual o objetivo é melhorar o ângulo da visão.

As características tpicas apresentadas pela deficiência visual, como ausência da organização espacial, mobilidade prejudicada, esquema corporal desorganizado, pouca resistência física e falta de iniciativa decorrente do medo, insegurana e dependência, causam um comprometimento no desenvolvimento da postura e da mobilidade que induz a formação de um padrão postural patológico tpico desse grupo de deficientes (ROCHA, et al., 2008).

Segundo Proun e Rosen, (1989), as crianas portadoras de deficiência visual freqüentemente desenvolvem características posturais como ombros arredondados, anteriorização de cabea, lordose e inclinação posterior de tronco.

Sanchez, et al., (2008), em seu estudo avaliaram a postura através da biofotogrametria computadorizada de 22 deficientes visuais congênitos e compararam com 22 indivíduos videntes, com idade entre 20 e 35 anos, esses em seus resultados reportaram que os indivíduos com deficiência visual congênita possuem assimetrias posturais quando comparado ao grupo de videntes, principalmente com relação  protrusão de cabea, e simetria de joelhos.

Rocha et al. (2008), analisaram a postura de 10 deficientes visuais com faixa etária entre 20 e 35 anos. Estes evidenciaram que as principais alterações posturais encontradas na postura dos deficientes foram protusão da cabea e hipercifose torácica, que caracterizavam o

padrão postural patológico típico adotado por estes sujeitos. Na avaliação dos joelhos apresentou resultados associados em 70% dos pacientes com características varo e recurvado. A pelve estava em ântero-versão em 90% dos casos, e o abdome flácido em 50%. A coluna, quando observada no plano sagital, evidenciava 60% de hiper-cifose torácica, 40% de hiperlordose lombar, e associadas em 40% dos casos. No plano frontal, 40% dos pacientes estavam com a coluna alinhada. A cintura escapular associada à hipercifose, presente na região torácica estava presente em 60% dos casos; e a cabeça em protrusão em 90% de todos os pacientes.

Aulisa et al. (1986), analisaram os desvios axiais da coluna vertebral através de exames clínicos e radiográficos de 46 crianças cegas, onde destas 39 eram cegas congênicas e apenas 7 eram adquiridas. Estes excluíram crianças que tinham outro problema associado a visão e crianças menores de 8 anos. Os resultados destes evidenciaram que 59% dos cegos congênicos apresentam desvios estruturais na coluna vertebral (alta significância quali e quantitativamente). Eles sugerem que o desenvolvimento dessas pequenas e múltiplas curvas em pessoas cegas congênicas é simplesmente a resposta de um mecanismo congenitamente privados de desenvolvimento corporal para atingir o equilíbrio estável da coluna vertebral.

3. MÉTODO

3.1 TIPO DE PESQUISA

Estudo do tipo descritivo comparativo (DOMHOLDT, 2000).

3.2 SUJEITOS

Inicialmente participaram do estudo 25 indivíduos, sendo destes 11 portadores de cegueira que se encontravam no processo de reabilitação na Associação Catarinense de Integração dos Cegos (ACIC) e 14 videntes.

Os sujeitos do estudo foram selecionados intencionalmente, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão.

Houve a perda de dois sujeitos videntes devido a problemas do equipamento (plataforma LABIN), sendo então analisado apenas o equilíbrio quase-estático de 12 indivíduos videntes e 9 cegos. As características antropométricas da amostra está evidenciada na Tabela 1. Para testar a homogeneidade da amostra utilizou-se o teste “t” para amostra independente.

Tabela 1 – Características antropométricas da amostra.

	Cegos	Videntes	τ	P
	\bar{X} / DP	\bar{X} / DP		
Idade (anos)	29 ± 6	27 ± 4	-1,091	0,297
Altura (m)	1,60 ± 0,09	1,66 ± 0,08	0,263	0,796
Massa (Kg)	60,8 ± 11,2	66,7 ± 13,3	1,481	0,157
Tipo de deficiência visual	6 (66,7%) congênito 3 (33,3%) adquirido	----	----	----

Legenda: \bar{X} = média, DP= desvio padrão, m = metros, Kg = Quilogramas. * $p < 0,05$

3.2.1 Critérios de inclusão

Neste estudo foram adotados os seguintes critérios de inclusão tanto para os indivíduos cegos bem como para os indivíduos videntes, ter idade entre 18 e 40 anos capacidade de ficar em pé, de forma independente (sem auxílio de órteses).

Além dos critérios supracitados para serem incluídos no estudo os sujeitos portadores de cegueira deveriam apresentar deficiência visual congênita ou adquirida já diagnosticada como cego total no prontuário pertencente à associação na qual estavam devidamente cadastrados no caso dos indivíduos cegos.

No caso dos indivíduos videntes estes auto - relataram não ter problemas visuais.

3.2.2 Critérios de exclusão

Neste estudo foram adotados os seguintes critérios de exclusão tanto para os sujeitos videntes bem como para os cegos: distúrbios vestibulares, grávidas, déficit auditivo, diabéticos e amputados, sendo que para os indivíduos cegos foi consultado no prontuário da instituição os quais estes eram pertencentes, e para os indivíduos videntes através de auto-relato.

Para os sujeitos videntes também foi adotado como critério de exclusão indivíduos que auto-relatassem a utilização de lentes corretivas ou que possuísse histórico de cirurgia corretiva ocular.

Apenas dois cegos foram excluídos deste estudo, 1 por apresentar distúrbios

auditivos diagnosticado clinicamente e 1 por apresentar auto – relato de labirintite.

3.3 INSTRUMENTOS

Para o estudo foram utilizados a Escala de Equilíbrio de Berg (anexo D), Escala Internacional de Eficácia de Quedas (anexo E), máquina fotográfica digital marca Mitsuca® 8.0 megapixels, raio-x panorâmico da coluna vertebral nas incidências ântero- posterior (AP) e perfil, fio de prumo, balança, estadiômetro, fita dupla face, lápis dermatográfico, marcadores refletivos, software de avaliação postural (SAPO), plataforma de força construída pelo Laboratório de Instrumentação (LABIN), ficha de avaliação para registro de informações pessoais como nome, idade, massa, estatura e ocorrência de queda no último ano, sistema de Aquisição de Dados Lynx ADS2000IP e AqDados 7.0.

3.3.1 Escala de Equilíbrio de Berg

A Escala de Equilíbrio Berg (anexo II) tem como objetivo medir a habilidade do equilíbrio dos indivíduos enquanto praticam tarefas funcionais. Possui uma escala de 0 a 4 com quatorze tarefas a serem avaliados. Na pontuação 0, o participante é incapaz de fazer a tarefa solicitada, e a pontuação 4 mostra que o participante é capaz de completar a tarefa baseada no critério que está sendo designado à ele.

O máximo de pontuação na escala é 56 (SHUMWAY e WOOLLACOTT, 2003).

O decréscimo na pontuação dessa escala é associado ao aumento no risco de quedas. Na amplitude de 56 a 54, a cada ponto a menos na escala de Berg era associado a um aumento de 3 a 4% no risco de quedas. Já na variação de 54 a 46, uma alteração de

um ponto nessa escala foi associada um aumento de 6 a 8% no risco de quedas. Abaixo de 36 pontos, o risco de queda era próximo dos 100%. Portanto, uma alteração na pontuação da Escala de Berg pode nos predizer em que atividade o risco de queda será mais eminente de acordo com a atividade avaliada (SHUMWAY e WOOLLACOTT, 2003).

A Escala de Equilíbrio de Berg foi transcrita e validada para a língua portuguesa por MIYAMOTO et al., (2004).

3.3.2 Plataforma de força

A plataforma, desenvolvida pelo Laboratório de Instrumentação (LABIN) do CEFID- UDESC permite estimar a localização do CP utilizando apenas as reações verticais. Basicamente a plataforma estabilométrica é constituída por uma chapa de MDF (0,562 x 0,556 x 0,02) m e três células de cargas uniaxiais (TS-100 capacidade de 1 kN, sensibilidade= 2000 mv/v, erro = $\pm 10\%$, Aeph Brasil) arranjadas e engastadas na forma de um triângulo isósceles (Fig. 2). A mesma foi utilizada por Dias 2009 em sua dissertação para avaliar o equilíbrio de judocas e a comparou com os dados obtidos na plataforma de força AMTI (Advance Mechanical Technology Inc) (OR6-7-2000), este relatou que os valores obtidos pela plataforma LABIN foram similares aos valores da plataforma AMTI.

Normalmente a localização do CP nas direções médio – lateral e ântero – posterior é calculada em uma plataforma de força utilizando as seguintes equações:

$$\text{CoP}_{\text{AP}} = M_{\text{ML}}/F_Z \quad (1)$$

$$\text{CoP}_{\text{ML}} = - M_{\text{AP}}/F_Z \quad (2)$$

Onde M_{ML} e M_{AP} são os momentos em torno do eixo médio lateral e anterior-posterior e F_z é a força de reação vertical.

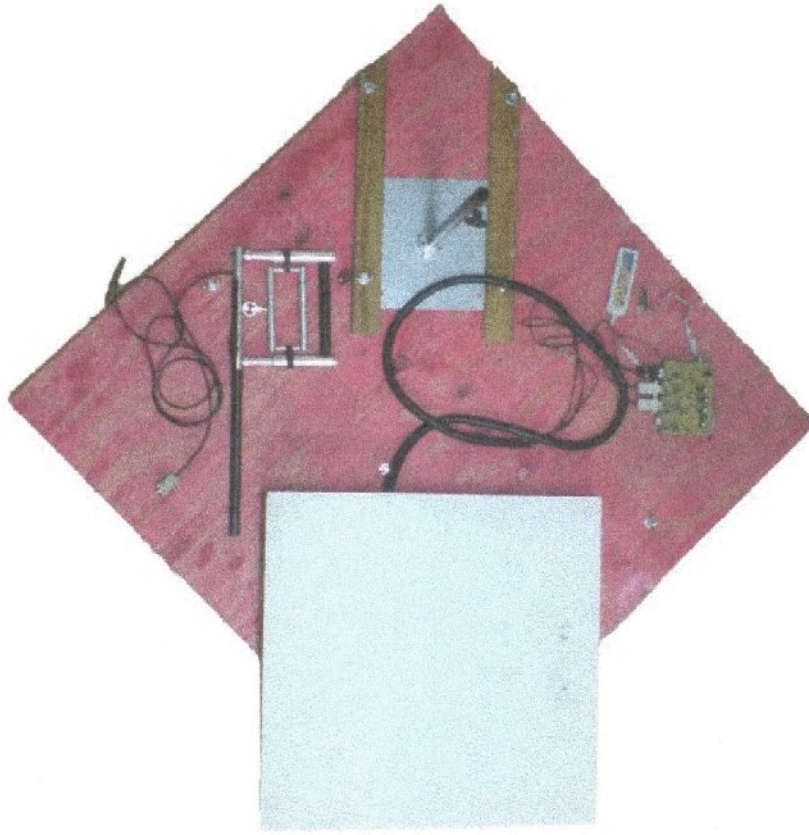


Figura 1. Plataforma estabilométrica (vista superior) (DIAS, 2009).

Contudo, se considerarmos a plataforma estabilométrica, que apresenta três células de carga arranjadas em forma de um triângulo isósceles (Figura 2), onde F_z (componente vertical) é igual à soma das reações verticais ($F_1+F_2+F_3$) de cada célula de carga e se considerarmos que $F_1=F_2=F_3$ então o CP está localizado exatamente no centro geométrico do sistema. Portanto a localização do CP pode ser calculada utilizando-se as seguintes equações:

$$C_{OP_{ML}} = A (R_2 - R_1) / \text{SOMA} \quad (1)$$

$$C_{OP_{AP}} = B [(R_2 + R_1) - R_3] / SOMA \quad (2)$$

Onde A e B correspondem à metade da largura e comprimento, respectivamente, da área útil. A área útil pode ser entendida como área formada pela distância entre os centros das células de carga e onde efetivamente pode-se medir o COP.

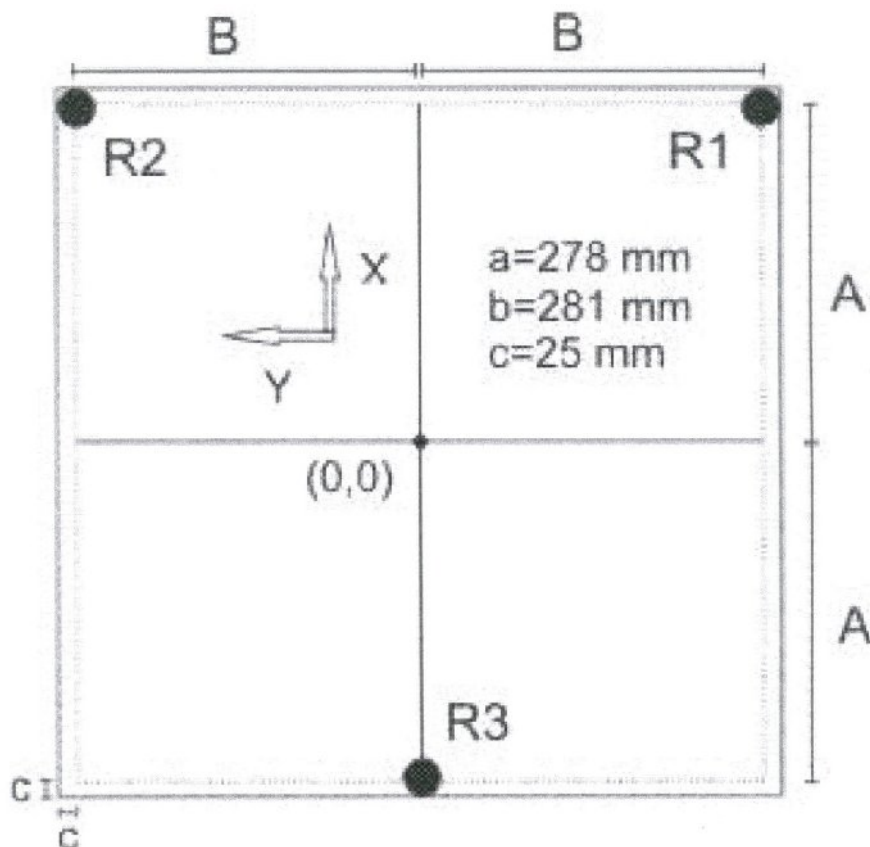


Figura 2. Estrutura e dimensões da plataforma estabilométrica (vista superior) (DIAS, 2009).

3.3.3 Balança digital

Balança digital marca Filizola®, para a verificação da massa corporal. Para verificação da estatura corporal foi utilizado o estadiômetro pertencente à balança, com registro mínimo de 96 centímetros e máximo de 192 centímetros.

3.3.4 Escala Internacional de Eficácia de Quedas

Escala Internacional de Eficácia de Quedas (Anexo III), é uma escala elaborada pela *Prevention of Falls Network Europe* (PROFANE) para medir o medo de Queda em diversas atividades diárias. A escala foi transcrita e validada para a língua portuguesa por CAMARGOS (2007).

