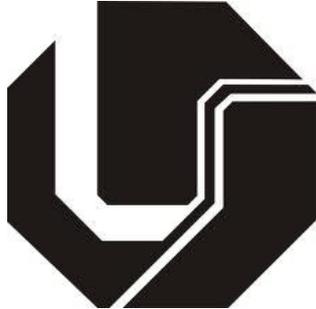


Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-graduação em Engenharia Elétrica



Caroline Lopes Gomes de Abreu

**Análise da Postura de Indivíduos Hemiplégicos Cadeirantes em
Assentos de Diferentes Densidades por meio da Fotogrametria
Computadorizada**

Uberlândia/MG

Abril 2012

CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU

**ANÁLISE DA POSTURA DE INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS
CADEIRANTES EM ASSENTOS DE DIFERENTES DENSIDADES
POR MEIO DA FOTOGAMETRIA COMPUTADORIZADA**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências sob orientação do Professor Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Banca examinadora:

Dr. Adriano Alves Pereira (UFU)

Dr. Alcimar Barbosa Soares (UFU)

Dra. Débora Bevilaqua Grossi (USP)

Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves (UFU)

Prof. Dr. Alexandre Cardoso
Coordenador do Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Elétrica

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves
Orientador

Uberlândia, 2012

Agradecimentos

Aos participantes dessa pesquisa e seus familiares pela generosidade e confiança em meu trabalho. À AACD/MG, médicos, terapeutas, funcionários da área administrativa e aos inúmeros pacientes que por lá passaram acompanhados de seus cuidadores, vocês me proporcionaram experiências únicas de crescimento profissional, e principalmente de crescimento pessoal. Em especial à Dra Neuza Maria Duarte de Castro e Yonara Silva Cardoso de Paula pelo apoio dado para a realização desse estudo.

Ao meu orientador Dr. Eduardo Lázaro Martins Neves pela sua disponibilidade, atenção e confiança. Agradeço sua prontidão em me atender e aos questionamentos que levaram esse estudo a diante.

Ao Programa de Pós-Graduação da Universidade Federal de Uberlândia pela oportunidade, seus professores, funcionários, em especial à Cinara que sempre me trouxe boas notícias e boas conversas, e a todos os alunos do Biolab.

À empresa Data Hominis Tecnologia Ltda, por disponibilizar gratuitamente para download o software de análise postural CorporisPro® utilizado nessa pesquisa.

Aos meus pais, Paulo e Adélia, meus irmãos, Marcela e Paulo, meu cunhado André e à minha sobrinha Mariá, que mesmo distantes compartilham comigo os momentos mais ricos da minha vida, eu amo vocês.

Ao Vitor pela inspiração, encorajamento, carinho, respeito e companheirismo, eu sempre disse “que seguiria seus passos”, fico feliz por estarmos caminhando lado a lado; e também aos pais do Vitor, Luzia e Brás, por me acolherem como uma filha.

À Ana Cláudia Frontarolli por me mostrar esse caminho e possibilitar a concretização de um sonho.

À Gabriela Corrêa, minha irmã de coração, pelas horas no telefone (e em pensamento) entre conselhos, correções, choros e gargalhadas.

À Camila pelo companheirismo e pelo caderno cor de rosa que me acompanhou desde a primeira aula até as últimas linhas da Conclusão dessa dissertação.

À Krisley pela amizade sincera e pelas noites de abrigo em Uberlândia.

A todos aqueles que compartilharam desses momentos, família, amigos e parceiros de trabalho.

E, sobretudo a Deus, que me concedeu todas essas oportunidades e permitiu que cada uma dessas pessoas estivesse comigo nessa caminhada.

Resumo

ABREU, C. L. G. *Análise da Postura de Indivíduos Hemiplégicos Cadeirantes em Assentos de Diferentes Densidades por meio da Fotogrametria Computadorizada*. (Dissertação de Mestrado). Uberlândia: Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia; 2012. p. 80

O uso de uma cadeira de rodas logo após um Acidente Vascular Encefálico (AVE) é frequentemente necessário, além de facilitar a locomoção esse dispositivo pode auxiliar no suporte e no posicionamento adequado na postura sentada. Para tal, algumas modificações na cadeira de rodas podem ser necessárias. Essas intervenções, conhecidas como adequação postural, têm por objetivo o conforto do usuário, a prevenção de deformidades e de úlceras de pressão, além da manutenção de uma postura sentada funcional. No entanto, existem poucas evidências científicas que comprovem os benefícios dessas adaptações para indivíduos com algum comprometimento sensório-motor, principalmente naqueles com hemiplegia. O objetivo desse estudo foi avaliar a influência de assentos com diferentes combinações de densidade de espuma na postura sentada de indivíduos com hemiplegia decorrentes de um AVE. Participaram do estudo 18 adultos com idade média de 63 anos, sendo sete do sexo feminino e 11 do sexo masculino. O procedimento consistiu na demarcação dos pontos anatômicos nos planos frontal anterior e posterior, seguido da avaliação clínica que determinou sob qual hemicorpo seriam colocadas as espuma de maior densidade de acordo com a obliquidade pélvica identificada, cada indivíduo foi fotografado oito vezes em quatro situações distintas de assento. Os registros fotográficos foram analisados no software de análise postural CorporisPro® e os dados submetidos à análise estatística descritiva e inferencial. Quanto ao uso de diferentes densidades de espuma no assento essa pesquisa mostrou evidências de ganhos não só no alinhamento pélvico, mas também no tronco e na cabeça com o uso de “hemiespumas” de densidades diferentes. Os resultados obtidos mostram que o método utilizado pode ser uma importante ferramenta de auxílio à definição das estratégias de adequação postural a serem adotadas pelos profissionais da reabilitação, além de ser uma técnica de baixo custo e de fácil acesso e manejo.

Palavras-chave: Adequação postural, postura sentada, hemiplegia, fotogrametria.

Abstract

ABREU, C. L. G. *Analysis of Posture Hemiplegic Wheelchair Users in Seats of Different Density Through Computerized Photogrammetry*. (Master Dissertation). Uberlândia: School of Electrical Engineering, Federal University of Uberlândia, 2012, p.80.

The use of a wheelchair after a Stroke is often necessary, in addition to facilitate the locomotion this device may help support and correct positioning in sitting posture. For this purpose, a few modifications in wheelchair may be required. These interventions, known as seating, aim to user comfort, prevention of deformities and pressures ulcers, besides the maintenance of a functional sitting posture. However, there are poor scientific evidence proving the benefits of these adaptations for individuals whit a sensory-motor impairment, especially those with hemiplegy. The goal of this study is to assess the different combinations of density foam seats in sitting posture individuals with hemiplegy caused by a Stroke. Participants were 18 adults with mean age of 63 years, seven female and 11 male. The procedure consisted in the demarcation of anatomical points in the anterior and posterior frontal plane, followed by a clinical assessment that determined in which hemisphere would be placed the higher density foam, according pelvic obliquity, each individual was shot eight times in four different situations. Photographic records were analyzed by postural analysis software CorporisPro® and data were submitted to descriptive and inferential statistical analysis. Regarding the use of different densities of foam in seat, this research demonstrated evidence of earnings not only pelvic alignment, but also on the trunk and head with the use “hemiespumas” of different densities. Thus, the results shown that the method employed can be an important tool to aid definition of seating strategies to be adopted by rehabilitation professionals as well as being a low cost technique and easy access and management.

Keyword: seating, sitting posture, hemiplegy, photogrammetry.

Sumário

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	01
1.1 - MOTIVAÇÃO	03
1.2 - OBJETIVOS	04
1.3 - CONTRIBUIÇÕES DESSA DISSERTAÇÃO	04
1.4 - ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	04
CAPÍTULO 2 – ESTUDO DA POSTURA SENTADA.....	05
2.1 - POSTURA SENTADA NORMAL.....	05
2.2 - POSTURA SENTADA ANORMAL.....	07
2.3 - POSTURA SENTADA DE INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS.....	08
2.4 - PROPÓSITO DA ADEQUAÇÃO POSTURAL	12
2.5 - FOTOGRAMETRIA COMO INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO	14
2.6 - AVALIAÇÃO DA POSTURA SENTADA	16
2.7 - AVALIAÇÕES APÓS A ADEQUAÇÃO POSTURAL.....	18
CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
3.1 - AMOSTRA	22
3.2 - MATERIAIS	23
3.3 - PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	24
3.4 - PONTOS ANATÔMICOS DEMARCADOS	26
3.5 - POSICIONAMENTO DOS INDIVÍDUOS E REGISTROS FOTOGRAFÍCOS.....	28
3.6 - ANÁLISE DAS IMAGENS	29
3.7 - ÂNGULOS DOS PLANOS FRONTAL ANTERIOR E POSTERIOR.....	30
3.8 - ANÁLISE ESTATÍSTICA	33
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	35
4.1 - CASUÍSTICA	35
4.2 - ANÁLISE ESTATÍSTICA DESCRITIVA	36
4.3 - ANÁLISE ESTATÍSTICA INFERENCIAL.....	51
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	57
5.1 - CONCLUSÕES.....	57
5.2 - TRABALHOS FUTUROS	58
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59

ANEXO 1 – TERMO DE ESCLARECIMENTO E DE CONSENTIMENTO.....	64
ANEXO 2 – DOCUMENTO DE APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA	66

Lista de Figuras

2.1 - Postura sentada normal	06
2.2 - Correção postural a partir da obliquidade pélvica	10
3.1 - Assento A1 - espuma densidade 33 Kg/m ³	25
3.2 - Assento A2 – parte com espuma de densidade 33 Kg/m ³ e a outra parte com espuma de densidade 40 Kg/m ³	25
3.3 - Assento A3 – parte com espuma de densidade 33 Kg/m ³ e a outra parte com espuma de densidade 40 Kg/m ³ intercalada com duas camadas de E.V.A	26
3.4 - Pontos anatômicos demarcados no plano frontal anterior.....	27
3.5 - Pontos anatômicos demarcados no plano frontal posterior.....	27
3.6 - Posicionamento dos equipamentos e do voluntário para registro fotográfico.....	28
3.7 – Interface do Software de Análise Postural CorporisPro®.....	29
3.8 - Segmentos do plano frontal anterior	31
3.9 - Segmentos do plano frontal posterior	32
3.10 - Referência da orientação dos ângulos para o Software CorporisPro®	32
4.2 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo MM.....	41
4.3 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo GM.....	41
4.4 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo AA.	42
4.5 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo TT.....	43
4.6 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo OT7.....	44
4.7 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo T3T7.....	44
4.8 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo C7T3	45
4.9 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo OC7.....	46
4.10 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo BM.....	46
4.11 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo AIE	47
4.12 - Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo EIPS.....	47

Lista de Tabelas

4.1 - Dados relativos aos pacientes inscritos na AACD/MG de agosto de 2010 a agosto de 2011 e aos participantes da pesquisa.....	35
4.2 - Valores de média, desvio padrão e mediana dos ângulos avaliados.....	39
4.3 - Coeficientes de Correlação de Pearson.....	51
4.4 - Valores de P para cada pareamento avaliado	52
4.5 - Valores de P para o ângulo EIPS (n=9).	53
4.6 - Análise do desempenho dos assentos por indivíduo.....	56

Lista de Gráficos

4.1 - Média angular na situação A0	37
--	----

Lista de Abreviaturas e Siglas

AACD/MG	-	Associação de Assistência à Criança Deficiente de Minas Gerais
AACD/SP	-	Associação de Assistência à Criança Deficiente de São Paulo
ASTP	-	Avaliação da Simetria e Transferência de Peso
AVD's	-	Atividades de Vida Diária
AVE	-	Acidente Vascular Encefálico
CoP	-	Centro de Pressão
CR	-	Cadeira de Rodas
EVA	-	Etil Vinil Acetato
EIAS	-	Espinha ilíaca ântero-superior
EIPS	-	Espinha ilíaca pósterio-superior
LM	-	Lesão medular
MIF	-	Medida de Independência Funcional
MMSS	-	Membros Superiores
PU	-	Poliuretano
SUS	-	Sistema Único de Saúde

Capítulo I

INTRODUÇÃO

Em determinadas situações, sejam elas permanentes ou temporárias, o uso de uma cadeira de rodas (CR) pode ser imprescindível na reabilitação de um indivíduo, promovendo suporte, liberdade de locomoção e posicionamento adequado. Para ALM *et al.* (2003), a cadeira de rodas funciona como um dispositivo ortótico na postura sentada. Ainda que muitas vezes estigmatizadas, as cadeiras de rodas proporcionam uma liberdade que está diretamente relacionada à qualidade de vida e independência de seus usuários (ANTONELI, 2003).

A criança com dificuldades na locomoção encontra na cadeira de rodas um meio de explorar o ambiente de forma a contribuir no seu desenvolvimento global. O adulto impossibilitado de deambular, por sua vez, encontra na cadeira de rodas um veículo que lhe devolva a independência e auto-estima, além de auxiliar no seu processo de recuperação.

Atualmente a Associação de Assistência à Criança Deficiente de Minas Gerais (AACD/MG) conta com a parceria do Sistema Único de Saúde (SUS) para o fornecimento de cadeiras de rodas aos seus pacientes. Cada paciente é avaliado individualmente por um terapeuta ocupacional para a prescrição do modelo mais adequado às suas necessidades. Todos os modelos atualmente fornecidos à AACD/MG têm medidas padronizadas, sendo que a única medida tomada pelos terapeutas é a largura do assento, que corresponde à medida da largura do quadril do paciente.

Entre os usuários de CR beneficiados pelo fornecimento desse equipamento estão aqueles que tiveram um Acidente Vascular Encefálico (AVE). Está é uma afecção do sistema nervoso central que, além da elevada incidência, apresenta importantes consequências médicas e sociais, como as sequelas de ordem física, funcionais, emocionais, entre outras (FALCÃO *et al.*, 2004).

Entre março e abril de 2004, a Central da AACD/SP identificou 165 casos de AVE entre os 279 prontuários triados da clínica de Lesões Encefálicas Adquiridas. A porcentagem de 54,14% de casos de AVE foi seguida por casos de Traumatismo Crânio-Encefálico, com 31,54% (FERREIRA *et al.*, 2007).

Diante dos déficits motores desses indivíduos, suas necessidades e possibilidades, é necessário avaliar sua postura sentada e indicar alterações em seu

equipamento visando a melhoria das funções, evitando instalação ou progresso de alterações posturais e auxiliando no processo de reabilitação física.

Essas intervenções são conhecidas como adequação postural em cadeira de rodas e seu conceito e prática são recentes. Tiveram início com a função de proporcionar maior conforto e apenas na década de 60 os estudos direcionaram-se para aqueles indivíduos com alterações sensitivas, que eram acometidos pelas úlceras de pressão. Atualmente os dispositivos utilizados na adaptação de cadeiras de rodas não têm como objetivo apenas o conforto e o alívio de pressão, mas também a função de incrementar o desempenho do usuário e promover suporte corporal (CHAVES; RIZO; ALEGRETTI, 2003).

Contudo, esses dispositivos são muitas vezes difíceis de usar e transportar, além de sua aquisição e manutenção serem caras. Apesar disso, são de extrema importância tanto para os usuários quanto para suas famílias e cuidadores, assim é imperativo que se pesquise a efetividade ou não dos sistemas de adequação postural, pois atualmente existem pobres evidências científicas que relacionem a melhora da função e conforto na postura sentada à gestão e controle postural (MC DONALD; SURTEES; WIRZ, 2003 *apud* MC DONALD; SURTEES, 2007; MC DONALD; SURTEES, 2007).

Mac NEELA (1987 *apud* DUDGEON; DEITZ, 2008), corrobora com os autores acima citados em que há poucas evidências que apóiem o uso de adaptações para as CR como benefício para prevenir e/ou corrigir deformidades, auxiliar no desenvolvimento ou ainda, reduzir a necessidade de terapias físicas. E ainda salienta que, o uso inadequado de um assento, por exemplo, pode exacerbar as complicações ou acelerar o declínio motor de um determinado indivíduo.

Para Mac DONALD E SURTEES (2007), o uso de ferramentas de medição dos resultados nos sistemas de adequação postural não é comum na prática clínica, sendo seu desenvolvimento uma prioridade para determinar a eficácia desses dispositivos. ALM (*et al.*, 2003) complementa que na clínica a análise subjetiva da postura sentada em cadeira de rodas é frequentemente usada pelo examinador, portanto, se faz necessária a utilização de medidas quantitativas para a avaliação do sentar em CR.

A fotogrametria computadorizada é um recurso que vem sendo apresentado em algumas pesquisas sobre avaliação postural e apresentada como uma ferramenta eficaz para a avaliação quantitativa de desvios posturais, mostrando índices excelentes

de confiabilidade em vários estudos e mostrando-se uma alternativa para a avaliação quantitativa das alterações posturais, tanto para medidas lineares quanto angulares (IUNES *et al.*, 2000; SAAD *et al.*, 2011; SACCO *et al.*, 2007; NIEKERK *et al.*, 2008; FERREIRA, 2010). Além disso, alguns softwares de avaliação postural são disponibilizados na internet gratuitamente, tornando essa ferramenta acessível a muitos profissionais da área clínica, já que os equipamentos básicos são uma câmera digital e um computador.

1.1 – Motivação

De fato, a própria avaliação da postura sentada costuma ser realizada de forma qualitativa na prática clínica, até mesmo recursos como a fotogrametria muitas vezes são utilizadas sem a adoção de parâmetros metodológicos que possibilitem a quantificação dos resultados (IUNES, 2004).

Atualmente, o procedimento de adequação postural na AACD/MG é realizado com base na avaliação qualitativa e na experiência dos terapeutas responsáveis pelo procedimento. Baseando-se em parâmetros subjetivos, como a avaliação visual, o terapeuta utiliza basicamente a comparação entre os hemisférios como forma de identificar a simetria entre eles após a colocação de adaptações no equipamento. Dentre estas, o uso de diferentes combinações de densidades de espumas na confecção de assentos e encostos para CR, além da utilização de diferentes tipos materiais associados a essas espumas, como o papelão ou EVA, é uma prática comum. Porém, a literatura carece de comprovação científica da eficácia de tais métodos. Assim, esse trabalho se propõe a investigar a hipótese que o uso de espumas de diferentes densidades no assento da cadeira de rodas de indivíduos com hemiplegia é capaz de favorecer o alinhamento corporal dos mesmos.

1.2 – Objetivo

O objetivo desse estudo é avaliar se o uso de espumas de diferentes densidades é eficaz na melhoria da postura sentada de indivíduos com hemiplegia decorrentes de um AVE que utilizam cadeira de rodas. Para tanto, é proposto um método quantitativo de avaliação postural por meio da fotogrametria computadorizada.

1.3 - Contribuições desta dissertação

Além de contribuir na construção de evidências que apóiem ou não a eficácia desses tipos de assentos amplamente utilizados na prática da adequação postural e presentes na literatura, a padronização da avaliação através da fotogrametria auxiliará na avaliação global do paciente, na determinação dos objetivos da adequação postural, na reavaliação dos mesmos e poderá contribuir para a adesão dos pacientes ao tratamento proposto já que as imagens podem facilitar o entendimento do problema, otimizando assim o processo de reabilitação.