A escala compreende 16 itens, onde o sujeito assinala uma das quatro alternativas acerca da preocupação em sofrer uma queda realizando determinada atividade (resposta 1- não estou preocupado; 2- um pouco preocupado; 3- moderadamente preocupado e 4- muito preocupado).

3.3.5 Software de Avaliação Postural - SAPO

SAPO é um programa de avaliação postural que auxilia no diagnóstico do alinhamento dos segmentos corporais de um indivíduo e é amplamente utilizada pelos profissionais de saúde, constituindo-se como um passo inicial e de acompanhamento para a avaliação e tratamento clínico, consiste no registro de imagens do corpo inteiro do indivíduo em diferentes planos e posturas e determinação da posição relativa de referências anatômicas dos segmentos corporais por um profissional capacitado (Fonte: <http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal>, 2007; FERREIRA, 2005).

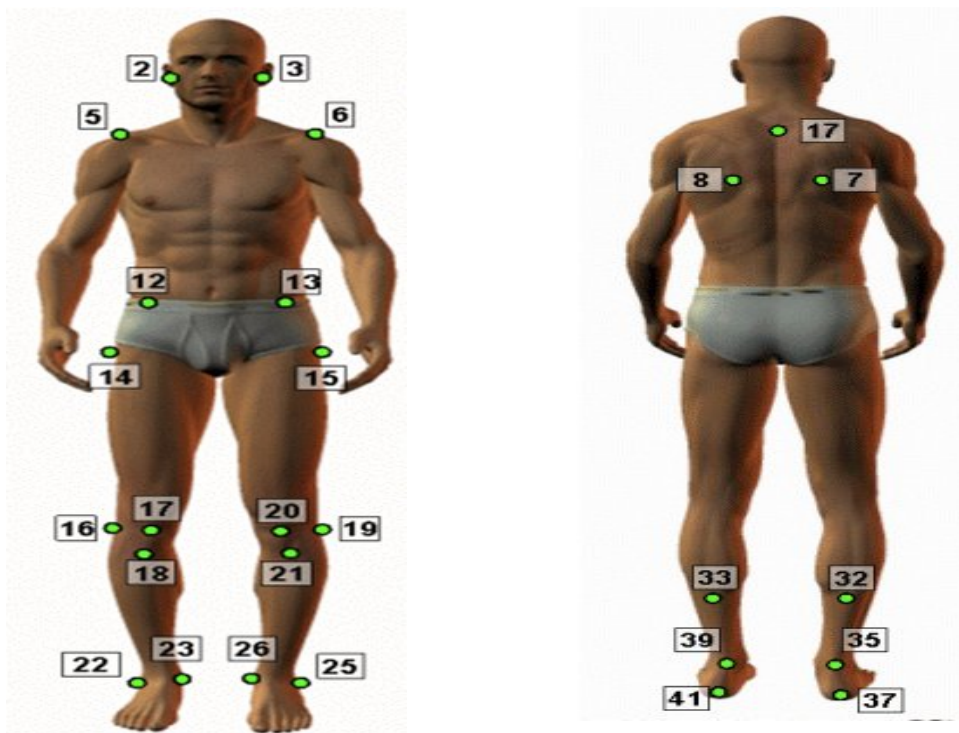
As medidas angulares do programa SAPO, bem como sua validade e confiabilidade foram realizadas por BRAZ, GOES e CARVALHO, (2008).

Os pontos anatômicos selecionados e demarcados pelo pesquisador de forma manual (palpatória) para a análise das imagens foram:

Vista anterior (Figura 3 - A): trago direito (2) e esquerdo (3), acrômio direito (5) e esquerdo (6), espinha ilíaca ântero-superior direita (12) e esquerda (13), trocânter

maior do fêmur direito (14) e esquerdo (15), linha articular do joelho direito (16) e esquerdo (19), ponto médio da patela direita (17) e esquerda (20), tuberosidade da tíbia direita (18) e esquerda (21), maléolo lateral direito (22) e esquerdo (25), maléolo medial direito (23) e esquerdo (26).

Vista posterior (Figura 3 - B): Processo espinhoso de T3 (17), ângulo inferior da escápula direita (7) e esquerda (8), ponto sobre a linha média da perna direita (32) e esquerda (33), ponto sobre o tendão do calcâneo na altura média dos dois maléolos direito (35) e esquerdo (39) e calcâneo direito (37) e esquerdo (41).



A

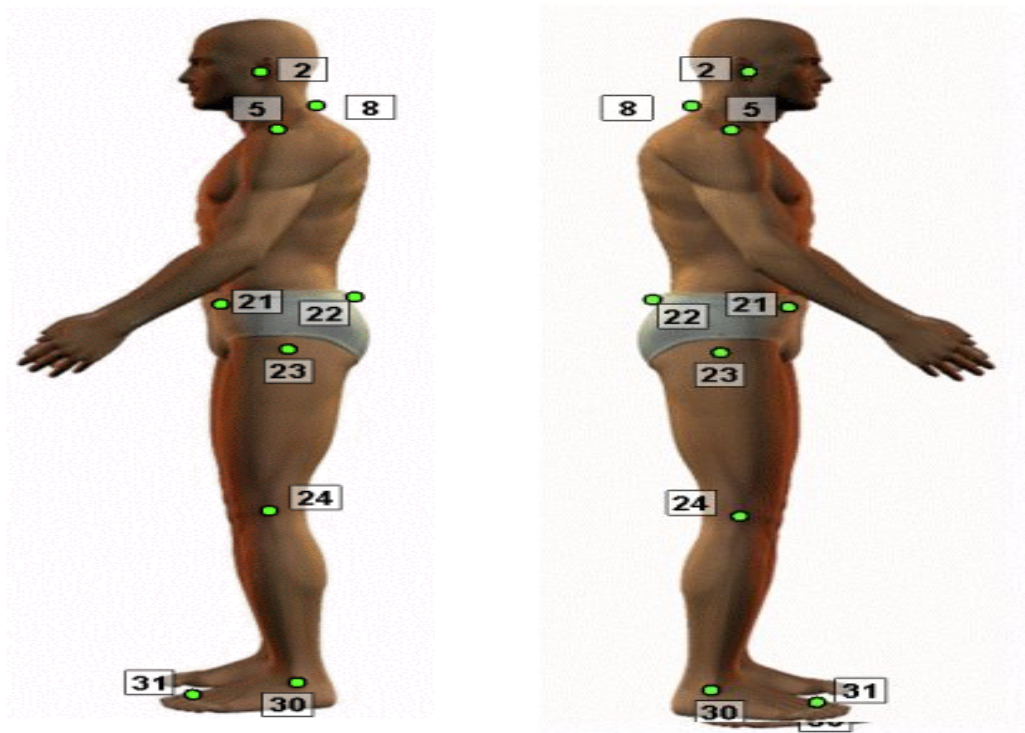
B

Figura 3. A → Vista anterior do protocolo SAPO, B → Vista posterior do protocolo SAPO

Fonte: <http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal>

Vista lateral esquerda (Figura 4 - A): trago esquerdo (2), acrômio (5), processo espinhoso de C7 (8), espinha ilíaca pósterio superior (22), espinha ilíaca ântero superior (21), trocânter maior do fêmur (23), linha articular do joelho (24), maléolo lateral (30) e ponto entre a cabeça do 2º e 3º metatarso (31).

Vista lateral direita (Figura 4 - B): trago direito (2), acrômio (5), processo espinhoso de C7 (8), espinha íliaca pósterio superior (22), espinha íliaca ântero superior (21), trocânter maior do fêmur (23), linha articular do joelho (24), maléolo lateral (30) e ponto entre a cabeça do 2º e 3º metatarso (31).



A

B

Figura 4. A → Vista lateral esquerdo do protocolo SAPO, B → Vista lateral direita do protocolo SAPO.

Fonte: <http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal>

Na vista anterior foram analisados os seguintes aspectos:

Alinhamento horizontal da cabeça: (2-3). Ângulo positivo é anti-horário (significa que a cabeça está rodada para o lado direito).

Alinhamento horizontal dos acrômios: (5-6). Ângulo positivo é anti-horário (significa que o acrômio esquerdo está mais alto que o direito).

Alinhamento horizontal das espinhas íliacas ântero-superiores: (12-13). Ângulo positivo é anti-horário (significa que o EIAS esquerda está mais alta que a direita).

Ângulo frontal do membro inferior direito: 14-16-22 (ângulo de fora).

Ângulo frontal do membro inferior esquerdo: 15-19-25 (ângulo de fora).

Diferença no comprimento dos membros inferiores: D (12;23)-D(13;26).

Ângulo Q direito: ângulo entre 12-17 e 17-18.

Ângulo Q esquerdo: ângulo entre 13-20 e 20-21.

Na vista posterior foram analisados os seguintes aspectos:

Assimetria horizontal da escápula em relação à T3: IA(|7X -17X|;|8X -17X|).

Ângulo perna/retropé direito: 32-35-37. (ângulo de fora).

Ângulo perna/retropé esquerdo: 33-39-41.

Na vista lateral direita foram analisados os seguintes aspectos:

Alinhamento horizontal da cabeça (C7): 2-8 e horizontal.

Alinhamento vertical do tronco: 5-23 e vertical.

Ângulo do quadril (tronco e membro inferior): 5-23-30.

Alinhamento horizontal da pélvis: 21-22 e horizontal.

Ângulo do joelho: 23-24-30 (ângulo posterior).

Na vista lateral esquerda foram analisados os seguintes aspectos:

Alinhamento horizontal da cabeça (C7): 2-8 e horizontal.

Alinhamento vertical do tronco: 5-23 e vertical.

Ângulo do quadril (tronco e membro inferior): 5-23-30.

Alinhamento horizontal da pélvis: 21-22 e horizontal.

Ângulo do joelho: 23-24-30 (ângulo posterior).

Para a marcação dos pontos anatômicos foi utilizado o lápis dermatográfico, com os marcadores fixados posteriormente com fita dupla face. Para a aquisição das imagens foi utilizada máquina fotográfica digital Mitsuca com 8.0 megapixels, fixada a um tripé com nível em uma altura de 95 cm. O sujeito foi posicionado a uma distância de 3 metros da máquina fotográfica (Figura 5).

Os pés dos indivíduos foram posicionados de forma paralela a uma distância de 10 cm, sendo esta distância mensurada com uma régua e demarcada no solo. Ao lado do sujeito foi colocado um fio de prumo com duas bolas de isopor separadas por 1 m de distância. Esta distância foi utilizada como calibrador conforme protocolo do programa SAPO.

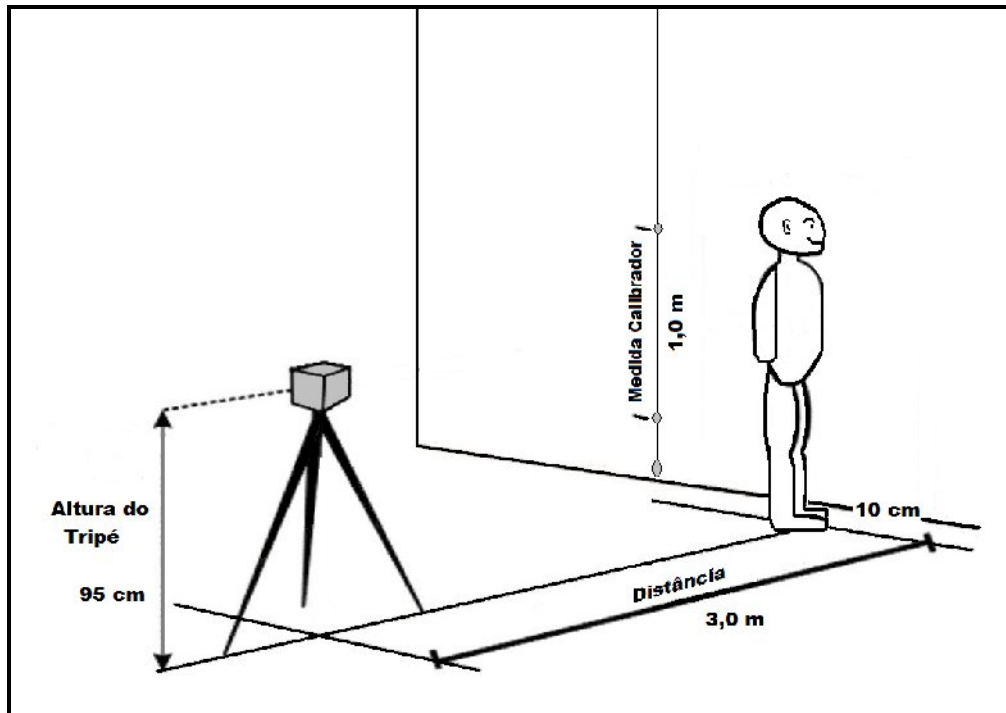


Figura 5. Organização dos equipamentos para aquisição das imagens.

3.4 PROCEDIMENTOS PARA AS COLETAS DE DADOS

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de ética do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID), (Protocolo 19/2008), cumprindo as exigências da Resolução 196/96 do Ministério da Saúde sobre Pesquisa envolvendo seres humanos.

Os dados foram coletados no Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, durante os meses de agosto a outubro de 2009, e esta foi realizada nas seguintes etapas:

1ª. Etapa – Os indivíduos foram esclarecidos quanto à importância da pesquisa bem como sua participação nesta por meio da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. Após, foi solicitado aos indivíduos à realização de um exame radiográfico panorâmico nas incidências ântero-posterior (AP) e perfil da coluna vertebral a fim de se detectar desvios e/ou alterações posturais.

2ª. Etapa: Aquisição dos dados antropométricos como massa, estatura e tamanho dos pés.

3ª Etapa: Aplicação da escala do medo de cair, da Escala de Equilíbrio de Berg, avaliação do equilíbrio quase - estático por meio da plataforma de força desenvolvida no LABIN. A seqüência de aplicação destes foi de forma aleatória.

Para a avaliação por meio da EEB os indivíduos utilizaram seu calçado e roupa habituais. Para os indivíduos cegos, foi realizado um reconhecimento prévio do local bem como dos objetos utilizados na avaliação.

Na avaliação do equilíbrio quase-estático os indivíduos foram posicionados com os pés paralelos a uma distância de 10 centímetros entre os bordos mediais destes sobre a plataforma de força (OLIVEIRA, 2007), permanecendo durante 1 minuto 30 segundos nesta posição, sendo realizadas três tentativas na situação de olhos abertos e três tentativas na situação de olhos fechados. Duarte, Harvey e Zatsiorsky (2000), recomendam que testes desta natureza tenham duração de 1 a 2 minutos. Durante as tentativas de olhos fechados os indivíduos utilizaram uma máscara preta sobre os olhos para impedir a percepção luminosa. A frequência de aquisição foi de 1000Hz.

Os dados foram obtidos por meio do sistema Lynx AqDados 7.0 e transformados em arquivos txt no Aqanalysis, para posterior tratamento no software Scilab versão 4.1.2.

4ª Etapa: Por último foram marcados de forma manual os pontos anatômicos

pelo pesquisador para posterior aquisição das imagens para avaliação postural. O sujeito para este procedimento ficou com os pés descalços e com roupa de banho e/ou ginástica.

3.5 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

Conforme o organograma apresentado abaixo essas variáveis foram controladas durante os testes:



Local e horário das avaliações: todas as avaliações foram realizadas no mesmo período do dia e local.

Vestimenta: o sujeito foi orientado a trazer trajes de banho e/ou ginástica para realização da avaliação postural, após a realização desta o mesmo poderia colocar sua roupa novamente para assim ser submetido à avaliação do equilíbrio.

Restrição de atividade física e de alongamento antes da realização da análise. Os sujeitos foram orientados previamente.

Controle da temperatura ambiente: durante a análise foi realizado o registro da temperatura, a qual estava oscilando entre 18° e 23°C (POLLOCK e WILMORE, 1993).

Fadiga muscular: foi dado aos sujeitos um período de 1 minuto de descanso entre os posicionamentos para avaliação do equilíbrio.

Silêncio: no momento da coleta de dados foi impedida a circulação de pessoas no local da análise, a não ser o pesquisador, sendo emitidas apenas as verbalizações necessárias para o entendimento do sujeito durante as coletas.

A Plataforma de força LABIN foi calibrada antes da coleta de cada indivíduo.

Processamento dos dados

Os dados relacionados às variáveis antropométricas, gênero, idade, EEB e EIEFQ foram tabulados no programa Microsoft Excel versão 2007 para posterior análise estatística.

Os dados brutos obtidos através da plataforma de força foram analisados no *open source software* Scilab versão 4.1.2, sendo que os dados foram filtrados com filtro passa baixa (10 Hz) e Butterworth de 4ª ordem (OLIVEIRA, 2007). Neste também foram eliminados os 20 segundos iniciais da coleta devido ao período de adaptação do sujeito na plataforma, bem como os 30 segundos finais devido à fadiga muscular.

As imagens obtidas foram analisadas no programa de avaliação postural SAPO, por meio do protocolo básico deste. Os valores obtidos foram tabulados no Microsoft Excel versão 2007 para posterior análise estatística e tratados como valores absolutos.

3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

Os dados foram primeiramente tabulados no programa Microsoft Excel versão 2007 e posteriormente tratados no SPSS versão 17.0 utilizando-se os seguintes testes:

Teste de Shapiro-Wilk: utilizado para testar a normalidade de todas as variáveis do presente estudo;

TESTE “t” para amostra independente:

- Para testar a homogeneidade dos sujeitos (idade, altura e massa);
- Para verificar diferença na posição do centro de pressão (COP) e nas variáveis posturais entre sujeitos videntes e cegos.

TESTE U DE MANN-WHITNEY com nível de significância $p < 0,05$:

- Foi utilizado no escore da Escala de Equilíbrio de Berg e Escala Internacional de Eficácia de quedas, afim de verificar a diferença entre os indivíduos cegos x indivíduos videntes.

O nível de significância mínimo para todos os testes estatísticos foi fixado em $p < 0,05$.

Estatística descritiva: foram realizadas nas variáveis obtidas a partir da Ficha de Avaliação dos sujeitos.

4. RESULTADOS

Na tabela 2 são apresentados os resultados do equilíbrio obtido pela plataforma LABIN na oscilação do centro de pressão do corpo, da oscilação médio lateral e Antero-posterior nas situações de olhos abertos e fechados. Os dados mostraram que existe diferença significativa apenas no deslocamento do COP AP na situação de olhos abertos entre os sujeitos cegos e videntes.

Tabela 2: Média (\bar{X}) e desvio padrão (DP) da oscilação do centro de pressão do corpo da oscilação médio lateral (Cop ML) e Antero posterior (Cop AP) obtidos na plataforma de força nas situações de olhos abertos e fechados.

	Cop AP (mm)				Cop ML (mm)			
	\bar{X}	DP	t	ρ	\bar{X}	DP	t	ρ
Cegos olhos abertos	1,36	1,70	-2,103	0,049*	1,19	1,70	-1,553	0,137
Videntes olhos abertos	2,53	3,18			2,51	3,10		
Cegos olhos fechados	1,8	2,30	-0,557	0,58	1,38	1,72	-1,205	0,243
Videntes olhos fechados	2,28	2,88			2,31	2,92		
Cegos olhos abertos	1,36	1,4	-0,49	0,62	1,19	1,70	-0,25	0,79
Cegos olhos fechados	1,8	2,55			1,38	1,18		
Videntes olhos abertos	2,53	1,08	0,65	0,5	2,28	0,75	0,24	0,8
Videntes olhos fechados	2,51	2,27			2,31	1,66		

* $\rho < 0,05$.

A figura 6 apresenta o estabilograma de um indivíduo cego (A) e de um indivíduo vidente (B) na condição de olhos abertos.

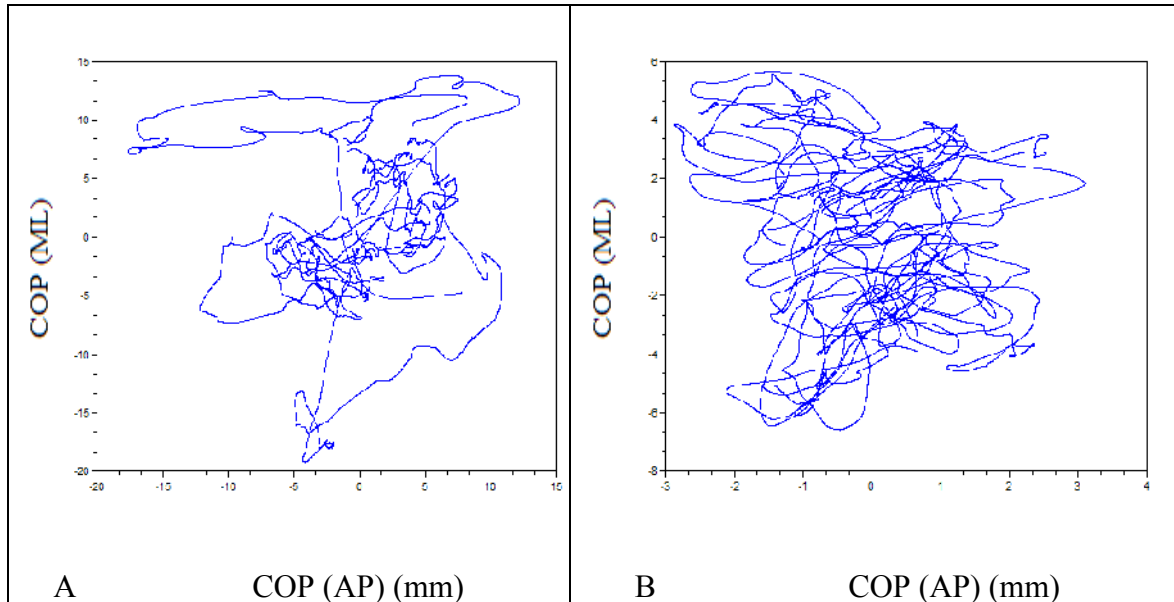


Figura 6. Estabilograma A→ indivíduo cego, B→ indivíduo vidente na condição de olhos abertos.

A figura 7 mostra o estabilograma de um indivíduo cego (A) e de um indivíduo vidente (B) na condição de olhos fechados.

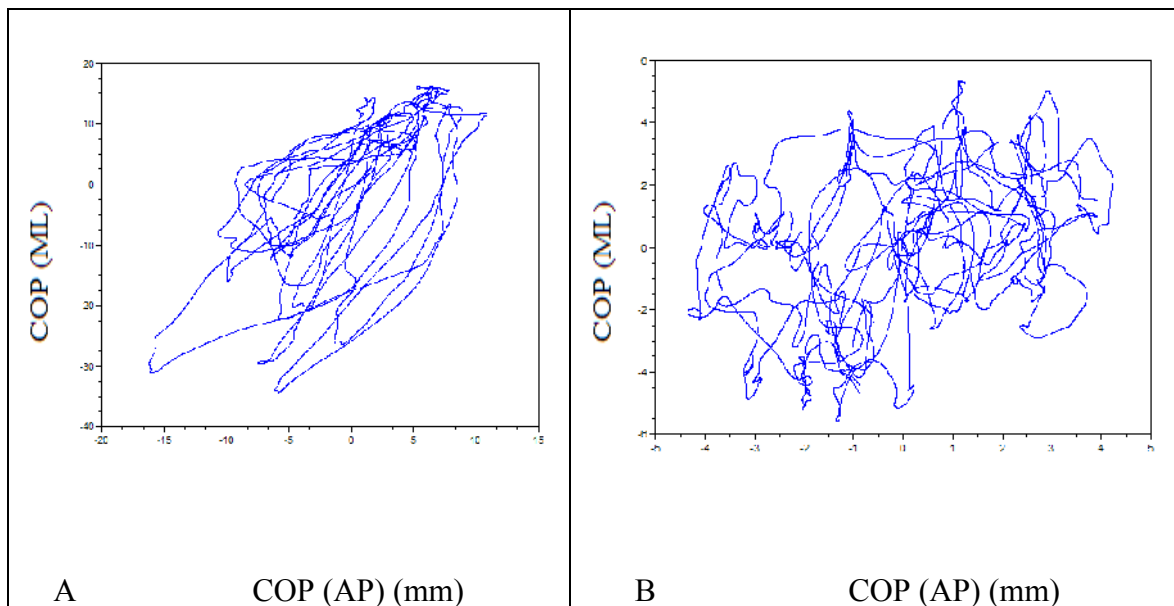


Figura 7. Estabilograma A→ indivíduo cego, B→ indivíduo vidente na condição de olhos fechados.

Na tabela 3 são apresentados os resultados referentes à Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) e Escala Internacional de Eficácia de Quedas (EIEQ). Os dados mostraram que não há diferença significativa entre os sujeitos cegos e videntes na EEB e na EIEQ.

Tabela 3: Resultados obtidos pelos indivíduos na execução dos testes da Escala de Equilíbrio de Berg e pela Escala Internacional de Eficácia de Quedas.

Siglas	Cegos \bar{X} / DP	Videntes \bar{X} / DP	Teste U de Mann - Whitney
EEB	50,6±3,21	56,0±0	0,33
EIEQ	25,7 ± 8,66	20,1 ± 5,1	0,37

Legenda: EEB = Escala de Equilíbrio de Berg, EIEQ = Escala Internacional de Eficácia de Quedas.

* $p < 0,05$.

Quando questionados sobre a ocorrência de quedas no último ano 4 dos 9 indivíduos portadores de cegueira relataram ter sofrido ao menos uma queda no último ano, enquanto que dos 14 indivíduos videntes apenas 2 relataram ter sofrido queda no último ano.

Os resultados evidenciaram não haver diferença significativa nas variáveis angulares obtidos na análise da postura através da biofotogrametria nas vistas anterior (tabela 4), posterior (tabela 5) lateral direita (tabela 6) e lateral esquerda (tabela 7), com exceção do ângulo frontal do membro inferior direito (vista anterior), alinhamento horizontal da cabeça e alinhamento vertical do corpo (vista lateral direita), alinhamento vertical da cabeça, alinhamento vertical do tronco e alinhamento do tornozelo na vista lateral esquerda.

Tabela 4: Variáveis angulares obtidas na análise da postura através da biofotogrametria na Vista Anterior.

Siglas	Cegos \bar{X} / DP	Videntes \bar{X} / DP	t	p
VA_AHC	4,6±3,0	2,4±1,8	-2,05	0,06
VA_AHA	3,1±2,1	2,1±1,3	-1,32	0,21
VA_AHEIAS	2,8±1,5	1,9±1,3	-1,54	0,14
VA_AAEIAS	3,6±2,8	1,9±1,5	-1,71	0,11
VA_AFMID	4,4±2,3	2,3±2,1	-2,13	0,05*
VA_AFMIE	4,3±2,0	3,9±4,4	-0,29	0,78
VA_DCMI	1,2±1,0	0,5±0,3	-2,06	0,07
VA_AHTT	2,3±1,1	2,4±2,4	0,17	0,87
VA_AQD	21,7±7,5	23,7±10,3	0,52	0,61
VA_AQE	16,0±9,7	23,5±10,0	1,78	0,09

Legenda: Alinhamento horizontal da cabeça (VA_AHC), alinhamento horizontal dos acrômios (VA_AHA), alinhamento horizontal das espinhas ilíacas ântero-superiores (VA_AHEIAS), ângulo entre os dois acrômios e as duas espinhas ilíacas ântero-superiores (VA_AAEIAS), ângulo frontal do membro inferior direito (VA_AFMID), ângulo frontal do membro inferior esquerdo (VA_AFMIE), diferença no comprimento dos membros inferiores (D-E) (VA_DCMI), alinhamento horizontal das tuberosidades das tíbias (VA_AHTT), ângulo Q direito (VA_AQD) e ângulo Q esquerdo (VA_AQE).

* $\rho < 0,05$.

Tabela 5: Variáveis angulares obtidos na análise da postura através da biofotogrametria na Vista Posterior.

Siglas	Cegos \bar{X} / DP	Videntes \bar{X} / DP	τ	p
VP_AHET3	16,7±11,7	14,7±13,7	-0,39	0,70
VP_APRD	11,0±6,8	8,3±5,9	-0,98	0,34
VP_APRE	12,9±7,8	12,6±5,3	-0,09	0,93

Legenda: Assimetria horizontal da escápula em relação T3 (VP_AHET3), ângulo perna/retropé direito (VP_APRD), Ângulo perna/retropé esquerdo (VP_APRE).

* $\rho < 0,05$.

Tabela 6: Variáveis angulares obtidos na análise da postura através da biofotogrametria na Vista Lateral Direita.

Siglas	Cegos \bar{X} / DP	Videntes \bar{X} / DP	τ	ρ
LD_AHC	40,5±6,7	47,5±5,1	2,67	0,02*
LD_AVC	19,7±11,4	10,7±8,7	-2,02	0,06
LD_AVT	2,8±2,9	1,6±1,3	-1,16	0,27
LD_AQ	7,2±6,1	8,8±3,8	0,69	0,50
LD_AVCO	2,6±1,2	3,8±1,0	2,42	0,03*
LD_AHP	12,8±5,5	13,3±3,8	0,23	0,82
LD_AJ	5,9±5,1	3,4±2,4	-1,42	0,18
LD_AT	81,8±3,8	83,8±2,3	1,47	0,17

Legenda: Alinhamento horizontal da cabeça (C7) (LD_AHC), alinhamento vertical da cabeça (acrômio) (LD_AVC), alinhamento vertical do tronco (LD_AVT), ângulo do quadril (tronco e coxa) (LD_AQ), alinhamento vertical do corpo (LD_AVCO), alinhamento horizontal da pélvis (LD_AHP), ângulo do joelho (LD_AJ), ângulo do tornozelo (LD_AT).