Assim, esse estudo é relevante para a promoção de qualidade de vida desses pacientes e para a qualidade da intervenção clínica dos profissionais no processo de reabilitação de indivíduos com déficits motores decorrentes de lesões do sistema nervoso central, como o AVE.

1.4 - Organização da dissertação

Além deste capítulo introdutório, o presente trabalho está organizado em quatro capítulos adicionais. O Capítulo 2 aborda alguns conceitos sobre a postura sentada normal e anormal com ênfase na população escolhida para compor essa pesquisa, e traz um panorama sobre o estado da arte das intervenções da adequação postural e de avaliação postural. No Capítulo 3 são apresentados os materiais e métodos utilizados para a execução desse estudo, estabelecendo a metodologia de captação das imagens, demarcação de pontos anatômicos, análise dos registros e a análise estatística utilizada. O Capítulo 4 reúne os resultados obtidos no estudo juntamente com a discussão dos mesmos, debatendo junto à literatura disponível e as evidências da prática clínica as potencialidades do método estabelecido e dos achados em relação ao alinhamento postural dos indivíduos. Por fim, no Capítulo 5 são expostas as conclusões desse estudo e também algumas propostas para futuros estudos.

Capítulo 2

ESTUDO DA POSTURA SENTADA

2.1 - Postura sentada normal

Durante grande parte do tempo nosso corpo tem que se ajustar à gravidade para manter o equilíbrio. Esse é o “mecanismo reflexo postural normal” que depende do tônus muscular e das inervações recíprocas ou inibitórias. (DAVIES, 1996). Desse modo, o controle postural é definido como a capacidade contínua do indivíduo manter-se ereto contra a ação da gravidade na busca da estabilidade (BOBATH, 1990; WARREN, 1990 *apud* WOODSON, 2008).

Para a manutenção de uma postura, como a postura sentada, forças musculares atuam no corpo para contrabalancear a gravidade e manter tronco e cabeça eretos. Considera-se que esse sistema estático está em equilíbrio, ou seja, um estado onde não ocorre aceleração porque outras forças opostas neutralizam as forças que fazem uma pessoa iniciar um movimento (HAMIL; KNUTZEN, 2008).

Conclui-se então que a postura é uma combinação relativa das partes do corpo para que determinada atividade seja realizada com o menor gasto de energia possível. Para tal, esse arranjo requer um complexo sistema neuromuscular integrado com proprioceptores de músculos, tendões e articulações, além de receptores visuais e vestibulares (FERRARIO *et al.*, 1995).

Na manutenção da postura sentada dois fatores são os principais responsáveis pelo posicionamento correto ou incorreto do tronco: a musculatura e a pelve. Se a pelve é mantida firme e de forma ereta, diminui a tendência da coluna desabar, exigindo pequenas forças musculares para manter a postura alinhada. Assim, o posicionamento pélvico é crucial na postura sentada funcional (ENGSTRÖM, 2002).

De acordo com ANTONELI (2003) a postura sentada normal é um ponto de referência para um melhor alinhamento da postura e difere de pessoa para pessoa. Conforto, alinhamento postural e estabilidade são condições estratégicas para a obtenção de uma postura sentada adequada com objetivo de fornecer função ao usuário (CAMPOS, 2007).

A idealização da posição ergonômica quadril, joelhos e tornozelos em 90°-90°-90°, mostrada na Figura 2.1, não é mais aceita para o posicionamento prático e

funcional, é mais uma boa posição na teoria do que na prática, pois normalmente os indivíduos saudáveis sentam-se assimetricamente e modificam sua posição o tempo todo.

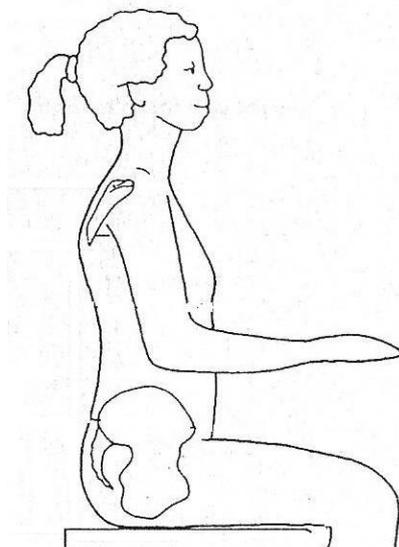


Figura 2.1 – Postura sentada normal (ZOLLARS, 1996).

Considerando que a pelve proporciona uma base para suportar o peso de todo o corpo na posição sentada, sua estabilidade favorece o controle de tronco e o melhor desempenho dos membros superiores (MMSS), devendo estar centralizada e nivelada, evitando rotações laterais ou inclinações. Por meio de uma base de suporte estável e alinhamento da postura o corpo ganha maior liberdade e prontidão para os movimentos, aumentando o campo visual e otimizando a função dos braços e das mãos (BOLIN; BODIN; KREUTER, 2000; ZOLLARS, 1996).

Além de possibilitar ao indivíduo a maximização das funções motoras, principalmente dos membros superiores, essa postura traz benefícios fisiológicos como nas funções respiratórias, digestivas e circulatórias (COOK, 2002 *apud* CAMPOS, 2007; CHAVES, 2003).

Assim, qualquer desequilíbrio postural pode acarretar implicações importantes no dia a dia do indivíduo já que “toda atividade de nossa vida diária é dependente de reações adequadas de balanceamento e equilíbrio” (DAVIES, 1996). Inúmeros fatores podem levar à alterações posturais, entre eles as própria repetição das atividades de vida diária (AVD's), dor e enfermidades.

ZOLLARS (1996) relata que para o indivíduo com déficits motores a postura sentada adequada será ainda mais importante, pois promoverá conforto, especialmente para aqueles que mantêm essa postura por longos períodos auxiliando no alívio de pressão, além de incrementar as funções do corpo.

2.2 - Postura sentada anormal

Na maior parte do tempo as pessoas sentam assimetricamente, o tronco pode estar escorregado para um lado enquanto os braços são usados como apoio. Essa postura não consiste em um problema quando adotada por curtos períodos de tempo, mas sim quando a posição assimétrica é usada por um longo tempo (ENGSTRÖM, 2002). Segundo BRACCIALLI (2001) a manutenção de uma postura desconfortável ativa mecanismos compensatórios resultando em um quadro álgico e posterior deteriorização dos tecidos envolvidos. Assim, uma postura sentada ergonômica e funcional é necessária para que o indivíduo atinja um alto nível de independência (BOLIN, BODIN e KREUTER, 2000).

Além disso, quando a postura sentada é mantida inclinada para um dos lados, através da obliquidade pélvica, a tendência do tronco é flexionar para o mesmo lado e como resultado o tronco responderá na tentativa de corrigir a postura em direção à linha média (ENGSTRÖM, 2002).

Por sua vez, o posicionamento e a movimentação da cabeça, também influenciados pelo posicionamento pélvico, são importantes para a correção do tronco. Quando bem equilibrada sua habilidade para controlar os movimentos do corpo é otimizada. Seu posicionamento é ditado pela forma da coluna e pela posição espacial do tronco, assim, quando a pelve altera sua posição, a cabeça também sofre alterações (ENGSTRÖM, 2002).

A postura sentada, apesar de favorecer o uso funcional dos membros superiores, também é uma das principais responsáveis pelo surgimento ou agravamento de deformidades ou encurtamentos musculares. Para a adoção de uma postura mais adequada e menos lesiva é necessário o uso de mobiliário adequado e frequentes mudanças posturais (BRACCIALLI, 2001).

Entre um grupo de idosos, usuários de cadeira de rodas, 54% dos avaliados necessitavam de melhor alinhamento pélvico e apoio para os membros inferiores (KRASILOVSKY, 1993 *apud* FARLEY *et al.*, 2003). Em seu estudo, Taylor, (1991

apud FARLEY et al., 2003) aponta ainda que ¼ dos idosos de seu estudo sentavam-se escorregados no assento ou inclinados para um dos lados, ou ainda combinando as duas situações.

Já em populações com lesão medular, o comprometimento funcional do tronco causa retroversão pélvica que resulta em um achatamento da coluna lombar, cifose torácica e extensão cervical. Essa postura, apesar de ser funcional por oferecer estabilidade ao indivíduo, pode resultar em deformidades, aumento da espasticidade e do índice de úlceras de pressão, dor cervical e nos ombros e diminuição da função respiratória (BOLIN; BODIN; KREUTER, 2000).

Outro grupo que invariavelmente apresenta alterações na postura sentada são os indivíduos que sofreram AVE. Geralmente esses indivíduos buscam a estabilidade escorregando no assento, sentando assimetricamente e suportando o corpo com um dos braços (ENGSTRÖM, 2002).

2.3 - Postura Sentada de Indivíduos Hemiplégicos

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é a doença mais comum que afeta o Sistema Nervoso Central e tem como um de seus mais importantes comprometimentos os distúrbios do movimento (COSTA *et al.*, 2006).

Definido como um “rápido desenvolvimento de sinais clínicos de distúrbio focal (por vezes global) da função encefálica, durante mais de 24 horas ou levando à morte sem nenhuma outra causa aparente que a origem vascular” o AVE é um grande problema de saúde pública no Brasil (ROWLAND, 2002; ARES, 2006).

O AVE pode resultar de uma oclusão ou ruptura de um vaso sanguíneo decorrente de uma afecção cerebral não traumática. Em casos de oclusão é chamado de isquêmico e corresponde a 80% dos casos, enquanto que o AVE hemorrágico, causado pela ruptura do vaso sanguíneo, contempla 20% da casuística. Entre as sequelas estão o comprometimento motor e sensorial, cognitivo e de linguagem e até coma (FERREIRA *et al.*, 2007).

WOODSON (2008), afirma que os casos de AVE nos EUA devem aumentar devido o envelhecimento da população, pois 75% das vítimas tem mais de 65 anos. Contudo, a incidência dessa afecção vem aumentando principalmente em indivíduos ainda mais jovens, devido à má qualidade de vida que é observada nos dias atuais, pois entre os fatores de risco estão, além da idade e hereditariedade, tabagismo,

estresse, obesidade, diabetes, hipertensão, o uso de contraceptivos orais e drogas, entre outros (ARES, 2006; FERREIRA *et al.*, 2007).

Mundialmente, desde o final da segunda guerra mundial, as taxas de mortalidade por doenças cerebrovasculares já ultrapassaram as doenças cardiovasculares. No Brasil, onde essas taxas são mais elevadas que em países como EUA e Canadá, as estatísticas oficiais de saúde em 2002 apontavam o AVE como principal causa de mortalidade no Brasil, principalmente em regiões mais pobres (LOTUFO, 2005).

Considerado a principal causa de incapacidade neurológica na prática clínica e a terceira causa de morte no mundo, o AVE tem uma incidência anual de 200.000 casos novos segundo estatísticas nacionais. Enquanto que nos Estados Unidos da América esse valor duplica, e 37,5% dos novos casos levam ao óbito (ARES, 2006). Apesar de um grande problema de saúde pública no país os recursos para prevenção, tratamento e pesquisa são escassos.

MAKIYAMA (2004), afirma que 90% dos indivíduos que sobrevivem a um AVE desenvolvem algum tipo de deficiência, tornando-se uma das principais causas de incapacidade no adulto, e conclui, em seu estudo, que há uma redução na qualidade de vida desses indivíduos em quase todos os aspectos avaliados, entre eles físicos, funcionais, sociais e emocionais.

A recuperação após um AVE se dá de estruturas proximais a distais e de movimentos em massa até movimentos seletivos e coordenados (WOODSON, 2008). A plasticidade cerebral proporciona maior recuperação a esses pacientes nos primeiros três a seis meses, além de o prognóstico ser alterado por condições externas. Assim, quanto mais cedo o início do tratamento de reabilitação melhor o prognóstico do indivíduo (ALBUQUERQUE, 2006; FERREIRA, 2007).

Entre as sequelas motoras as mais comumente achadas estão a hemiparesia ou hemiplegia, caracterizada pela tendência em manter-se em uma posição assimétrica postural com diminuição da distribuição de peso do lado afetado ou contralateral (EKMAN, 2000). Essas alterações motoras variam de fraqueza leve (hemiparesia) até a paralisia completa do membro (hemiplegia).

Ainda de acordo com WOODSON (2008), a hemiplegia acarreta menor controle de tronco, menor integração bilateral e controle postural automático. Desse modo, o indivíduo com esta sequela pode recorrer a estratégias compensatórias para ajudar a manter a estabilidade. Na maioria das vezes eles tendem a inclinar o tronco

para o lado, devendo o controle do mesmo ser estimulado o quanto antes, já que o controle do tronco é fundamental para a funcionalidade dos MMSS e consequente execução das AVD's (ALBUQUERQUE, 2006). Essa alteração motora leva a déficits dos movimentos de tronco e membros superiores e consequente prejuízos em atividades como vestir, alimentar-se, andar e sentar (EKMAN, 2000).

Esses indivíduos têm posturas sentadas empobrecidas, os membros inferiores tendem a ficarem em extensão, a pelve entra em retroversão, o tronco flexiona, enquanto a cabeça é projetada para frente, assim a descarga de peso assimétrica nas nádegas é comum (BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE, 1988). Nesses casos onde há maior descarga de peso em um dos hemicorpos, pela obliquidade pélvica, é comum que o tronco responda diretamente com a correção da postura para a linha média, o que pode acarretar a longo prazo em um desvio da coluna, como é mostrado na Figura 2.2.

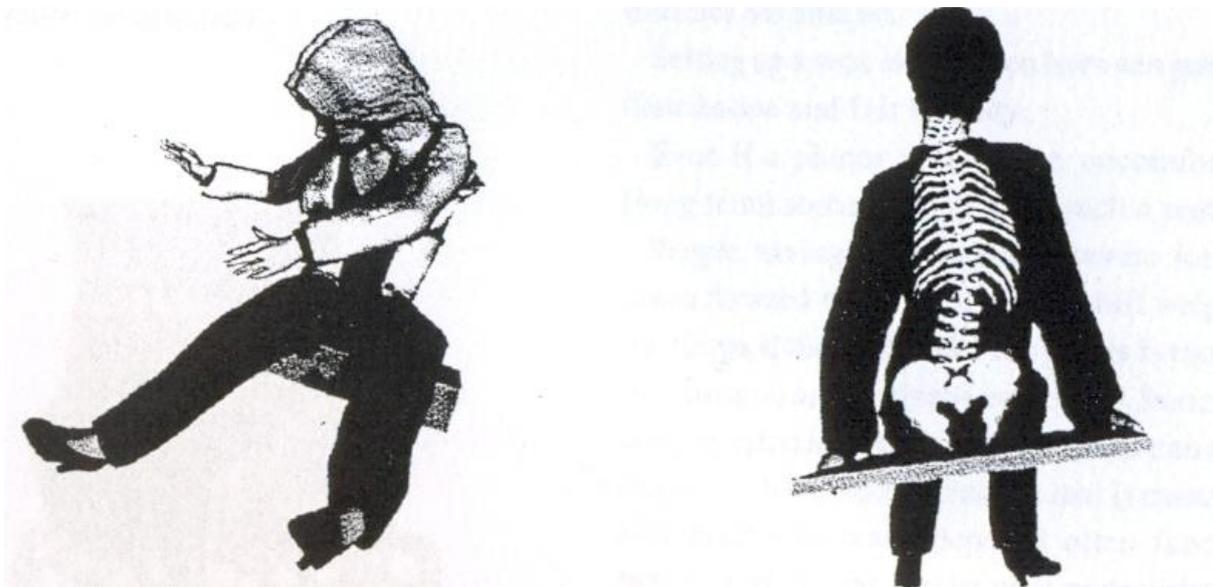


Figura 2.2: Correção postural a partir da obliquidade pélvica (ENGSTRÖM, 2002).

Diante de uma obliquidade pélvica à direita, a cabeça tende a flexionar-se para a esquerda mantendo os olhos horizontalizados e, à medida que mais peso é transferido para o hemicorpo direito, o tronco tende a se alongar direcionando-se para o lado oposto (DAVIES, 1996).

A postura sentada do hemiplégico deve ser corrigida desde sua base. O ajuste do assento, nesses casos, é a chave para a estabilização pélvica e para a mobilidade do tronco (DAVIES, 1996, ENGSTRÖM, 2002).

O uso de uma CR apropriada deve ser encorajada para essa população assim que sua condição geral permita. A CR facilita o transporte do indivíduo e também estimula a aprender a deslocar-se com independência diante de uma marcha prejudicada (DAVIES, 1996). Além disso, a capacidade de ficar em pé e sentar-se com facilidade e segurança são indispensáveis para o alcance de uma marcha funcional normal, que é um dos maiores desejos do indivíduo com hemiplegia (BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE, 1988; DAVIES, 1996).

O número de indivíduos que recuperam a marcha é bastante elevado, variando entre alguns estudos de 60% a 85% (LEHMANN *et al.*, 1975; MARQUARDSEN, 1969; SATTERFIELD, 1982; SHILBECK *et al.*, 1983; MOSKOWITZ *et al.*, 1972 *apud* DAVIES, 1996). Apesar de estudos mostrarem que a maioria dos pacientes com essa seqüela é capaz de alcançar a marcha independente, não importando a qualidade, alguns deixam de andar, passando muito tempo em suas CR (DAVIES, 1996; BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE, 1988)

Sentar-se com facilidade e segurança é parte integrante de uma marcha funcional normal. Assim, é importante que o indivíduo com hemiplegia mantenha uma posição ereta na CR, com os quadris flexionados, coluna estendida e braços e pés apoiados, diminuindo a tendência de deslizamento sobre o assento. A manutenção da posição sentada deve ser incentivada já na fase aguda do AVE, pois muitos problemas desses pacientes decorrem do imobilismo e descondicionamento impostos pela permanência no leito (DAVIES, 1996).

Diante dos déficits motores apresentados por essa população e sabendo que para a execução de atividades na postura sentada, como a propulsão de uma cadeira de rodas, é necessária, além da mobilidade dos membros superiores, a estabilidade nessa postura é imprescindível a adequação dessas cadeiras de rodas. Além disso, as cadeiras de rodas normalmente têm assento e encosto em tecido o que encoraja os pacientes com hemiplegia a assumirem uma postura desconfortável e que reforça o padrão postural assimétrico (BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE, 1988).

Em uma revisão sistemática de artigos sobre gerenciamento postural, FARLEY *et al.* (2003), observaram que àqueles abrangendo a população idosa incluíam indivíduos com seqüelas de AVE, e que para essa população a adequação postural não é

muito utilizada, ainda que as pesquisas evidenciassem as dificuldades dessa população para mudar de posição ou para aliviar pressão independentemente, já que suas posturas se caracterizam por períodos prolongados de imobilidade.

Os pacientes com hemiplegia também aparecem em alguns estudos mostrando que o uso de assento e encosto especial pode melhorar o alinhamento pélvico e a cifose torácica, além da promoção de conforto, no entanto os benefícios em longo prazo dessas modificações não são explorados (FARLEY *et al.*, 2003; HARMS, 1990 *apud* FARLEY *et al.*, 2003).

2.4 – Propósito da Adequação Postural

A adequação postural na cadeira de rodas é uma tecnologia assistiva, que auxilia os indivíduos com deficiência física e requer a utilização de vários equipamentos e diferentes conhecimentos, entre eles os conceitos biomecânicos da postura sentada. Também conhecida por “*seating*”, pode ser descrita pela utilização de um sistema de assento e encosto em uma base que pode ser móvel ou não (CAMPOS, 2007).