* $\rho < 0,05$.

Tabela 7: Variáveis angulares obtidos na análise da postura através da biofotogrametria na Vista Lateral Esquerda.

Siglas	Cegos \bar{X} / DP	Videntes \bar{X} / DP	τ	ρ
LE_AHC	43,3±9,9	51,1±6,5	2,11	0,06
LE_AVC	21,7±10,6	8,7±9,7	-2,95	0,01*
LE_AVT	7,2±2,9	3,5±2,2	-3,28	0,01*
LE_AQ	8,7±4,0	8,1±4,8	-0,35	0,73
LE_AVCO	1,0±0,7	1,4±1,1	0,97	0,34
LE_AHP	11,9±6,9	11,9±4,0	0,03	0,97
LE_AJ	6,3±3,2	4,5±2,9	-1,36	0,19
LE_AT	83,0±2,3	86,7±2,9	3,37	0,01*

Legenda: Alinhamento horizontal da cabeça (C7) (LE_AHC), alinhamento vertical da cabeça (acrômio) (LE_AVC), alinhamento vertical do tronco (LE_AVT), ângulo do quadril (tronco e coxa) (LE_AQ), alinhamento vertical do corpo (LE_AVCO), alinhamento horizontal da pélvis (LE_AHP), ângulo do joelho (LE_AJ) e ângulo do tornozelo (LE_AT).

* $\rho < 0,05$.

Dos indivíduos cegos 9 realizaram exame radiológico nas incidências AP e Perfil.

Nestes foram evidenciados: Textura óssea normal, estruturas ósseas de morfologia conservada, pequenos osteófitos nos platôs vertebrais torácicos, espaços discais sem reduções expressivas, escoliose torácica, escoliose lombar com rotação de corpos vertebrais, aumento da cifose dorsal e lordose lombar, báscula da bacia. Pequeno desvio do eixo vertebral cervico-dorsal para à esquerda.

Dos indivíduos videntes apenas 3 realizaram exame radiológico nas incidências Ap e perfil. Nestes foram evidenciados: eixo cervico-dorso lombar vertical, escoliose dextro-côncava, tóraco-lombar, acentuação da lordose lombar, corpos, pedículos e espaços conservados, corpos vertebrais de estrutura normal e de configuração anatômica.

Os dados referentes ao teste de Shapiro Wilk encontram-se no anexo F.

5. DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo evidenciaram que os indivíduos cegos submetidos à avaliação do equilíbrio funcional por meio da EEB a mostraram menor pontuação ($50,6 \pm 3,21$) pontos, que os indivíduos videntes (56 pontos), no entanto não houve diferença estatisticamente significativa ao comparar os indivíduos cegos e videntes ($p= 0,33$). A chance de sofrer quedas segundo a EEB para os indivíduos cegos foi de 24 a 72% enquanto para os indivíduos videntes estas seriam praticamente nulas.

Além da menor pontuação evidenciada na EEB pelos indivíduos cegos, estes quando questionados sobre a ocorrência de quedas no último ano (4 dos 9 indivíduos portadores de cegueira) relataram ter sofrido ao menos uma queda no último ano, enquanto que dos 14 indivíduos videntes apenas 2 relataram ter sofrido queda no último ano, o que nos remete a pensar que o equilíbrio funcional dos indivíduos cegos encontra-se diminuído quando comparado com o equilíbrio dos indivíduos videntes. No entanto não foi encontrada na literatura estudos que indicassem a incidência e a prevalência de quedas na população de cegos, principalmente na faixa etária de adultos jovens.

Esses resultados estão de acordo com os obtidos por Tavares et al.,(2009), que ao avaliarem 4 indivíduos cegos com média de idade de $31(\pm 8)$ anos e 4 indivíduos videntes com média de idade de $27(\pm 4)$ anos, por meio da EEB, obtiveram a média de 51 pontos para os indivíduos cegos e a média de 56 pontos para os indivíduos videntes.

Rodrigues (2006) avaliou o equilíbrio de 56 indivíduos deficientes visuais por meio da EEB e realizou uma comparação entre os indivíduos praticantes e não praticantes de atividade física, sendo estes divididos em dois grupos onde no primeiro 26 eram praticantes de atividade física regular semanal – todos do gênero masculino com idades entre 18 e 65 anos média de 40 anos e no segundo grupo 30 não praticantes de atividade física, sendo destes 16

do gênero feminino e 14 do gênero masculino entre 22 e 69 anos média de 33 anos. Os resultados evidenciados por este apontam que os indivíduos praticantes de atividade física regular apresentaram valores médios de equilíbrio significativamente maiores 49,56(\pm 1,65) pontos do que aqueles que não praticam atividade física 47,13(\pm 3,40) pontos. No entanto, estes resultados não podem ser comparados com o do presente estudo, pois o estudo supracitado não considerou a sexta tarefa: de pé com os olhos fechados, o que altera a pontuação da escala em questão. Vale ressaltar que o presente estudo não teve como objetivo analisar o nível de atividade física dos sujeitos estudados.

Já no estudo realizado por Ramsey, Blasch e Kita (2003), ao analisar o equilíbrio de 6 deficientes visuais com idade média de 69,7 (\pm 3,9) anos, por meio da EEB, foi evidenciada uma média de 51.17 pontos. No presente estudo a média se aproximou do resultado supracitado, alcançando um valor de 50,6 (\pm 3,21) pontos. Desta forma, entendemos que os resultados do nosso estudo, juntamente com os achados dos estudos supracitados, reforçam a hipótese que a deficiência visual seja ela completa ou parcial acarreta desequilíbrios durante as atividades funcionais.

Este fenômeno pode ser observado no estudo realizado por Lee e Scudds, (2003), ao comparar o equilíbrio de pessoas idosas com e sem déficit visual por meio da EEB. Foram avaliados 66 voluntários sendo 43 do gênero feminino e 23 do gênero masculino, estes foram divididos em três grupos, cada um contendo 22 sujeitos. O critério de seleção do grupo variou de acordo com o déficit visual de cada sujeito, ou seja, sem déficit visual, com déficit visual leve e moderado. Os resultados evidenciaram que os indivíduos sem déficit visual obtiveram uma pontuação de 50,73(\pm 3,41) pontos, os com déficit visual leve uma pontuação de 45,55(\pm 6,85) pontos e os que possuíam um déficit visual moderado 38,58 (\pm 8,31) pontos. O equilíbrio apresentado parece mais prejudicado quanto maior for o déficit visual, o que poderia resultar em quedas e ferimentos.

O presente estudo avaliou o equilíbrio funcional também por meio da EIEQ e obteve uma média de 25,7(\pm 8,66) pontos para os indivíduos cegos e 20,1(\pm 5,1) pontos para os indivíduos videntes. O resultado do presente estudo evidenciou menores escores em relação ao estudo realizado por que também avaliaram o equilíbrio por meio da escala internacional de eficácia de quedas, onde estes autores evidenciaram uma média de 86,00 (\pm 3,5pontos). Além disso, nossos resultados mostraram que os deficientes visuais apresentaram menor insegurança e medo de sofrer uma queda do que os sujeitos do estudo de (RAMSEY et al., 2003).

Já os resultados referentes à avaliação do equilíbrio quase-estático obtido pela plataforma de força na oscilação do centro de pressão do corpo mostraram que existe diferença significativa apenas no deslocamento do COP AP na situação de olhos abertos entre os sujeitos cegos e videntes ($\rho= 0,049$). No entanto o mesmo fenômeno não foi observado ao comparar o equilíbrio de indivíduos cegos e videntes no sentido médio lateral COP ML ($\rho= 0,137$).

Segundo Paulus, Straube e Bandt (1984), quando há uma diminuição da acuidade visual, existe crescente instabilidade postural de forma linear, sendo que a oscilação ântero-posterior se apresenta duas vezes mais proeminente quando comparada com a oscilação lateral.

De acordo com Barela (2000) a projeção da imagem na retina do observador implica em ações compensatórias do organismo com o intuito de minimizar e corrigir oscilações corporais, aspecto este que é dificultado quando há diminuição ou ausência da informação visual.

Corroborando com o presente estudo Friedrich et al., (2008), avaliaram o equilíbrio quase estático em uma plataforma de força IBS tanto na condição de olhos abertos bem como na condição de olhos fechados de 52 indivíduos deficientes visuais com média de idade de 37

(± 7) anos e de 52 indivíduos videntes com média de idade de 34 (± 12) anos. Os resultados destes também evidenciaram um maior deslocamento apenas no sentido ântero-posterior na condição de olhos abertos.

Oliveira e Barreto, (2005), avaliaram o equilíbrio estático por meio da plataforma de força AMTI modelo OR6, de 11 deficientes visuais com idade média de 27(± 5) anos e 11 indivíduos videntes com idade média de 25(± 2) anos. Os resultados destes evidenciaram que os indivíduos cegos apresentaram uma oscilação corporal no sentido látero-lateral maior e estatisticamente significativa ($p= 0,026$), em relação aos indivíduos videntes, enquanto que no sentido ântero-posterior não houve diferença significativa entre cegos e videntes ($p=0,887$), o que diverge do presente estudo.

Teixeira et al., (2007), avaliaram o equilíbrio por meio da plataforma de força AMTI modelo OR6 de 36 indivíduos jovens videntes com idade média de 21(± 2) anos nas condições de olhos abertos e olhos fechados e compararam o resultado destas para saber o quanto a informação visual altera o equilíbrio desses indivíduos. Estes concluíram que quando a informação visual foi retirada os indivíduos apresentaram diferenças significativas tanto na amplitude do deslocamento quanto no deslocamento médio do centro de força principalmente no sentido ântero-posterior.

Stones e Kozma (1987) correlacionaram o equilíbrio quase-estático e a idade em indivíduos cegos e videntes, sendo que os resultados encontrados indicaram que os indivíduos cegos apresentaram pobre controle postural.

A visão desempenha um papel importante, tanto para a manutenção do equilíbrio bem como na recuperação deste (BLASCH, WIENER e WELSH, 1997). As informações do sistema visual influenciam o tônus postural atuando para manter o equilíbrio e controle postural (SHUMWAY e WOOLLACOTT, 2003). O processo de recuperação do controle postural após uma lesão, no caso a perda da informação visual, inclui o desenvolvimento de

uma representação nova e exata da capacidade do corpo, referente ao controle postural (FRINGS, 2006), onde o corpo cria mecanismos adaptativos, através de alterações posturais para atingir o equilíbrio estável (AULISA et al., 1986).

As diferenças posturais mais significativas evidenciadas entre os indivíduos cegos e videntes mostraram a presença de anteriorização da cabeça (LD_AHC), protrusão de ombro (LE_AVC), bem como inclinação de tronco para trás (LE_AVT) e joelhos valgos (VA_AFMID). Para as demais variáveis angulares não foram evidenciadas diferenças significativas sugerindo assim compensações diferentes para cada sujeito. Importante comentar que os sujeitos deste estudo adquiriram sua deficiência muito precocemente, destes 6 (66,7%) possuem deficiência visual congênita e 3 deficiência visual adquirida, no entanto os três com deficiência visual adquirida perderam a visão na idade de desenvolvimento e estruturação postural (1 aos 7 anos de idade, 1 aos 15 e 1 aos 18 anos), sugerindo que as alterações posturais aqui presentes podem ter sido originadas na infância.

Blasch, Wiener e Welsh (1997), afirmam que crianças cegas adquirem desvios posturais que se permanecem até a vida adulta, pela incapacidade de aprender a postura adequada através da imitação visual como fazem as crianças videntes, sendo assim alterações posturais como a hiperlordose lombar, escoliose, cabeça baixa, anteriorização da cabeça, ombros rodados, anteversão pélvica, joelhos flexos ou em hiperextensão, cifose dorsal, tronco inclinado para trás e pés planos são igualmente encontradas em indivíduos adultos com deficiência visual.

Corroborando com o presente estudo Sanchez, et al., (2008), em seu estudo avaliaram a postura através da biofotogrametria computadorizada de 22 deficientes visuais congênitos e compararam com 22 indivíduos videntes, com idade entre 20 e 35 anos, esses em seus resultados reportaram que os indivíduos com deficiência visual congênita possuem

assimetrias posturais quando comparado ao grupo de videntes, principalmente com relação à protrusão de cabeça e simetria de joelhos.

As mesmas características posturais observadas no presente estudo foram evidenciadas por Rocha et al., (2008), que analisaram a postura de 10 deficientes visuais com faixa etária entre 20 e 35 anos. Estes evidenciaram que as principais alterações posturais encontradas na postura dos deficientes foram protrusão da cabeça, hiper-cifose torácica, ante-versão pélvica, hiper-lordose lombar. No entanto quando comparado a avaliação dos joelhos estes evidenciaram características de varo e recurvado, o que diverge do presente estudo.

De acordo com os resultados do estudo feito por Mascarenhas et al., (2009) ao avaliarem a postura de 22 indivíduos deficientes visuais, estes adotaram uma postura compensatória com o aumento da cifose torácica, cabeça anteriorizada, protrusão da cintura escapular e anteversão pélvica no intuito de alinhar e ajustar o seu centro de gravidade.

Sanchez et al., (2008), Fjellvang e Solow (1986), observaram a presença de flexão de cabeça associada à inclinação anterior do pescoço de indivíduos adultos deficientes visuais congênitos, reforçando a idéia de anteriorização de cabeça nesta população. Corroborando com os autores supracitados o presente estudo evidenciou diferença estatisticamente significativa ($\rho= 0,02$) na variável LD_AHC, o que confirma a presença da anteriorização da cabeça para a população de cegos pesquisados neste estudo (LD_AHC, $40,5 \pm 6,7^\circ$ para os indivíduos cegos e $47,5 \pm 5,1^\circ$ para os indivíduos videntes). De acordo com Chansirinukor, Wilson, Grimmer e Dansie (2001), quanto menor o valor deste ângulo, maior é a anteriorização da cabeça.

Estudos realizados para avaliar a postura de indivíduos jovens videntes também evidenciaram valores semelhantes ao do presente estudo para esta população referente à anteriorização da cabeça ($47,06 (\pm 4,77^\circ)$ e $47,7(\pm 4,5^\circ)$) (FERREIRA, 2005; ARIAS, et al., 2007).

Para Blasch, Wiener e Welsh (1997), os deficientes visuais adotam essa posição como uma postura protetora contra encontros inesperados no ambiente, ou seja, para evitar colisões com objetos. Os resultados expostos acima permitem afirmar que a remoção do estímulo visual tem efeito significativo sobre a posição da cabeça (SALEM e PRESTON, 2002), já que sua orientação se faz quando o indivíduo olha um ponto distante no mesmo plano horizontal á nível dos olhos (LUNDSTRÖM et al., 1995).