CHAVES (2003) define a tecnologia assistiva como a ciência que tem se preocupado em desenvolver pesquisas e equipamentos que favoreçam a melhora das habilidades funcionais do indivíduo com incapacidades.

Ao trabalhar com diferentes grupos, a adequação postural, pode produzir benefícios de diferentes formas. Para ser efetiva, essa intervenção necessita da união de conhecimentos de várias disciplinas, objetivos claros e comunicação entre os participantes, principalmente com o usuário do sistema.

“Adaptar uma cadeira de rodas é uma arte, a arte de analisar e entender as necessidades individuais, baseado nas funções físicas, ambientais e nas preferências pessoais, junto aos usuários.” (ENGSTRÖM, 2002). A combinação entre conhecimentos em relação aos déficits motores, cadeira de rodas adequada, sistemas de adaptação, bem como a demanda individual e os desejos dos usuários podem ser a solução dos problemas relacionados à postura sentada (BOLIN, BODIN e KREUTER, 2000).

A proposta de um assento/encosto especializado é fornecer suporte ou posicionamento para maximizar a função do usuário, aliviar pressão e prevenir contraturas e deformidades (KIM e MULHOLLAND, 1999). Além disso, uma postura sentada para aqueles com pobre controle postural ou deformidades, não apenas melhora

a função através da segurança e conforto, mas também contribui para a gestão da postura, evitando agravamentos ou prevenindo déficits (WALLIS, 1995).

BARBOSA (2002) também relata que o posicionamento adequado favorece os aspectos sistêmicos como a respiração e a circulação sanguínea. Assim, posicionamentos inadequados por períodos prolongados levam a pobreza e má qualidade dos movimentos.

O conforto do usuário é o que determina se o sistema de adequação postural é eficaz. O desconforto e a dor podem gerar um aumento do tônus, movimentação anormal, aumento da assimetria e da fadiga, diminuição da atenção e concentração. Além disso, quando o alinhamento postural é utilizado visando alcance da função desejada é necessário fornecer ao usuário o tempo adequado para a sua acomodação (WAUGH, 1999; COOK, 2002 *apud* CAVALCANTI, GALVÃO e CAMPOS, 2007).

A manutenção de más posturas, como a obliquidade pélvica, pode acarretar no desenvolvimento de desvios na coluna vertebral, associando a obliquidade com rotações de pelve e tronco. O posicionamento pélvico apropriado é um dos princípios da adequação da postura sentada e independe da idade e do diagnóstico do indivíduo. A prescrição de adequações para uma CR deve se basear nas habilidades de sentar do sujeito, na distribuição de peso e simetria, iniciando por um quadril estável e alinhado para conseguir apoio para o tronco e posteriormente um suporte para os pés (WALLIS, 1995; DUDGEON e DEITZ, 2008; ANTONELLI, 2003).

Estudos apontam que o uso de equipamentos na cadeira de rodas, conjuntamente com a realização de terapias físicas, influenciam na posição do corpo e performance, facilitando a execução das AVD's, mobilidade e bem-estar (FARLEY *et al.*, 2003). Crianças com paralisia cerebral se beneficiaram de intervenções de adequação postural utilizando dispositivos que lhes proporcionaram suporte na postura sentada e que possibilitaram a elas a realização de uma variedade de atividades de vida diária, entre elas o brincar e a alimentação. Entre esses dispositivos estavam um suporte para sentar no chão ou em uma cadeira e o outro para controle postural no vaso sanitário e banho (RIGBY *et al.*, 2009).

A população com paralisia cerebral é alvo de muitas pesquisas sobre postura e em sua maioria apontam para o fato de que essa população apresentam melhoras na extensão de tronco e controle de cabeça, na prevenção de deformidades, na qualidade do sono, na interação com o meio e também na performance mental quando suas instabilidades posturais são aliviadas (FARLEY *et al.*, 2003).

Contudo, o gerenciamento da postura sentada para indivíduos com déficits motores é uma questão bastante complexa, onde soluções padronizadas não podem ser aplicadas, especialmente em indivíduos com sequelas decorrentes de um AVE. Devido à grande diversidade de suas sequelas as adaptações de CR para esses indivíduos podem fugir do convencional, porém os objetivos de proporcionar uma postura estável devido à assimetria, promover conforto e evitar instalações de deformidades são prioridades (BOLIN, BODIN e KREUTER, 2000; CHAVES, RIZO e ALEGRETTI, 2003).

Entre as adaptações mais utilizadas para essa população estão o apoio de cabeça em casos mais graves e apoio lateral de tronco naqueles com déficits perceptuais e de equilíbrio importantes, o cinto pélvico e “tipo camiseta” auxiliando no posicionamento e na segurança desses indivíduos, enquanto o encosto plano é indicado para auxiliar na extensão do tronco. Em relação ao assento, a almofada é a chave para uma adequada intervenção, pois não é apenas capaz de proporcionar conforto e reduzir pontos de pressão, mas também auxiliar no alinhamento da postura sentada (CHAVES, RIZO e ALEGRETTI, 2003).

Para indivíduos com menor controle de tronco o assento anatômico, contornando as coxas e posicionando a pelve, é indicado para evitar o deslizamento sobre o assento. Por outro lado, o assento plano contribui para uma adequada distribuição de peso quando se opta por trabalhar com espumas de diferentes densidades. As superfícies planas são indicadas para aqueles que necessitam de pouco suporte na postura sentada e que tem a capacidade de se reposicionar com independência (DUDGEON e DEITZ, 2008).

A indicação de assentos de espuma com diferentes densidades é bastante comum na prática clínica e é utilizada em diferentes patologias. As “hemiespumas” são uma alternativa diante da obliquidade pélvica redutível, sendo a espuma mais densa colocada sob o lado em que a pelve estiver mais baixa. Contudo, não existem estudos na área que testem a eficácia desse dispositivo no alinhamento corporal de indivíduos usuários de CR (CHAVES, RIZO e ALEGRETTI, 2003).

2.5 - Fotogrametria como Ferramenta de Avaliação Postural

Estudos envolvendo a fotogrametria computadorizada, combinação da fotografia digital com softwares especiais, vem sendo amplamente utilizada para a

avaliação postural. Diante do avanço tecnológico, a fotogrametria tornou-se um instrumento de fácil acesso e manuseio.

A fotogrametria digital se apresenta como uma alternativa ou complemento a métodos caros ou invasivos como os raios-X na avaliação quantitativa de desvios posturais, e na prática clínica tem a capacidade de fornecer medidas objetivas com relação à progressão dessas alterações (SAAD *et al.*, 2007).

A técnica exige alguns cuidados metodológicos para que não haja distorções na imagem, que poderão acarretar interpretações errôneas sobre a postura do indivíduo, entre elas: manter a máquina fotográfica paralela ao avaliado, evitar o uso de zoom e utilizar um ambiente iluminado, além da padronização da distância entre equipamento e indivíduo de acordo com a área a ser fotografada (WATSON e MacDONNCHA, 2000 *apud* IUNES, 2004; CLAMAN, PATTON e RASHID, 1990 *apud* IUNES, 2004).

Muitos estudos se dedicaram a avaliar a confiabilidade dessa técnica, inclusive comparando-a com outros métodos de avaliação que são utilizados na prática clínica. SACCO (2007) comparou as análises angulares dos membros inferiores obtidos através da fotogrametria de 26 sujeitos assintomáticos com as medidas obtidas através de um goniômetro, que é um dos métodos mais utilizado na área física. Os resultados mostraram que a fotogrametria apresentou tanta confiabilidade quanto o método clássico para os ângulos analisados.

Em outro estudo IUNES *et al.* (2009) compararam a avaliação postural visual, também largamente utilizado na prática clínica, à fotogrametria computadorizada para a detecção de simetrias e assimetrias corporais na postura ortostática de 21 voluntários assintomáticos. Os dados analisados mostraram pouca concordância entre os métodos, além da avaliação visual ter apresentado dados menos concordantes entre os examinadores, levando-nos a concluir que a fotogrametria apresentou-se mais confiável nesse estudo.

A avaliação da escoliose idiopática foi tema de um estudo que investigou a confiabilidade da fotogrametria. Os registros de pontos anatômicos do plano frontal e lateral foram realizados e os resultados apontaram índices excelentes de confiabilidade, principalmente para a assimetria dos acrômios e da pelve (SAAD *et al.*, 2007).

São poucos os estudos que relatam o uso dessa ferramenta para mensuração da postura sentada. Contudo a fotogrametria tem sido utilizada como medida para a postura ortostática, tanto de crianças quanto de adultos. NIEKERK *et al.* (2008) defendem que uma fotografia apenas é capaz de fornecer uma representação precisa da

postura, e ainda dizem que o método é viável para a postura sentada, além do seu custo ser baixo.

A validade desse método foi testada na mensuração de ângulos na postura sentada de adolescentes assintomáticos, correlacionando os ângulos encontrados nas fotografias com as imagens de raios-X. Os achados sugerem que a fotogrametria fornece indicadores confiáveis e válidos do alinhamento da coluna na postura sentada (NIEKERK *et al.*, 2008).

Alguns autores também utilizaram a fotogrametria para avaliar a postura sentada de indivíduos com lesões neurológicas que utilizam CR, bem como para avaliar a eficácia de modificações em seus equipamentos, como veremos adiante (ALM *et al.*, 2003; HOLMES *et al.*, 2003).

Ainda que a literatura não aponte para o uso da fotogrametria de indivíduos com sequelas decorrentes do AVE, considera-se esse recurso uma importante ferramenta na avaliação da postura sentada de indivíduos com hemiplegia. Além de ser acessível e de fácil manuseio, essa ferramenta pode ser usada como método auxiliar na avaliação clínica da postura sentada e também na avaliação da eficácia das modificações na CR para o alinhamento desses indivíduos.

2.6 - Avaliação da Postura Sentada

Invariavelmente, o método clássico de avaliação postural consiste na avaliação visual dos planos frontal anterior e posterior, e lateral. Normalmente os indivíduos avaliados usam trajes de banho para facilitar a identificação de assimetrias, principalmente em ombros, clavículas, espinhas íliacas, joelhos e pés (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 1995).

Avaliações quantitativas da postura sentada são mais comumente encontradas em estudos sobre ergonomia. MORO (2002) realizou um estudo comparativo da postura sentada do sujeito em três diferentes situações de mobiliário cadeira-mesa simulando uma atividade de leitura em um protótipo que permite, através de células de cargas, o monitoramento das cargas provenientes do peso do sujeito. Esse estudo mostrou que, em determinadas posições, as cargas são realmente excessivas e concentradas em um único ponto, como ocorrem em geral na região das tuberosidades isquiáticas, causando um grande desconforto ao usuário (MORO 2002).

Os estudos encontrados relacionados à postura estática de indivíduos pós-AVE se concentram na avaliação postural sentada ou em ortostatismo desses indivíduos e raramente apresentam uma avaliação antes e após determinada intervenção.

Um estudo utilizou a Avaliação da Simetria e Transferência de Peso (ASTP) para avaliar o alinhamento na postura sentada, passagem para de pé e marcha do indivíduo com hemiparesia. Os resultados retrataram a diminuição do alinhamento corporal, equilíbrio e controle proximal e distal (COSTA et al. 2006).

Já TORRIANI *et al.* (2005) buscaram relacionar as alterações sensoriais com as alterações de transferência de peso nessa população utilizando o biofeedback de pressão para mensurar a diferença de transferência de peso entre hemicorpos. Os resultados apontam que com ou sem alteração sensorial há tendência nesses indivíduos em transferir mais peso para um dos lados.

PERLMUTTER *et al.* (2010) utilizaram a trajetória do Centro de Pressão (CoP) em análises espaciais e temporais na postura sentada de um grupo de indivíduos com AVE crônico em comparação com um grupo saudável. O estudo mostrou maiores deslocamentos do CoP no plano sagital do grupo com AVE. Além disso, perceberam que, com o uso do feedback, os dois grupos obtiveram diminuição no deslocamento do CoP. GENTHON (2007) também utilizou uma plataforma de força para avaliar os deslocamentos do CoP, análise biomecânica geralmente usada para a avaliação ortostática, em 10 indivíduos com hemiparesia decorrentes de AVE e 10 sujeitos saudáveis, encontrando maiores valores de deslocamento do CoP no grupo de indivíduos com déficits motores.

Quando falamos em avaliação da postura sentada encontramos estudos concentrados, principalmente, em indivíduos com sequelas de lesões medulares onde os pesquisadores se preocupam em avaliar a distribuição de peso, devido ao alto índice de úlceras de pressão nessa população. Em pacientes imobilizados ou com redução da mobilidade global, como usuários de cadeira de rodas, a pressão em tecidos moles por períodos prolongados é o fator extrínseco mais comum no surgimento de úlceras de pressão (RIZO, 2003).

Em um outro estudo foram descritas as características da distribuição de peso de um grupo de 25 homens com lesão medular (LM) através do mapeamento de pressão. Os valores de pico de pressão, área de contato e simetria de carga foram comparados em duas posturas distintas: tronco relaxado e ereto (*up-right*). Esses dados também foram comparados ao grupo controle e em duas superfícies diferentes: a cadeira

de rodas dos participantes e uma superfície padronizada sem encosto. Mais uma vez foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em todos os parâmetros testados, sendo que as maiores áreas de assimetria e descarga de peso foram encontradas entre o grupo com LM, descrevendo um risco potencial para o desenvolvimento de problemas esqueléticos e desequilíbrios musculares (GUTIERREZ, 2004).

Nesse mesmo estudo foram realizadas simultaneamente medidas angulares através da fotogrametria. A pesquisa descreveu a postura de indivíduos com LM combinando métodos clínicos como: especificações da CR, medições através da fotogrametria, avaliação visual das fotos por examinadores experientes e informações dos próprios sujeitos (ALM *et al.* 2003). Os resultados indicam que um grande número de sujeitos com LM não apresentaram o tronco superior alinhado, os pesquisadores atribuíram esse fato à baixa altura do encosto da CR, bem como à ausência de encostos personalizados, já que a experiência clínica nos diz que um encosto baixo geralmente é insuficiente para dar suporte aos adultos com paralisia da musculatura de tronco. O uso do encosto na situação da CR também influenciou positivamente a inclinação pélvica anterior (ALM *et al.* 2003).

Os resultados encontrados nesses estudos devem ser levados em conta para a prevenção de problemas secundários em longo prazo na postura estática sentada e para a importância da simetria na distribuição de pressão e manutenção de peso para esses indivíduos. O design personalizado em cadeiras de rodas pode ser capaz de melhorar o alinhamento e estabilidade do indivíduo sem interferir nas atividades de vida diária. Assim, pesquisas nessa área são necessárias para encontrar uma postura sentada funcional e que previna complicações.

2.7 - Avaliações após a Adequação Postural

A literatura sobre adequação postural é escassa e as avaliações para a intervenção da adequação postural são predominantemente feitas de forma qualitativa, baseadas em princípios biomecânicos da postura sentada normal. Além disso, as pesquisas envolvendo a postura sentada em CR apresentam-se preferencialmente relacionadas aos métodos de avaliação. Pouco se encontra sobre as intervenções da adequação postural, ainda que na prática clínica sejam utilizadas em larga escala.

Em sua revisão, FARLEY *et al.* (2003) mostram que para pacientes com disfunção neurológica, incluindo aqueles com seqüela de AVE, é evidente a falta de

pesquisas sobre a adequação postural. Evidenciando ainda que esse grupo se beneficiaria com futuros estudos sobre o tema pois essa população está em risco devido à manutenção de uma mesma postura por um tempo prolongado.

Um dos estudos que abordaram a avaliação das intervenções da adequação postural sugeriu um estudo biomecânico para o gerenciamento da escoliose através de apoios laterais de tronco na CR com uma população com paralisia cerebral. O objetivo desse estudo foi investigar a configuração ideal de um sistema modular de apoios laterais visando o alinhamento do tronco. O grupo foi composto por 16 indivíduos com paralisia cerebral espástica não deambuladores. Nos apoios laterais foram acoplados resistores elétricos extensômetros de resistência elétrica que captavam as forças e momentos transmitidos, além disso, marcadores foram colocados nos processos espinhosos e espinhas ilíacas póstero-superiores (EIPS) para posteriormente analisar o ângulo formado com a horizontal. As diferenças angulares e forças encontradas foram significantes entre as três disposições dos apoios laterais testadas, e a disposição de três pontos mostrou-se mais adequada (HOLMES, 2003).

Ainda com a população com paralisia cerebral, a eficiência do gerenciamento postural de crianças foi investigada com o uso da pá sacral e dos bloqueadores de joelhos que têm a função de controlar a pelve e os membros inferiores. Segundo os autores apesar de uma justificativa biomecânica plausível para o uso de tais adaptações não há atualmente evidências convincentes que eles são mais eficazes que outras alternativas na prevenção de deformidades com este grupo de crianças. Assim, foram tomadas medidas angulares com um goniômetro antes e imediatamente depois da retirada dos dispositivos, e após um mês da retirada do equipamento. O estudo não encontrou significância estatística para o alinhamento do quadril, pelve, tronco e cabeça nessa amostra de crianças com comprometimento motor severo (Mc DONALD e SURTEES, 2007).

Diante da grande quantidade de estudos que mostram os efeitos de uma pobre postura sentada e da orientação pélvica na distribuição de pressão, KOO *et al.* (1996) propuseram um estudo com objetivo de avaliar a eficiência de diferentes almofadas para compensar os efeitos adversos dessa postura. Foram mensuradas a orientação pélvica e a distribuição de pressão no assento em dois tipos de almofadas (ROHO® e a espuma de poliuretano (PU) de densidades 30 Kg/m³), além de diferentes posicionamentos de tronco de seis homens com paraplegia, além do grupo controle formado por oito homens saudáveis. As análises da obliquidade pélvica lateral e ântero-

posterior foram feitas através de um dispositivo de seguimento magnético com a marcação de três pontos anatômicos – espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) direita, EIAS esquerda e cóccix.

Os resultados apontaram valores de obliquidade pélvica lateral significativamente mais elevados no grupo com LM, atribuídos à disfunção muscular e pobre postura prolongada na CR, assim como os valores da obliquidade ântero-posterior se apresentaram insignificantes no grupo controle. Na almofada de poliuretano foram encontradas as maiores diferenças entre os grupos, enquanto que a ROHO® gerou maiores valores de obliquidade pélvica em comparação a espuma de PU, os autores atribuíram esse fato a maior instabilidade da primeira. Já em relação às médias de pressão isquiáticas os menores valores foram encontrados na ROHO®. Em relação às diferentes posturas pré-determinadas, o estudo conclui que as pressões nas regiões isquiáticas tendem a grandes aumentos nas inclinações laterais, postura facilmente observada em indivíduos com controle motor precário (KOO *et al.*, 1996).

Ainda em relação à avaliação de espumas de assento, RAGON *et al.* (2002) compararam a variação da espessura das mesmas correlacionando-as com a distribuição de pressão nas tuberosidades isquiáticas em um estudo de caso com um homem saudável. Foi observado que o uso da almofada de PU foi capaz de reduzir a pressão. Como esperado, a pressão diminuiu com espumas mais espessas, sendo os melhores resultados encontrados para a almofada de oito cm. Espumas além dessa medida aumentaram ligeiramente o cisalhamento subcutâneo, bem como aumentaram a instabilidade do indivíduo.