Apesar dos dados do presente estudo não terem evidenciado diferença estatisticamente significativa para o alinhamento horizontal da cabeça (VA_AHC; $p=0,06$), Gerente, Pascoal e Pereira (2008), reportam que os indivíduos cegos possuem maior inclinação e rotação da cabeça, este fato pode estar associado à localização espacial dos indivíduos cegos, pois estes para suprimir a ausência visual, utilizam estímulos sonoros para realizar a localização e referenciação espaciais, assumindo assim um padrão de inclinação e rotação da cabeça.

Os resultados também evidenciaram maior protrusão de ombros nos indivíduos cegos (LE_AVC = $21,7\pm 10,6^\circ$) quando comparados com os indivíduos videntes (LE_AVC = $8,7\pm 9,7^\circ$). Divergente do presente estudo Arias, et al., (2007), ao analisar a postura de indivíduos jovens videntes mostraram valores acima do encontrado no presente estudo (LE_AVC = $18,6\pm 7,6^\circ$) para esta população.

De acordo com Proun e Rosen (1989), os ombros arredondados e cabeça anteriorizada também podem resultar do esforço de uma criança deficiente visual para tentar “ver” o que está na frente dela, já que esses indivíduos não possuem a horizontalização do olhar (SHUMWAY e WOOLLACOTT, 2003). Além disso, os ombros arredondados muitas vezes acompanham a cifose dorsal, porque a cintura escapular e a espinha dorsal são mecanicamente relacionados (BLASCH, WIENER e WELSH, 1997).

Na variável alinhamento horizontal dos acrômios (VA_AHA), os dados do presente estudo não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p=0,21$) quando comparados

indivíduos cegos ($3,21 \pm 2,1^\circ$) e videntes ($2,1 \pm 1,3^\circ$). Valores semelhantes ao do presente estudo foram evidenciados por Ferreira (2005) em indivíduos videntes ($1,31 \pm 1,98^\circ$). Para Bricot (2004), o desequilíbrio da cintura escapular está relacionado com a preferência lateral, portanto indivíduos destros têm o ombro esquerdo mais elevado que o direito e os canhotos ao contrário. Na tentativa de explicar as causas para as assimetrias do ombro, Fornasari (1994), sugere que estas podem ocorrer em virtude de uma escoliose ou devido à hipertrofia muscular de determinados grupos musculares em relação a outros, de acordo com a atividade desenvolvida pelo indivíduo.

Os dados do presente estudo mostram que os indivíduos cegos possuem inclinação do tronco para trás maior ($LE_AVT = 7,2 \pm 2,9$) quando comparados com os indivíduos videntes ($LE_AVT = 3,5 \pm 2,2$) ($p=0,01$). A inclinação do tronco para trás pode ser um esforço do indivíduo cego para manter uma postura ereta com o mínimo de esforço muscular no intuito de manter o corpo equilibrado e alterar o seu centro de gravidade para trás, ou no intuito de proteger o corpo evitando assim colisões com objetos no ambiente (BLASCH, WIENER e WELSH, 1997).

Na variável ângulo do tornozelo (LE_AT), os dados do presente estudo mostraram que indivíduos cegos apresentam um menor ângulo ($83,0 \pm 2,3^\circ$) do que videntes ($86,7 \pm 2,9^\circ$). Valores semelhantes ao do presente estudo foram evidenciados por Ferreira (2005) e Arias, et al., (2007) em indivíduos videntes ($86,2 \pm 2,56$) ($86,7 \pm 2,9^\circ$).

A análise também revelou que os indivíduos cegos estudados apresentaram pés planos e hiperlordose lombar. Para Bricot (2004) o pé plano está intimamente ligado com o valgismo ao nível da articulação subtalar, este último encontrado na população de deficientes visuais segundo os resultados fornecidos pelo SAPO por meio dos ângulos do retopé direito e esquerdo. Scranton, Clark e McClosky, (1978), justificam a presença de pés planos em virtude do alargamento da base durante a marcha e pelas assimetrias posturais encontrado facilmente

em indivíduos com deficiência visual. A queda do arco plantar longitudinal medial acarreta também rotações mediais tibiais e femorais predispondo um valgismo do joelho bem como deslocamento das patelas (BRICOT, 2004).

No presente estudo os indivíduos cegos apresentaram maior valgismo ($\rho = 0,05$), ($VA_FAMID = 4,4 \pm 2,3^\circ$) quando comparado com os indivíduos videntes ($VA_FAMID = 2,3 \pm 2,1^\circ$). Segundo Prentice (2002), o valgismo potencializa a movimentação lateral da patela durante atividades dinâmicas como a marcha, portanto a medida do ângulo Q, mesmo sendo realizada na postura estática, fornece importantes informações a respeito da posição patelar em relação ao fêmur. Em nosso estudo a média dos ângulos Q (VA_AQD e VA_AQE) ultrapassou o valor pré-estabelecido pelo SAPO, com a média oscilando entre $21,7^\circ$ a $23,7^\circ$, reforçando os resultados da avaliação de valgismo de joelho, no entanto não houve diferença significativa ao comparar os indivíduos cegos e videntes. Estes resultados divergem dos encontrados por Lima, et al., (2008) que ao analisar o ângulo Q em deficientes visuais adultos pelo mesmo programa obteve o valor de 15° .

Como na posição ortostática qualquer desequilíbrio segmentar será compensado por um desequilíbrio inverso, quando o fêmur roda internamente a cabeça femoral colide posteriormente com o acetábulo acarretando uma flexão anterior da asa ilíaca, ou seja, uma anteversão pélvica associada à elevação da coluna sacral e acentuação da curva lordótica da coluna lombar inferior, denotando uma hiperlordose, geralmente associada a ptose abdominal encontrada freqüentemente nos deficientes visuais (BRICOT, 2004; SANTOS, 2001; BLASCH, WIENER e WELSH, 1997). No entanto no presente estudo não foi verificado diferença estatisticamente significativa para o alinhamento horizontal da pélvis dos indivíduos cegos ($11,9 \pm 6,9^\circ$) quando comparado com os indivíduos videntes ($11,9 \pm 4,0^\circ$). Valores semelhantes foram evidenciados em adultos jovens videntes ($LE_AHP = 10,3 \pm 5,6^\circ$) (ARIAS, et al., 2007).

Além das assimetrias posturais evidenciadas na análise pela biofotogrametria, também foram evidenciadas assimetrias através das imagens radiográficas, onde estas revelaram escoliose torácica, escoliose lombar com rotação de corpos vertebrais, aumento da cifose dorsal e lordose lombar, bácia da bacia. Pequeno desvio do eixo vertebral cervico-dorsal para a esquerda. Segundo Blasch, Wiener e Welsh (1997), a escoliose, é considerada comum em deficientes visuais.

A presença de atitude escoliótica em indivíduos com deficiência visual também foi observada por Catanzariti et al., (2001), ao analisarem a escoliose postural em 728 crianças videntes com idade média de 10 anos e 2 meses e 75 com deficiência visual com idade média de 11 anos e 7 meses. O resultado deste estudo mostrou que crianças com dificuldades visuais apresentam aumento nas assimetrias posturais, principalmente na curvatura escoliótica. Os autores concluíram que isso é o resultado de uma postura anormal de cabeça, onde o objetivo é melhorar o ângulo da visão.

Aulisa et al., (1986), analisaram os desvios axiais da coluna vertebral através de exames clínicos e radiográficos de 46 crianças cegas, sendo 39 cegas congênicas e 7 adquiridas. Os resultados destes autores evidenciaram que 59% dos cegos congênicos apresentam desvios estruturais na coluna vertebral. Eles sugerem que o desenvolvimento dessas pequenas e múltiplas curvas em pessoas cegas congênicas é simplesmente a resposta de um mecanismo congenitamente privados de desenvolvimento corporal para atingir o equilíbrio estável da coluna vertebral.

Mesmo sendo uma pesquisa de amostra limitada, pode-se observar que as características posturais dos indivíduos cegos pesquisados se mantiveram quando comparados com outros estudos sobre o mesmo assunto, sugerindo que essa população poderia apresentar uma postura padrão caracterizada por protrusão de ombro, inclinação posterior de tronco, joelhos valgus e principalmente pela anteriorização da cabeça, que foi amplamente

evidenciada em outros estudos (MASCARENHAS et al., 2009, SANCHEZ, et al., 2008, ROCHA et al., 2008, BLASCH, WIENER e WELSH 1997, FJELLVANG e SOLOW, 1986), sugerindo assim que os cegos possuem alterações posturais evidentes quanto ao posicionamento da cabeça.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

No presente estudo a avaliação do equilíbrio funcional mostrou que os indivíduos cegos apresentam maior déficit em relação aos indivíduos videntes. Nossos resultados explicitaram que todos os indivíduos conseguiram executar a tarefa proposta, com variação de desempenho, ficando na margem de 47 a 53 pontos o que aumenta o risco de quedas de 24 a 72%, sendo que as tarefas as quais os indivíduos apresentaram maior dificuldade e conseqüentemente menor pontuação foram às que exigiam dos participantes uma diminuição da sua base de sustentação, tais como as tarefas 11, 13 e 14

Desta forma os dados sugerem que as atividades da EEB com menor pontuação nos cegos, poderiam ser utilizadas como uma forma de avaliação e classificação do equilíbrio destes sujeitos, especialmente em estudos que preconizam o treino do equilíbrio com diminuição da base de sustentação.

Além disso, os resultados mostraram que os indivíduos cegos possuem maior medo de sofrer quedas. Propõe-se que sejam realizados estudos a fim de determinar a incidência e ocorrência de quedas na população de pessoas portadoras de deficiência visual bem como as conseqüências provenientes da queda.

Já os resultados referentes à avaliação do equilíbrio quase-estático os cegos mostraram maior oscilação do COP AP na situação de olhos abertos. Este fato pode ser desencadeado pelas estratégias corporais adotadas por essa população devido à ausência visual a fim de manter o equilíbrio corporal.

Pode-se observar que as características posturais dos indivíduos cegos pesquisados se mantiveram quando comparados com outros estudos sobre o mesmo assunto, sugerindo que

essa população poderia apresentar uma postura padrão caracterizada por protrusão de ombro, inclinação posterior de tronco, joelhos valgos e principalmente pela anteriorização da cabeça, sugerindo assim que os cegos possuem alterações posturais evidentes quanto ao posicionamento da cabeça.

Sugerem-se, ainda, que sejam realizados estudos relacionados ao equilíbrio funcional e quase estático com indivíduos cegos jovens, juntamente com as alterações posturais presentes nestes uma vez que, verificou-se uma carência na literatura relacionada ao tema em questão. Adicionalmente sugere-se que seja desenvolvida uma adaptação das escalas de Equilíbrio de Berg e Internacional de Eficácia de Quedas, visto que não são específicas para cegos.

REFERÊNCIAS

- AMAYA, J.M.M.; DE CABRERA, B.C. Postura em ninhos videntes e invidentes congênitos. **Acta Pediatr**, v.12, n.3, p. 136-147, 1991.
- ARIAS, K. C.; READI, N. G.; VIEIRA, T. M. M.; OLIVEIRA, L. F. Análise comparativa de alinhamentos posturais entre mulheres jovens e idosas. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007, São Pedro- SP. Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007. p. 1020 - 1024. Disponível em: www2.rc.unesp.br/eventos/...fisica/.../146-1-A-posturacbbfinal.pdf
- AULISA, L.; BERTOLINI, C.; PIANTELLI, S., PIAZZINI, D.B. Axial deviations of the spine in blind children. **Ital J Orthop Traumatol**. Vol. 12, Nº 1, p. 85-92, 1986.
- BALASUBRAMANIAM, R.; WING, A. The dynamics of standing balance. **Trends Cognitive Sci**, v.6, n. 12, p. 531-536, 2002.
- BARBOSA, A.M.F. **A educação especial para portadores de necessidades visuais: a difícil tarefa da inclusão**. Pós-graduação “latu sensu” da Universidade Candido Mendes. Rio de Janeiro, 2004. Disponível em: <http://www.vezdomestre.edu.br/monopdf/6/ANDREA%20MASSAD%20FONSECA%20BARBOSA.pdf> > Acesso em: 06 de abril de 2009.
- BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção – ação no controle postural. **Rev. Paul. Educ. Fís**. v. 3, p. 79 -88, 2000.
- BLASCH, B.B.; WIENER, W.R.; WELSH, R.L. Foundations of orientation and mobility. New York: AFB Press; 1997. Para avaliação: http://books.google.com.br/books?id=zMxncsODHNIC&pg=PA186&lpg=PA186&dq=SHOULDER+%2B+BLIND&source=bl&ots=sj5uu986ob&sig=DgOXMokhVpbzBQIKwzWM4opB0dQ&hl=ptBR&ei=PWdWSs6NN5K0tgei0eiTBg&sa=X&oi=book_result&ct=result&resnum=7 > Acesso em 09 de julho de 2009.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.
- BOSCO, A. et al. Retinopatia diabética. **Arquivo Brasileiro de Endocrinologia Metabólica**. v. 49, n.2, p. 217-227, abr. 2005.
- BRAZ, R. G.; GOES, F. P. D. C.; CARVALHO, G. A. Confiabilidade E Validade De Medidas Angulares Por Meio Do Software Para Avaliação Postural. **Fisioter. Mov**. v. 21, n. 3, p.117-126, jul/set;2008.
- BRICOT, B. **Posturologia**. 3. ed. São Paulo: Ícone, 2004.
- BRITO P.R.; VEITZMAN, S. Causas da cegueira e baixa visão em crianças. **Arquivo Brasileiro Oftalmologia**, v.63, n.1, p. 49-53, fev. 2000.

CAMARGOS, F. F. O. **Adaptação Transcultural e Avaliação Das Propriedades Psicométricas da *Falls Efficacy Scale – International*: Um Instrumento Para Avaliar Medo De Cair Em Idosos**. Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação. Minas Gerais, 2007.

CAMPELO, T. S.; BANKOFF, A. D. P.; SCHMIDT, A.; CIOL, P.; ZAMAI, C.A. Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. **Revista movimento e percepção**. v.6, n.9, p. 55- 70, 2006.

CATANZARITI, J.F.; SALOMEZ, E.; BRUANDET, J.M.; THEVENON, A. Visual deficiency and scoliosis. **Spine**. v. 26, n.1, p.48-52, 2001.

CHANSIRINUKOR, W.; WILSON, D.; GRIMMER, K.; DANSIE, B. Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. **Australian Journal of Physiotherapy**. v.47, p. 110-116, 2001.

CLARK-CARTER, D. D.; HEYES, A. D.; & HOWARTH, C. I. Efficiency and walking speed of visually impaired people. **Ergonomics**. v. 29, p.779-789, 1986b.

COHEN, Helen Sue. **Neurociência para fisioterapeutas: incluindo correlações clínicas**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2001. 494 p.