Pode-se inferir que esses estudos, para a avaliação da postura de indivíduos com comprometimento motor, evidenciaram diferenças significativas no alinhamento e distribuição de peso quando comparados aos grupos controle saudáveis, além de demonstrar que as superfícies onde esses indivíduos sentam também podem provocar alterações posturais.

BOLIN, BODIN e KREUTER (2000) investigaram como a postura sentada e a adequação postural afetou a postura e a performance de quatro indivíduos com tetraplegia decorrente de uma lesão medular. Para tal, utilizaram a avaliação visual de registros fotográficos do plano frontal e lateral, e outras medidas para avaliar equilíbrio, transferências, habilidade com a CR, esforço físico durante a propulsão, espasticidade e respiração. As adaptações foram prescritas de forma individual e abrangeram: aumento da altura do encosto para dar suporte ao tronco, rebaixamento do assento, substituição

das almofadas de ar do assento por almofadas de espuma contornadas para estabilidade e suporte das coxas, diminuição da inclinação do encosto e aumento da profundidade do assento.

Os resultados apontam que as adaptações melhoraram a postura sentada dos indivíduos e que conseguiram reduzir ou solucionar seus problemas específicos como dor ou insegurança. O uso de almofadas mais estáveis no assento mostrou-se mais eficaz no alinhamento pélvico e na estabilidade desses indivíduos. As alterações negativas nas transferências foram temporárias e melhoraram com o tempo. Contudo, os autores ressaltam que muitas medidas realizadas com instrumentos específicos de avaliação não corresponderam à percepção dos usuários, o que indica a necessidade de explorar medidas objetivas mais sensíveis e confiáveis. (BOLIN, BODIN e KREUTER, 2000).

Após essa minuciosa pesquisa em base de dados por artigos sobre o tema, um único estudo avaliando a postura sentada de indivíduos hemiplégicos após alterações na CR foi encontrado. BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE (1988) estudaram se a substituição dos assentos e encostos em nylon da CR por bases rígidas tinham a capacidade de modificar a postura sentada a curto e em longo prazo, já que essa substituição é comum na prática clínica, além dos encostos e assentos de nylon encorajar uma postura assimétrica para esses usuários. Foram avaliadas a inclinação pélvica ântero-posterior, lordose lombar, cifose torácica, obliquidade pélvica e flexão lateral de tronco, que foram mensurados através de fotografias e medições angulares com um goniômetro.

Os resultados em curto prazo mostraram que apenas a obliquidade pélvica diminuiu significativamente com o assento rígido, enquanto que a substituição do assento e encosto teve diferença significativa na inclinação pélvica, cifose torácica e obliquidade pélvica. Porém, quando comparados ao grupo controle não houve diferença significativa em relação às mudanças na obliquidade pélvica (BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE, 1988).

Capítulo 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Amostra

A seleção da amostra teve início com a triagem de 53 prontuários selecionados através do diagnóstico de hemiplegia ou AVE, e que estavam em tratamento na AACD/MG ou que aguardavam uma vaga para tratamento na lista de espera. Entre os critérios de inclusão estão: (1) diagnóstico de hemiplegia, (2) capacidade de manter a postura sentada sem apoio, (3) compreensão de ordens simples, (4) uso de cadeira de rodas para locomoção domiciliar e/ou para longas distâncias e (5) assinar o termo de consentimento livre após esclarecimento.

Para avaliar a compreensão e uso da CR foram utilizados os itens correspondentes da Medida de Independência Funcional (MIF). Esta pontua a independência do indivíduo de 1 (dependência total) a 7 (independência completa) nas áreas de cuidados pessoais, controle de esfínteres, mobilidade/transferência, locomoção, comunicação e cognição social. Para o item correspondente à locomoção foram incluídos pacientes com pontuação que variaram de 1 (ajuda máxima - totalmente dependente para a propulsão da CR) a 5 (ajuda moderada - uso de CR para longas distâncias). Para o item de compreensão a pontuação variou de 4 (ajuda mínima - compreende duas ordens simples seqüenciais) a 7 (independência completa - compreende as afirmações escritas ou faladas e a conversação complexa ou abstrata) (RIBERTO *et al.*, 2004).

A maioria dos pacientes já havia realizado essa avaliação que é aplicada a todos no início do tratamento terapêutico. Para aqueles que ainda não haviam iniciado as terapias, a avaliação foi realizada pela própria pesquisadora após contato com o paciente

Os critérios de exclusão foram: (1) presença de deformidades musculoesqueléticas, (2) diagnóstico de hemiplegia decorrente de outras etiologias e (3) aquisição de marcha para longas distâncias.

Através desses critérios seis pacientes com diagnóstico de hemiplegia e/ou hemiparesia decorrente de outras patologias foram excluídos, um paciente foi excluído por apresentar deformidades musculoesqueléticas, sete foram excluídos por apresentar

compreensão prejudicada e 14 por estarem realizando a marcha de forma independente para a locomoção domiciliar e comunitária.

Os pacientes que atenderam aos critérios de inclusão foram contatados por telefone ou abordados pessoalmente na própria instituição e convidados a participar da pesquisa. Desses, cinco não aceitaram participar do estudo e para três deles não foi possível fazer contato. Assim, 18 pacientes aceitaram participar da pesquisa e então foram agendados os dias para a avaliação. Todos foram informados quanto aos procedimentos e assinaram o Termo de Consentimento Livre após Esclarecimento (Anexo 1). Em alguns casos, os responsáveis e/ou cuidadores dos participantes foram solicitados para assinar o termo diante do comprometimento da escrita dos pacientes.

Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Associação de Assistência à Criança Deficiente (Anexo 2) e realizado nas dependências da AACD/MG localizada na cidade de Uberlândia/MG.

A média de idade dos participantes foi de $63,33 \pm 10,07$ anos, sendo sete do sexo feminino e 11 do sexo masculino, peso médio $68,55 \pm 11,52$ Kg, tempo médio de lesão $12,11 \pm 5,72$ meses, sendo nove com sequela no hemicorpo direito e nove com sequela no hemicorpo esquerdo.

3.2 Materiais

Foram utilizados os seguintes equipamentos e recursos para a realização da pesquisa:

- 2 Máquinas digitais – Kodak easy share (C1013 e C180);
- 2 Tripés (First C 311 e WF WT-3710);
- Software CorporisPro®, versão 3.1;
- Notebook CCE®;
- Tablado madeira (1,80 m x 0,80 m x 0,45 m);
- Bolas de isopor (1,5 cm de diâmetro);
- Demarcador emborrachado (50 cm x 50 cm);
- Forro em Tecido Não Tecido (TNT) azul;
- Um assento em espuma de poliuretano densidade 33 Kg/m^3 , fixo em base rígida de madeira (50 cm x 50 cm x 8,5 cm);

- Um assento em espuma de poliuretano, metade com densidade 33 Kg/m³ e a outra metade 40 Kg/m³, fixo em base rígida de madeira (50 cm x 50 cm x 8,5 cm);
- Um assento em espuma de poliuretano metade, com densidade 33 Kg/m³ e a outra metade de densidade 40 Kg/m³ intercalados com duas camadas de Etil Vinil Acetato (EVA), fixo em base rígida de madeira (50 cm x 50 cm x 8,5 cm);
- Trena;
- Nivelador;
- Fita dupla face;
- Fita adesiva;
- Touca de cabelo;
- Fio de prumo;

3.3 Procedimento experimental

Após os esclarecimentos iniciais foi solicitado que os participantes retirassem a vestimenta do tronco superior, as mulheres utilizaram um top, e colocassem a touca de cabelo para que os pontos anatômicos pudessem ser demarcados. Os pontos anatômicos do plano frontal anterior foram demarcados com os indivíduos sentados em suas próprias CR proporcionando maior conforto e diminuindo o período de permanência na postura sentada sem apoio. Em seguida, cada indivíduo foi convidado a sentar-se no centro do tablado de madeira demarcado com um tapete emborrachado, e então os pontos anatômicos do plano frontal posterior foram demarcados.

Os registros fotográficos ocorreram individualmente e em um único encontro. Cada participante foi fotografado oito vezes, sendo quatro registros do plano frontal posterior e quatro do plano frontal anterior. O primeiro registro ocorreu com os indivíduos sentados sobre o tablado sem assento de espuma, denominada situação A0. Em seguida, os indivíduos foram fotografados sentados sobre três tipos de assentos denominados A1, A2 e A3, respectivamente mostrados nas figuras 3.1, 3.2 e 3.3.

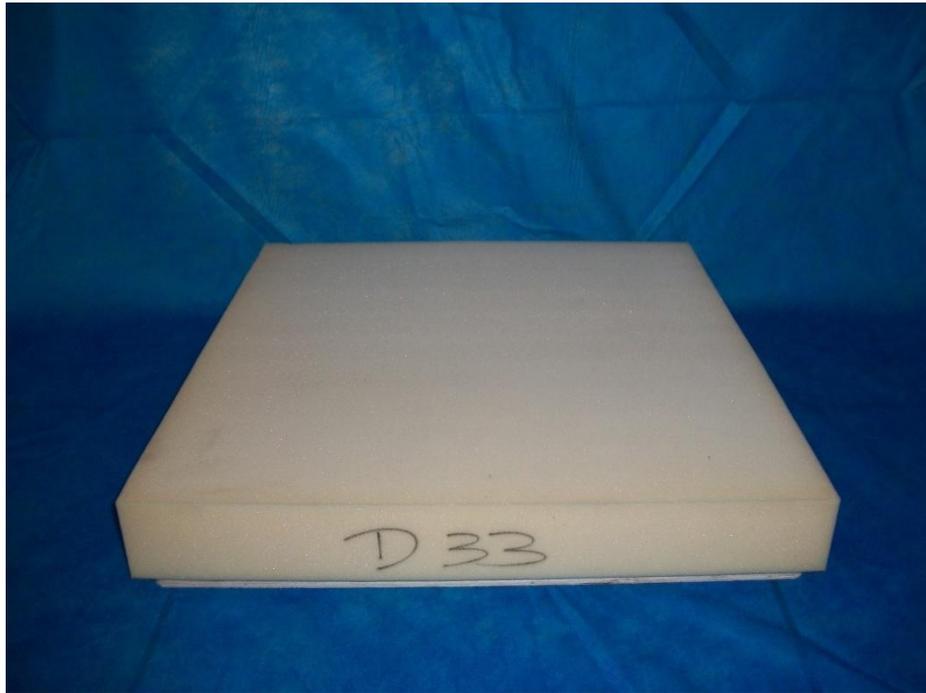


Figura 3.1 - Assento A1 - espuma densidade 33 kg/m³.