CURRENT RESEARCH PROJECTS. **Biomechanical characterization of the importance of visual stimuli in the mechanical control of bipedal gait**, 2009. Disponível em: <[http://www.researchportal.be/en/project/biomechanical-characterisation-of-the-importance-of-visual-stimuli-in-the-instantaneous-and-development-related-mechanical-control-of-bipedal-gait-in-humans--\(UA_21107\)/](http://www.researchportal.be/en/project/biomechanical-characterisation-of-the-importance-of-visual-stimuli-in-the-instantaneous-and-development-related-mechanical-control-of-bipedal-gait-in-humans--(UA_21107)/)> Acesso em: 24 de abril de 2009.

DIAS, J. A. Características da força de preensão manual em judocas: efeitos da postura e da dominância, implicações sobre o equilíbrio e simulação da técnica *morote –seio-nage*. Florianópolis. 2009. 132f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

DOMHOLDT, E. **Physical Therapy research: principles and applications**. 2nd Ed. Philadelphia. W.B. Saunders Co, 2000.

DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZATSIORSKY, V. Stabilographic analysis of unconstrained standing. **Ergonomics**. v. 43, n. 11, p. 1824 – 1839, 2000.

DUARTE, M.; RAMOS, B.M.B. **Influência de um programa de Atividade Física no Controle do Equilíbrio de Idosos**. Monografia de Conclusão de Curso de Educação Física: São Paulo, 2003.

FERREIRA, E. A. G. Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. [Tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2005.

FJELLVANG, H. SOLOW, B. Craniocervical postural relations and craniofacial morphology in 30 blind subjects. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**,

Estados Unidos, v. 90, n. 4, p. 327-34, 1986. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3464194>. Acesso em: 10 set. 09.

FORNASARI, C.A. Repensando a clássica avaliação postural. **Revista Fisioterapia em Movimento**, São Carlos, v. 6, n. 2, p. 40-53, 1994.

FRIEDRICH, M.; JUERGEN, H.; GREIN, J.; WICHER, C.; SCHUETZE, J.; MUELLER, A.; LAUENROTH, A.; HOTTENROTT, K.; SCHWESIG, R. Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. **Exp. Brain Res.** v. 186, p. 305-314, 2008.

FRINGS, A.C.H. Estudo da simetria corporal em pacientes portadores de deficiência visual congênita e baixa visão: um estudo de caso comparativo [Internet]. Cascavel: Faculdade Assis Gurgacz, 2006 [citado 2009 Out 4]. Disponível em: < http://www.fag.edu.br/tcc/2006/Fisioterapia/estudo_da_simetria_corporal_em_pacientes_portadores_de_deficiencia_visual_congenita_e_baixa_visao_um_estudo_de_caso_comparativo.pdf >.

GERENTE, J.G. S.; PASCOAL, A.G.; PEREIRA, M.L.M. Localização espacial de estímulos sonoros em indivíduos cegos congênitos: estudo comparativo da posição tridimensional da cabeça em adultos cegos congênitos e indivíduos videntes. **Rev. Bras. Ed. Esp.** v.14, n. 1, p. 111-120, 2008.

GILBERT, C.; FOSTER, A. Childhood blindness in the context of vision 2020 – the right to sight. **Bulletin of the World Health Organization**, v.79, n. 3, p. 227-232, 2001.

HALLEMANS, A; AERTS, P. **In a know context, visual deprivation does alter gait.** International Society of Postural and Gait Research Meeting, 2007 . Disponível em: < <http://webh01.ua.ac.be/funmorph/ann/ISPGRposter2007.pdf> >. Acesso em 24 de abril de 2009.

INSTITUTO BENJAMIN CONSTANT (IBC). **Definindo cegueira e visão subnormal**, [entre 2000 e 2009]. Disponível em < <http://www.ibc.gov.br/?itemid=94#more>>. Acesso em: 20 de março de 2009.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Censo demográfico 2000.** Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/27062003censo.shtm> Acesso em: 21 março, 2008.

KANDEL, E.R. SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Fundamentos da neurociência e do comportamento.** Rio de Janeiro: Prentice - Hall do Brasil, 1997.

KNUDSON, D. V.; MORRISON, C. S. **Análise qualitativa do movimento humano.** São Paulo: Manole, 2001.

JEKA, J.J.; EASTON, R.D.; BENTZEN, B.L.; LACKNER, J.R. Haptic cues for orientation and postural control in sighted and blind individuals. **Percept Psychophys.** v. 58. p. 409–423, 1996.

JOHNSON, J. T.; JOHNSON, B. E.; BLASCH, B.; De l'AUNE, W. Gait and long-cane kinematics: A comparison of sighted and visually impaired subjects. **Journal of Orthopaedic Sports and Physical Therapy**. v. 27, p. 162-166, 1998.

JUODZBALIENÉ, V; MUCKUS, K. The Influence of the degree of visual impairment on psychomotor reaction and equilibrium maintenance of adolescents. **Medicina (Kaunas)**. v. 42, n. 1, p. 49-56, 2006.

LADEIRA, F.; QUEIRÓS, S. **Comprender a baixa visão**. Ministério da Educação, 2002. Disponível em <http://www.dgide.min-edu.pt/fichdown/ensinoespecial/comprender_baixa_visao.pdf>. Acesso em: 10 de abril de 2009.

LEE, H. K. M.; SCUDDS J. R. Comparison of balance in older people with and without visual impairment. **Age and Ageing**. v. 32, p. 643-649, 2003.

LIANZA, Sergio. **Medicina de reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. 452 p.

LIMA, R.A.; PASSERINI, D.K.; MELLO, D.G.B.; MARTINS, R.B.; MAGALHÃES, A.T.; MEDEIROS, V.N. Avaliação postural em um grupo de deficientes visuais freqüentadores de um lar escola no município de Bauru-SP. 3º Jornada de Ciências da Saúde: São Paulo; 2008. Para avaliação: < <http://www.fibbauru.br/files/Regiane%20de%20Araújo%20Lima.pdf> >. Acesso em: 7 de julho de 2009.

LUNDSTRÖM, A.; LUNDSTRÖM, F.; LEBRET, L. M. L.; MOORREES, C. F. A. Natural head position and head orientation: basic considerations in cephalometric analysis and research. **The European Journal of Orthodontics**. v.17, n.2, p. 111-120, 1995. DISPONÍVEL EM <http://ejo.oxfordjournals.org/cgi/reprint/17/2/111.pdf>

MACEWEN, C.J.; BAINES, P.S.; DESAI, P. Eye injuries in children: the current picture. **Br J Ophthalmol**, v. 83, p. 933-936, 1999.

MAEDA, A.; NAKAMURO, K.; OTOMO, A.; HIGUCHI, S.; MOTOHASHI, Y. Body support effect on standing balance in the visually impaired elderly. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, p. 994-997, 1998.

MAGILL, R. A. **Aprendizagem motora – conceitos e aplicações**. 5. ed. São Paulo: Edgar Blucher, 1998.

MASCARENHAS, C. H. M.; SAMPAIO, L. S.; REIS, L. A.; OLIVEIRA, T. S. Alterações posturais em deficientes visuais no município de Jequié/ BA. **Revista Espaço para a Saúde**. v. 11, n.1, p. 1-7, 2009.

MOFFAT, M.; VICKERY, S. **Manual de manutenção e reeducação postural**. Porto Alegre: Artmed, 2002.

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO (MEC). Programa de capacitação dos recursos humanos do ensino fundamental: Deficiência visual. v.1. Brasília: Ministério da Educação, Secretaria de Educação Especial, 2001.

MIYAMOTO, S.T.; LOMBARDI, Jr. I.; BERG, K.O.; RAMOS, L.R.; NATOUR, J. Brazilian version of the Berg balance scale. **Braz J Med Biol Res.** v. 37, n. 9, p. 1411-21, 2004.

MOSQUERA, C. **Educação física para deficientes visuais.** Rio de Janeiro: Sprint, 2000.

NAKATA, H.; YABE, K. Automatic postural response system in individual with congenital total blindness. **Gait & Posture.** v. 21, p. 36 – 43, 2001.

NAVARRO, A.S.; FUKUJIMA, M.M.; FONTES, S. V.; MATAS, S. L. de A.; PRADO, G.F. do. Coordenação motora e equilíbrio não são totalmente desenvolvidos em crianças cegas com 7 anos de idade. **Arq Neuropsiquiatria.** v. 62, n.3-A, p.654-657, 2004.

NIRMALAN, P. K.; JOHN, R. K.; GOTHWAL, V. K.; BASKARAN, S., VIJAYALAKSHMI, P.; RAHMATHULLAH, L. The Impact of Visual Impairment on Functional Vision of Children in Rural South India: The Kariapatti Pediatric Eye Evaluation Project. **IOVS.** v. 45, n. 10, p. 3342 – 3345, Oct. 2004.

OLIVEIRA, D. N.; BARRETO, R. R. Avaliação do equilíbrio em deficientes visuais adquiridos. **Rev. Neurociências.** v. 13, p. 122 – 127, 2005.

OLIVEIRA, J. **Avaliação Biomecânica do equilíbrio em indivíduos portadores de osteoartrose do joelho e sua relação com torque muscular, comprometimento articular, dor e incapacidade funcional.** Dissertação apresentada à Universidade do Estado de Santa Catarina como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do movimento Humano. Florianópolis, 2007.

OLIVEIRA, N.G. Dicionário Médico Ilustrado DORLAND. 28. ed. São Paulo: Manole, 1999.

PAULUS, W. M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain.** v. 107, p. 1143- 1163, 1984.

PETERKA, R.J.; LOUGHLIN, P.J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. **J. Neurophysiol.** v. 91, p. 410–23, 2004.

POGRUND, R. L.; ROSEN, S. J. The preschool blind child can be a cane user. **Journal of Visual Impairment & Blindness.** v. 83, p. 431-439, 1989.

POLLOCK, M.L.; WILMORE, J.H. **Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para prevenção e reabilitação.** 2. ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1993.

PRENTICE, W.E. **Técnicas de reabilitação em medicina esportiva.** São Paulo: Manole; 2002.

RAMSEY, V.K.; BLASCH, B.B.; KITA, A. Effects of mobility training on gait and balance. **Journal of Visual Impairment & Blindness.** p. 720-726, Nov. 2003.

RAY, C.T.; HORVAT, M.; CROCE, R.; MASON, R. C.; WOLF, S. L. The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. **Gait & Posture**, v. 28, p. 58-61, 2008.

RESNIKOFF, S.; PARAJASEGARAM, R. Blindness prevention programmes: past, present and future. **Bull World Health Organ**. v. 79, p. 222–6, 2001.

ROCHA, M. C. N. R. ; NOGUEIRA, V.C. ; MARTINS, M. ; PACHECO, M.T.T. ; CARVALHO, R.A. . Análise das Alterações Posturais Encontradas em Portadores de Deficiência Visual. In: Encontro Latino Americano de Iniciação Científica, 2008, São José dos Campos - SP. Encontro Latino Americano de Iniciação Científica, 2008.

RODRIGUES, C. A. **Avaliação Postural em Adolescentes com Síndrome de Down: Análise pela Biofotogrametria**. Dissertação apresentada à Universidade Presbiteriana Mackenzie como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Distúrbios do Desenvolvimento. São Paulo, 2008.

RODRIGUES, N. A. P. Equilíbrio em indivíduos com deficiência visual: estudo comparativo em praticantes e não praticantes de actividade física regular. Monografia apresentada no âmbito da disciplina Seminário do 5º ano da licenciatura em Desporto e Educação Física, na área de reeducação e reabilitação na Faculdade de Desporto. Universidade do Porto. Porto 2006.

SALEN, O. H.; PRESTON, Head posture and deprivation of visual system. **American Orthoptic Journal**. v. 52, p. 95 – 103, 2002.

SANCHEZ, H. M.; BARRETO, R. R.; BARAÚNA, M. A.; CANTO, R. S. T.; MORAIS, E. G. Avaliação Postural de Indivíduos Portadores de Deficiência Visual Através da Biofotogrametria Computadorizada. **Fisioter. Mov**. v. 21, n. 2, p.11-20, abr/jun. 2008.

SANTOS, A. **Diagnóstico clínico postural: um guia prático**. São Paulo: Summus; 2001.

Sapo [internet]. São Paulo: Portal do projeto software para avaliação postural. Para avaliação: <http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal>. Acesso em: 24 de julho de 2009.

SCRANTON, P.E., CLARK, M.W., MCCLOSKEY, S.J. Musculoskeletal problems in blind children. **Journal of Bone Joint Surgery**, vol. 60, p. 363-5. Disponível em: <http://www.ejbs.org/cgi/reprint/60/3/363.pdf>. Acesso em: 15 jul. 09.

SIMPRINI, R.; BRACCIALLI, L. P. Influência do sistema sensorio-motor na manutenção da postura estática em indivíduos cegos. **Rev Neuropsiq da Inf e Adol**. v.6, n.1, p. 26-38, 1998.

SLEEUWENHOEK, H. C.; BOTER, R. D.; VERMEER, A. Perceptual motor performance and the social development of visually impaired children. **Journal of Visual Impairment & Blindness**. v. 89, p. 359-367, 1995.

SHUMWAY, C. A; WOOLLACOTT, M H. **Controle Motor: Teoria e aplicações práticas**. 2. ed. São Paulo: Manole; 2003.

STONES, M.J.; KOZMA, A. Balance and age in sighted and blind. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 68, p. 85-89, 1987.

TAVARES, G.M.S.; CUNHA, M.J.; SANTOS, C.M.; NUNES, P.M.; SANTO, C.C.E.; SPERÂNDIO, F.F.; SANTOS, G. M. Equilíbrio em Deficientes Visuais. **Ter Man.** v.7, n.34, p.427-431. 2009.

TEIXEIRA, L. A. **Controle motor.** Barueri: Manole, 2006.

TEIXEIRA, C.L.; LOPES, L.F.D.; MOTA, C.B.; ROSSI, A.G. Influencia da informação visual na amplitude e no deslocamento do centro de força durante o equilíbrio estático. *Revista digital –Buenos Aires.* v. 12, n. 112, p. 1-8, setembro. 2007.

THYLEFORS, B. Epidemiological patterns of ocular trauma. **Australian and New Journal of Ophthalmology,** v. 20, n. 2, p.95-97, may. 1992.

THYLEFORS, B. et al. Global data on blindness. **Bull World Health Organ.** v.73, n.1, p. 115-21, 1995.

VIEL, E. **A Marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções.** São Paulo: Manole, 2001.

WINTER, D.A; **A.B.C. Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking.** Waterloo, Ont: Waterloo Biomechanics. 1995.

ANEXOS

ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA**UDESC**

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS

Florianópolis, 15 de maio de 2008

Nº. de Referência 19/2008

à Pesquisador **Prof. Gilmar Moraes**

Prezados Senhores,

Analizamos o projeto de pesquisa intitulado **“Análise do equilíbrio em deficientes visuais antes e após a reeducação postural global”** enviado previamente por V. S.^a. Desta forma, vimos por meio desta, comunicar que o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos tem como resultado à **Aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaria de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverão ser informadas imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

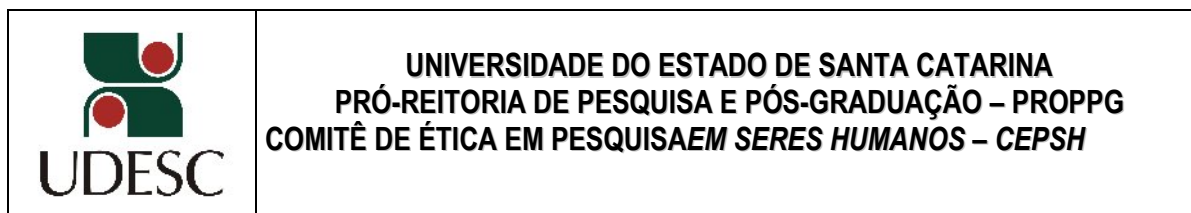
Atenciosamente,


Prof. Dr. Rodney da Silva

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos – UDESC

Av. Madre Bernyente, 2007 – Itacorubi – Florianópolis – SC
88032-001 – Telefone/fax (48) 3321 8170

ANEXO B- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



Nome do projeto: “Análise do Equilíbrio e Postura em Deficientes Visuais”

Responsáveis:

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos – Orientador e Coordenador do Projeto.

Eu, _____, RG N.º _____, residente à _____ n.º _____, bairro _____, na cidade de _____, estado _____, declaro ser conhecedor das condições sob as quais me submeterei no experimento acima citado, detalhado a seguir:

a) A avaliação física e do equilíbrio, na plataforma de força, e a um teste funcional chamado “Escala de Equilíbrio de Berg” (envolve uma avaliação de atividades da vida diária, no intuito de avaliar o equilíbrio e o desempenho em cada uma delas) e a uma análise de senso de posição articular (propriocepção).

b) Minha identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação da minha parte por escrito, autorizando tal procedimento.

c) Não receberei qualquer forma de remuneração pela minha participação no experimento, e os resultados obtidos a partir dele serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de quaisquer forma, a critério dos mesmos.

d) O risco ao qual me exponho no presente experimento poderá ou não provocar uma possível dor muscular proveniente do esforço físico realizado. No caso de uma possível

lesão muscular de maior magnitude (pouco provável); terei o atendimento imediato realizado no local pelos examinadores.

e) Poderei ser submetido a uma nova avaliação física e do equilíbrio, tanto na plataforma de forma LABIN, quanto na escala de equilíbrio de Berg.

f) Serei submetido a dois exames radiográficos, sendo um na incidência em perfil e outro na incidência ântero-posterior, a fim de detectar as alterações posturais provenientes da coluna vertebral.

g) A minha recusa em participar do procedimento não me trará qualquer prejuízo, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento.

Consentimento pós- esclarecido

Declaro que após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, concordo em participar da pesquisa.

Florianópolis, _____ de _____ de _____.

Assinatura do Voluntário (a)

Responsáveis

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos

Orientador e Coordenador do Projeto

Graziela Morgana Silva Tavares

Mestranda – CEFID – UDESC

tel.: (48) 3321-8670.

ANEXO C – TERMO DE CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES

Eu _____ permito que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha fotografia, filmagem ou gravação de minha pessoa para fins de pesquisa, científico, médico e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à minha pessoa possam ser publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, a minha pessoa não deve ser identificada por nome em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

As fotografias, vídeos e gravações ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e, sob a guarda dos mesmos.

Nome do paciente/indivíduo: _____

Assinatura: _____

Nome dos pais ou responsável: _____

Assinatura: _____

Se o indivíduo é menor de 18 anos de idade, ou é incapaz, por qualquer razão de assinar, o Consentimento deve ser obtido e assinado por um dos pais ou representante legal.

Equipe de pesquisadores:

Nomes: Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos

Orientador e Coordenador do Projeto

Graziela Morgana Silva Tavares

Mestranda – CEFID - UDESC

Data e Local onde será realizado o projeto: _____

ANEXO D- VERSÃO BRASILEIRA DA ESCALA DEEQUILÍBRIO DE BERG

Nome: _____ Data de nascimento _____

Local: _____ Data _____

Avaliador: _____

Descrição do item ESCORE (0-4)

1. Posição sentada para posição em pé _____
 2. Permanecer na posição em pé sem apoio _____
 3. Permanecer sentado sem apoio _____
 4. Posição em pé para a posição sentada _____
 5. Transferências _____
 6. Permanecer em pé com os olhos fechados _____
 7. Permanecer em pé com os pés juntos _____
 8. Alcançar a frente com os braços estendidos _____
 9. Pegar um objeto no chão _____
 10. Virar-se para olhar para trás _____
 11. Girar 360° _____
 12. Posicionar os pés alternadamente no degrau _____
 13. Permanecer em pé com um pé a frente _____
 14. Permanecer em pé sobre um pé _____
- Total** _____

Instruções gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria da resposta mais baixa, que se aplica a cada item.

Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico.

Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber a ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente.

Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.

1. Posição sentada para a posição em pé

Instruções; Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- () 4 Capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente.
- () 3 Capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos.
- () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos depois de diversas tentativas.
- () 1 Necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se.
- () 0 Necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se.

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- () 4 Capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos.
- () 3 Capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão.
- () 2 Capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio.
- () 1 Necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio.
- () 0 Incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio.

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio dê o número total de pontos para o item.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho.

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- () 4 Capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- () 3 Capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão.
- () 2 Capaz de permanecer sentado por 30 segundos.
- () 1 Capaz de permanecer sentado por 10 segundos.
- () 0 Incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos.

4. Posição em pé para a posição sentada.

Instruções: Por favor, sente-se.

- () 4 Senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- () 3 Controla a descida utilizando as mãos
- () 2 Utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida

- () 1 Senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- () 0 Necessita de ajuda para sentar-se.

5. Transferências.

Instruções: arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- () 4 Capaz de transferir-se com segurança com o uso mínimo das mãos.
- () 3 Capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos.
- () 2 Capaz de transferir-se seguindo as orientações verbais e/ou supervisão.
- () 1 Necessita de uma pessoa para ajudar .
- () 0 Necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança.

6. Permanecer em pé sem apoio e com os olhos fechados

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- () 4 Capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança.
- () 3 Capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão.
- () 2 Capaz de permanecer em pé por 3 segundos.
- () 1 Incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas se mantém em pé.
- () 0 Necessita de ajuda para não cair.

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos.

Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- () 4 Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança.
- () 3 Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão.
- () 2 Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos.
- () 1 Necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos.
- () 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos.

8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé.

Instruções: Levante o braço à 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distancia que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar a rotação do tronco).

- () 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança.
- () 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança.
- () 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança.
- () 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão.
- () 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo.

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé.

Instruções: Pegue o sapato/ chinelo que está na frente de seus pés.

- () 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- () 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão.
- () 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2,5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente.
- () 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando.
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair.

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé.

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.

(O examinador poderá pegar um objeto e posiciona-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)

- () 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição de peso.
- () 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso.
- () 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio.
- () 1 necessita de supervisão para virar.
- () 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair.

11. Girar 360 graus.

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- () 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos.
- () 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos.
- () 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente.
- () 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais.
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira.

12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio.

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- () 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos.
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais de 20 segundos.
- () 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda.
- () 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda.
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair.

13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente.

Instruções: (demonstre para o paciente) coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- () 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos.
- () 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- () 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

- () 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
- () 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5 – 10 segundos

- () 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer mais que 3 segundos.
 - () 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente.
 - () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair.
- () Escore total (máximo = 56).

ANEXO E – ESCALA INTERNACIONAL DE EFICÁCIA DE QUEDAS

Para cada uma das atividades a seguir, por favor, marque a alternativa que mais se aproxima da sua própria opinião para mostrar o quanto você está preocupado com a possibilidade de uma queda se você realizasse essa atividade. Por favor, responda considerando como você comumente faz essa atividade. Se você comumente não faz a atividades (ex: alguém faz as compras para você), por favor, responda como você acha que estaria preocupado em cair se fizesse a atividade.

Nome: _____ data de nascimento ___/___/___

Data avaliação ___/___/___ Telefone: _____ Altura: _____

Massa _____ Avaliador: _____

	Atividades	Não estou preocupado	Um pouco preocupado	Moderadamente preocupado	Muito preocupado
1	Limpar a casa (esfregar, varrer, aspirar)	1	2	3	4
2	Vestir-se ou despir-se	1	2	3	4
3	Prepara refeições	1	2	3	4
4	Tomar banho (banheira ou chuveiro)	1	2	3	4
5	Ir às compras	1	2	3	4
6	Sentar-se ou levantar-se da cadeira	1	2	3	4
7	Subir ou descer escadas	1	2	3	4
8	Andar pela vizinhança	1	2	3	4
9	Alcançar algum objeto acima da sua cabeça ou no chão	1	2	3	4
10	Atender ao telefone antes que pare de tocar	1	2	3	4
11	Andar em superfícies escorregadias (molhadas ou enceradas)	1	2	3	4
12	Visitar um amigo ou parente	1	2	3	4
13	Andar em um local onde haja multidão	1	2	3	4
14	Andar em superfícies irregulares (chão com pedras, piso mal conservado ou sem asfalto)	1	2	3	4
15	Subir ou descer uma rampa	1	2	3	4
16	Sair para eventos sociais (atividades religiosas, encontros familiares, reunião do clube).	1	2	3	4

ANEXO F – RESULTADO TESTE ESTATÍSTICO DE SHAPIRO - WILK

Tests of Normality(b,c,d)

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
massa_v	,170	9	,200(*)	,975	9	,935
massa_c	,214	9	,200(*)	,941	9	,591
idade_V	,201	9	,200(*)	,920	9	,393
idade_c	,150	9	,200(*)	,937	9	,547
altura_v	,188	9	,200(*)	,952	9	,708
altura_c	,168	9	,200(*)	,947	9	,658
berg_c	,222	9	,200(*)	,876	9	,142
escala_efeicacia_de_qu edas_V	,386	9	,000	,659	9	,000
escala_de_efeicacia_de _quedas_cegos	,261	9	,079	,869	9	,121
VA_AHC_v	,170	9	,200(*)	,946	9	,642
VA_AHC_C	,181	9	,200(*)	,905	9	,280
VA_AHA_V	,179	9	,200(*)	,945	9	,638
VA_AHA_C	,148	9	,200(*)	,928	9	,461
VA_AHEIAS_V	,283	9	,036	,846	9	,067
VA_AHEIAS_C	,172	9	,200(*)	,960	9	,797
VA_AAEIAS_v	,197	9	,200(*)	,946	9	,642
VA_AAEIAS_C	,167	9	,200(*)	,962	9	,816
VA_AFMID_V	,239	9	,146	,906	9	,287
VA_AFMID_C	,239	9	,146	,945	9	,638
VA_AFMIE_V	,299	9	,020	,857	9	,089
VA_AFMIE_C	,302	9	,018	,793	9	,017
VA_DCMDI_V	,261	9	,078	,871	9	,125
VA_DCMDI_C	,167	9	,200(*)	,969	9	,884
VA_AHTT_v	,239	9	,148	,868	9	,116
VA_AHTT_C	,245	9	,127	,874	9	,135
VA_AQD_V	,171	9	,200(*)	,960	9	,801
VA_AQD_C	,139	9	,200(*)	,948	9	,663
VA_AQE_v	,369	9	,001	,636	9	,000
VA_AQE_C	,129	9	,200(*)	,987	9	,990
VP_AHET3_v	,123	9	,200(*)	,973	9	,922
VP_AHET3_C	,156	9	,200(*)	,953	9	,721
VP_APRD_V	,139	9	,200(*)	,966	9	,859
VP_APRD_C	,140	9	,200(*)	,979	9	,957
VP_APRE_V	,260	9	,081	,920	9	,390
VP_APRE_C	,190	9	,200(*)	,912	9	,329

LD_AHC_V	,191	9	,200(*)	,943	9	,616
LD_AHC_C	,272	9	,054	,828	9	,042
LD_AVC_V	,148	9	,200(*)	,987	9	,990
LD_AVC_C	,209	9	,200(*)	,869	9	,120
LD_AVT_V	,229	9	,192	,933	9	,506
LD_AVT_C	,334	9	,004	,754	9	,006
LD_AQ_V	,189	9	,200(*)	,922	9	,410
LD_AQ_C	,202	9	,200(*)	,890	9	,198
LD_AVCO_V	,161	9	,200(*)	,888	9	,189
LD_AVCO_C	,163	9	,200(*)	,959	9	,783
LD_AHP_V	,243	9	,134	,850	9	,075
LD_AHP_C	,111	9	,200(*)	,956	9	,758
LD_AJ_V	,173	9	,200(*)	,931	9	,492
LD_AJ_C	,231	9	,181	,906	9	,290
LD_AT_V	,232	9	,176	,904	9	,275
LD_AT_C	,165	9	,200(*)	,925	9	,438
LE_AHC_v	,186	9	,200(*)	,954	9	,736
LE_AHC_c	,211	9	,200(*)	,895	9	,225
LE_AVC_v	,225	9	,200(*)	,905	9	,282
LE_AVC_c	,179	9	,200(*)	,932	9	,502
LE_AVT_v	,120	9	,200(*)	,973	9	,918
LE_AVT_c	,134	9	,200(*)	,985	9	,986
LE_AQ_v	,161	9	,200(*)	,942	9	,606
LE_AQ_c	,170	9	,200(*)	,957	9	,763
LE_AVCO_v	,171	9	,200(*)	,966	9	,856
LE_AVCO_c	,182	9	,200(*)	,954	9	,737
LE_AHP_v	,185	9	,200(*)	,924	9	,427
LE_AHP_c	,143	9	,200(*)	,983	9	,977
LE_AJ_v	,144	9	,200(*)	,969	9	,887
LE_AJ_c	,149	9	,200(*)	,929	9	,475
LE_AT_v	,224	9	,200(*)	,925	9	,432
LE_AT_c	,175	9	,200(*)	,947	9	,661

* This is a lower bound of the true significance.

a Lilliefors Significance Correction

b preferência_lateral_v is constant. It has been omitted.

c preferência_lateral_c is constant. It has been omitted.

d berg_v is constant. It has been omitted.

ANEXO G - ROTINA DE FILTRAGEM DO SINAL

```

// Variáveis do sinal

// fy = força vertical

// fx = força antero posterior

// mx = momento em torno do eixo antero posterior

// mz = momento em torno do eixo latero medial

// SInCRONIZADOR : sinal do sincronizador com a camera

// ##### DEFINIÇÃO DAS
FUNÇÕES #####//
// ##### FIM DAS DEFINIÇÕES DAS
FUNÇÕES #####//
// ##### TRATAMENTO DO
ARQUIVO *.DAT #####//
// ##### ABERTURA DO ARQUIVO

clear;

ind=1;

//caixa de diálogo pra colocar o peso do sujeito

//pesosujeito=x_dialog(['peso';'entre com o peso do sujeito fora da água em
Mv'],'850')

//pesofora=eval(pesosujeito);

//[Data,text]=fscanfMat(tk_getfile('*.P'));

//l=size(Data,1);

//peso=Data(:,1);

//clear Data;

Flag=1; //condição de retornar ao inicio depois do fim do programa

```

```

while Flag==1 then

    Flag=0; //condição de terminar

    // NOmeando as colunas

[Data,text]=fscanfMat(tk_getfile('*.TXT'));

l=size(Data,1);

tempo=Data(:,1);

//tempo=tempo/1000;

r3=Data(:,2);

r2=Data(:,3);

r1=Data(:,4);

//sincro=Data(:,3);

//fx=Data(:,4);

//sincro=Data(:,10);

clear Data;

//

////xset('window',1)

//plot(tempo,r3,'b')

//plot(tempo,fx)

//xset('window',2)

//plot(tempo,r2,'b')

//plot(tempo,r1,'k')

//dgasdf

// ##### FIM - DA ABERTURA DO
ARQUIVO A TRATAR #####//

```

```

//          #####
#####//

//

/////filtro butt passa baixa

tipo=iir(4,'lp', 'butt', [0.01 0],[0 0]);

r3b=flts(r3',tipo);

r3f=r3b';

r2b=flts(r2',tipo);

r2f=r2b';

r1b=flts(r1',tipo);

r1f=r1b';

//xset('window',1)

//plot(tempo,r3,'r')

//plot(tempo,r3f,'b')

//plot(tempo,fx)

//xset('window',2)

//plot(r2,'r')

//plot(r1,'r')

//plot(r2f,'b')

//plot(r1f,'b')

//dgabsdf

for i=1:l

    if tempo(i)>20.0 then

        inicio=i;

        break

```

FY

```

    end

end

inicio=inicio-1;

for i=1:l

    if tempo(i)>60.0 then

        final=i;

        break

    end

end

final=final-1;

//

for i=1:l

    COPml(i)=(278*(r2f(i)-r1f(i)))/(r1f(i)+r2f(i)+r3f(i));

end

for i=1:l

    COPap(i)=281*((r2f(i)+r1f(i))-(r3f(i)))/(r1f(i)+r2f(i)+r3f(i));

end

ptfim=length(COPap);

//fazer a média para subtrair

mCOPap=mean(COPap(inicio:final));

mCOPml=mean(COPml(inicio:final));

sCOPap=stdev(COPap(inicio:final));

sCOPml=stdev(COPml(inicio:final));

//recortar para plotar e fazer a média do sinal que interessa

rCOPml=COPml(inicio:final);

```

```

rCOPap=COPap(inicio:final);
//xset('window',1)
//plot(COPml(inicio),COPap(inicio),'r+')
//plot(rCOPml,rCOPap,'b')
//plot(COPml(final),COPap(final),'ro')
//zerar os valores
rCOPapz=rCOPap-mCOPap;
rCOPmlz=rCOPml-mCOPml;
klz=length(rCOPapz);
xset('window',1)
//plot(rCOPmlz(1),rCOPapz(1),'r+')
plot(rCOPmlz,rCOPapz,'b')
//plot(rCOPmlz(length(klz),rCOPapz(length(klz)),'ro')
//fazer o RMS
mrCOPapz=mean(sqrt(rCOPapz^2));
mrCOPmlz=mean(sqrt(rCOPmlz^2));
/////pegar a média
//fyp=abs(rCOPapz);
//ah=mean(fyp);
//ahs=stdev(fyp);
srCOPapz=stdev(rCOPapz);
srCOPmlz=stdev(rCOPmlz);
//          #####
#####//
//tempos

```

FIM

FY

```

v(1,ind)=mrCOPapz;
v(2,ind)=mrCOPmlz;
v(3,ind)=srCOPapz;
v(4,ind)=srCOPmlz;
valor=v;

//tvv(:,1)=tempo;

//tvv(:,2)=r3f;

//tvv(:,3)=r2f;

//tvv(:,4)=r1f;

//valor=tvv;

//ESCOLHA : TRATAR OUTRO ARQUIVO OU SAIR DO PROGRAMA

#####

//Rq : O BOTÃO N 2 (e NAO O n°1) É APRESENTADO COMO ESCLHA
principal (NEGRITO)

Choix=x_message("Você deseja tratar outro arquivo.txt ?",["NÃO","SIM"]);

if Choix==2 then

    Flag=1; //VAI PARA O INICIO

    xbase(7)

    ind=ind+1;

    else //Flag reste = 0 donc on sortira de la boucle générale

end

end //FIM

rep=tk_getdir();

Nom=x_dialog(['salvar';'entre com o nome do arquivo para os valores da
média'],' ');

```

```
Fichier=string(rep)+"/"+string(Nom)+".txt";  
fprintfMat(Fichier,valor,'%3.3f')
```


Em todos os testes, os videntes obtiveram pontuação máxima, enquanto que, os indivíduos cegos conseguiram alcançar o escore máximo nos testes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 12 e 13. No teste 8 apenas o cego 4, portador da deficiência visual adquirida conseguiu pontuação máxima, enquanto os cegos 1, 2 e 3 obtiveram a pontuação 3. No teste 10 os cegos 2 e 4 conseguiram pontuação máxima, os outros dois cegos obtiveram pontuação 3. No teste 11 os cegos 1 e 4 obtiveram pontuação 3 e os cegos 2 e 3 pontuação 2. No teste 14 o cego 3 conseguiu pontuação máxima, o cego 1 obteve pontuação 3; o cego 2, pontuação 0; e o cego 4, pontuação 1.

Tabela 03 – Resultados obtidos pelos indivíduos no questionário da Escala Internacional de Eficácia de Quedas

	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	T13	T14	T15	T16	Total
Cego 1	2	1	1	2	1	1	2	1	1	1	3	1	1	2	1	1	22
Cego 2	1	1	1	1	2	1	2	1	1	1	4	1	2	2	2	1	24
Cego 3	2	1	1	1	2	1	2	2	3	1	2	1	2	2	3	3	29
Cego 4	1	1	1	1	2	1	1	1	2	1	3	2	2	2	1	1	23
Vidente 1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	3	1	1	2	2	1	21
Vidente 2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	17
Vidente 3	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	2	1	1	1	1	1	18
Vidente 4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3	1	1	1	1	1	18

Pontos anatômicos demarcados para avaliação postural pelo programa SAPO.

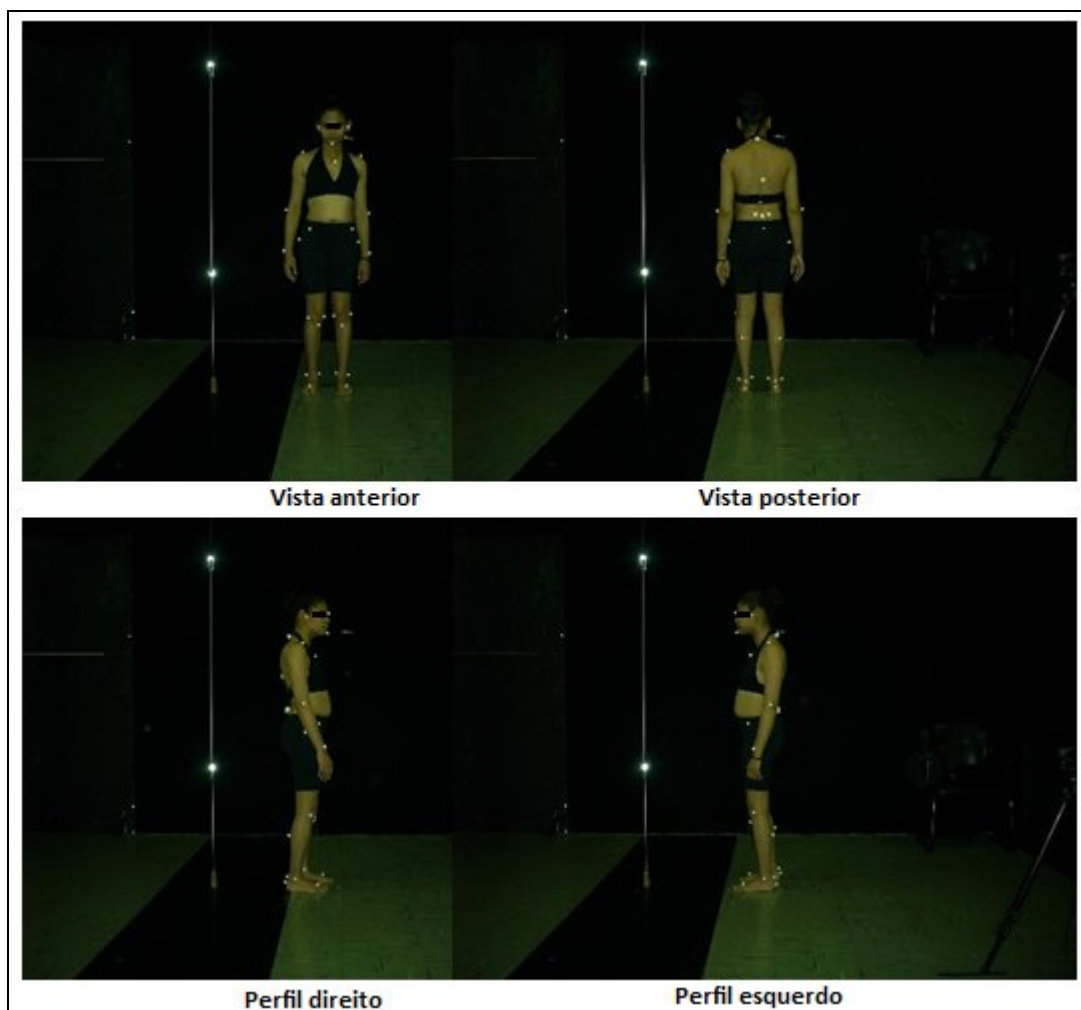


Tabela 04 – Medidas angulares e distâncias lineares

	Cego 1 Vidente 1	Cego 2 Vidente 2	Cego 3 Vidente 3	Cego 4 Vidente 4	Média	Desvio padrão
Vista anterior						
VA_AHC	0,7° 0°	0° 2,9°	-5,9° -2,8°	-7,5° 0,7°	-3,18° 0,20°	4,13 2,35
VA_AHA	-3,6° 3°	1,3° 2,8°	3,5° 1,6°	-0,8° -0,6°	0,10° 1,70°	3,03 1,65
VA_AHEIAS	-0,5° 2,6°	-3,3° 0°	0,5° 2,9°	-1,1° -3,9°	-1,10° 0,40°	1,61 3,15
VA_DCM I	0,2 cm -0,5 cm	0,8 cm -0,1 cm	-0,6 cm -1,2 cm	0,7 cm 0,9 cm	0,28 cm -0,23 cm	0,64 0,88
VA_ATT	-1,8 ° -2,6°	-4,9 ° 1,8°	3,5° -2,1°	-2° -0,6°	-1,30° -0,88°	3,50 1,98
VA_AQD	12,7° 37,3°	35° 24,3°	27,4° 17,4°	20° 13,2°	23,78° 23,05°	9,59 10,54
VA_AQE	29,1° 34,5°	27,6° 25°	34,1° 16,3°	13,8° 22,5°	26,15° 24,58°	8,69 7,56
Perfil direito						
AHC	49,6°	53,5°	53,7°	45°	50,45°	4,09

	49°	55,1°	58,3°	54,4°	54,2°	3,86
AVCA	8,8°	24,3°	10,8°	20,9°	16,20°	7,56
	13,6°	2,5°	15,1°	1,7°	8,23°	7,11
AVT	-1,7°	0,6°	-8,5°	-2,1°	-2,92°	3,90
AHP	-23,8°	-18,6°	-16,2°	-10,2°	-17,20°	5,64
	-15,2°	-14,2°	-11,3	-9,3°	-12,50°	2,70
AJ	17,3°	12,2°	-9,5°	-4,5°	3,88°	12,89
	15,8°	4,1°	9,7°	-14,8°	3,70°	13,23
Perfil esquerdo						
AHC	40,7°	54,6°	46,2°	36°	44,38°	7,99
	50°	56,9°	55,6°	47,8°	52,58°	4,37
AVCA	31°	1,9°	6,4°	8,5°	11,95°	12,99
	26,6°	6,4°	-6°	8,9°	8,98°	13,44
AVT	-3,8°	-5,5°	-5,5°	-6,9°	-5,42°	1,09
AHP	-24,2°	-19,1°	-11,5°	-12,8°	-16,90°	5,10
	-11,3°	-14,2°	-7,4°	-14,7°	-11,90°	2,90
AJ	1,1°	3,4°	8,9°	9,2°	5,65°	3,50
	0,3°	4,6°	6°	4,9°	3,95°	2,17

Legendas: alinhamento horizontal da cabeça (**VA_AHC**), alinhamento horizontal dos acrômios (**VA_AHA**), alinhamento horizontal das espinhas ilíacas ântero-superiores (**VA_AHEIAS**), Alinhamento horizontal das tuberosidades da tibia (**VA_ATT**), Ângulo Q direito (**VA_AQD**), ângulo Q esquerdo (**VA_AQE**), alinhamento horizontal da cabeça perfil esquerdo (**AHC**), alinhamento horizontal da pelve (**AHP**), alinhamento horizontal do tronco (**AVT**), ângulo do joelho (**AJ**).

Em respostas aos objetivos do piloto, verificou-se que o estudo é aplicável, porém a plataforma de força que seria utilizada Chatter Balance System quebrou, esta foi substituída pela plataforma de força construída pelo LABIN.

Ao realizarmos as digitalizações no programa SAPO, foi realizada a marcação livre dos pontos, porém verificou-se que o mesmo apresenta problemas na digitalização, aceitando apenas o protocolo básico do SAPO.

O tempo de coleta para cada indivíduo vidente foi de 2 horas, já para os indivíduos cegos foi de 2 horas e 30 minutos, pois para estes foi realizado o reconhecimento do ambiente bem como dos instrumentos.

O termo de consentimento livre e esclarecido não foi transcrito para Braille para os indivíduos cegos, o mesmo foi lido e esclarecido pela pesquisadora para os mesmos. Os mesmos após o esclarecimento foram assinados ou impressa a digital dos mesmos.

A Escala de Equilíbrio de Berg foi descrita verbalmente para cada indivíduo, e para os indivíduos cegos foi realizada o reconhecimento dos instrumentos utilizados através da percepção tátil destes, bem como a descrição verbal pela pesquisadora. Esta não apresentou problemas em sua aplicação em ambos os grupos.

A Escala de Eficácia de Quedas foi descrita verbalmente para cada indivíduo, tanto cego quanto vidente. Esta não apresentou problemas na sua aplicação.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)