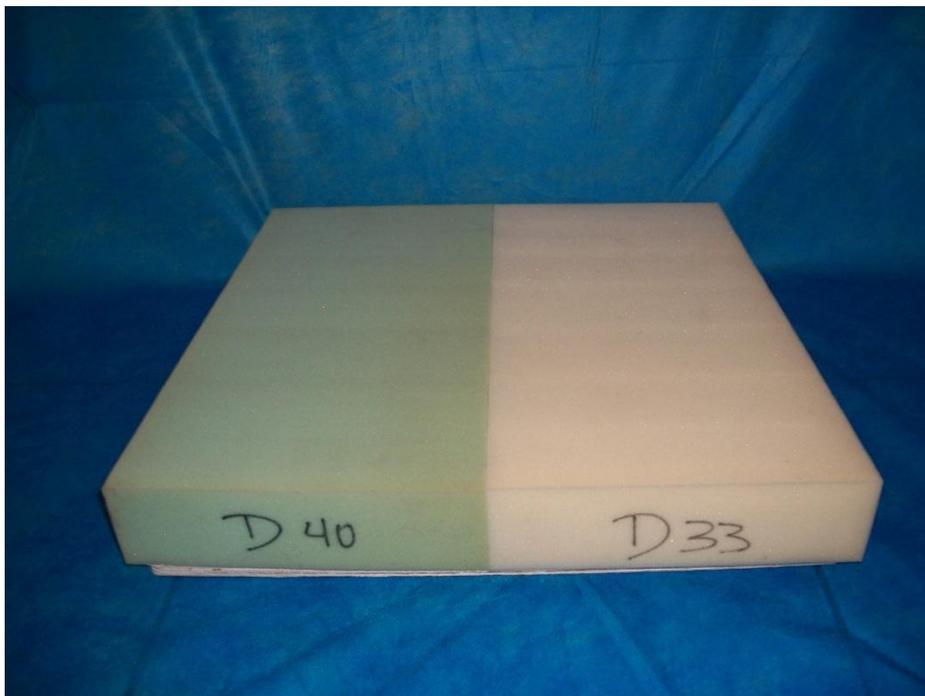


Figura 3.2 - Assento A2 – parte com espuma de densidade 33 kg/m³ e a outra parte com espuma de densidade 40 kg/m³.

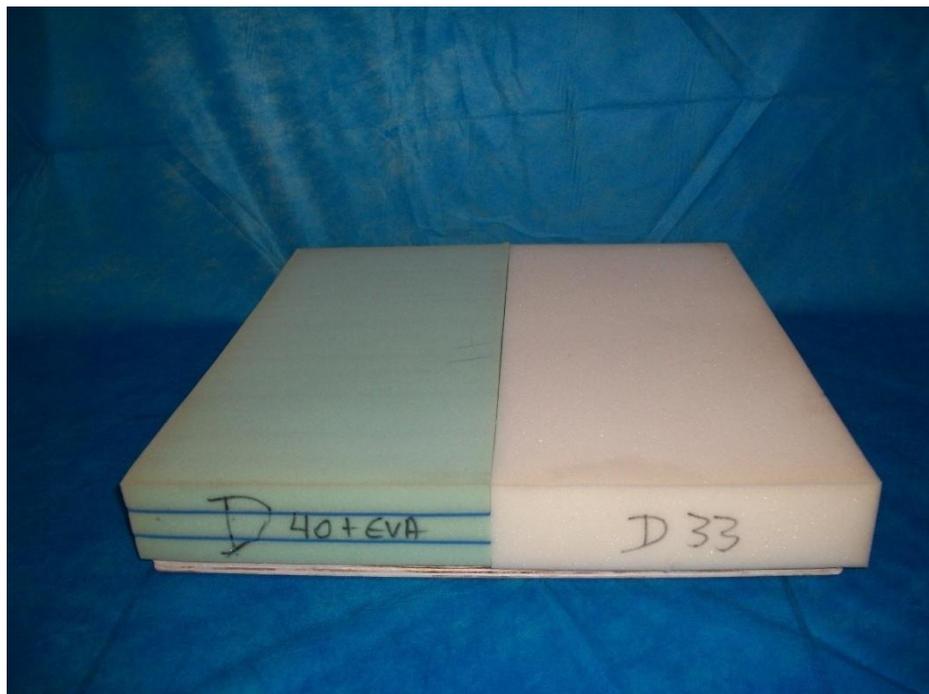


Figura 3.3 - Assento A3 – parte com espuma de densidade 33 kg/m³ e a outra parte com espuma de densidade 40 kg/m³ intercalada com duas camadas de EVA

A avaliação visual e palpatória ocorreu na situação A0, onde a própria pesquisadora registrou a obliquidade pélvica apresentada pelo indivíduo e assim determinou sob qual hemisfério seriam colocadas as espumas de diferentes densidades dos assentos, sendo que o lado com densidade diferente de 33 kg/m³ foi colocado sob o hemisfério que estava recebendo maior descarga de peso segundo a avaliação clínica.

3.4 Pontos Anatômicos Demarcados

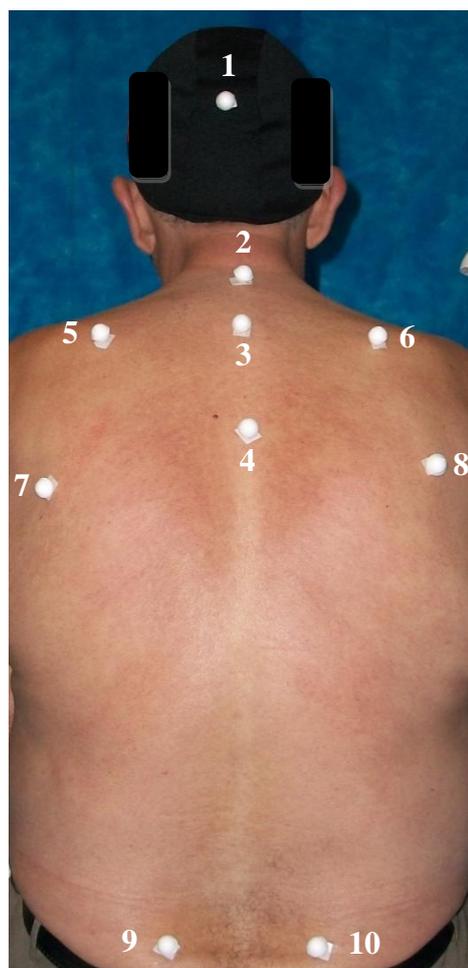
Foram demarcados pontos anatômicos nas regiões da cabeça e tronco. Os mesmos foram selecionados por serem estruturas de fácil localização e precisão, minimizando os erros de localização, além de possibilitar análises clínicas relevantes.

As demarcações foram realizadas utilizando fita dupla face e esferas de isopor de 1,5 cm de diâmetro. Os pontos anatômicos demarcados no plano frontal anterior e posterior encontram-se nas Figuras 3.4 e 3.5:



1. Glabella
2. Mento
3. Manúbrio do esterno
4. Trago direito
5. Trago esquerdo
6. Articulação acrômio-clavicular direita
7. Articulação acrômio-clavicular esquerda

Figura 3.4: Pontos anatômicos demarcados no plano frontal anterior.



1. Proeminência occipital
2. Processo espinhoso C7
3. Processo espinhoso T3
4. Processo espinhoso T7
5. Ponto de transição entre a margem medial e a espinha da escápula esquerda
6. Ponto de transição entre a margem medial e a espinha da escápula direita
7. Ângulo inferior da escápula esquerda
8. Ângulo inferior da escápula direita
9. Espinha ilíaca pósterio-superior esquerda
10. Espinha ilíaca pósterio-superior direita

Figura 3.5: Pontos anatômicos demarcados no plano frontal posterior.

3.5 Posicionamento dos Indivíduos e Registros Fotográficos

Após a demarcação dos pontos anatômicos e da avaliação física tiveram início os registros fotográficos. Os pés dos participantes permaneceram apoiados no chão, nos casos necessários foi utilizado um dispositivo de madeira para adequar a altura do posicionamento dos pés.

Para o registro do plano frontal posterior a câmera fotográfica foi posicionada paralela ao chão sobre um tripé a uma altura de 0,95 m e o centro da lente distante 1,10 m da borda posterior do assento. Enquanto que, para o registro fotográfico do plano frontal anterior o centro da lente foi colocado 0,80 m distante da borda anterior do assento, também paralela ao chão sobre um tripé na mesma altura de 0,95 m.

As medidas mostradas na Figura 3.6 foram estabelecidas para que houvesse uma melhor captura dos pontos anatômicos de interesse nas duas situações. Os recursos de zoom disponíveis nas máquinas não foram utilizados.

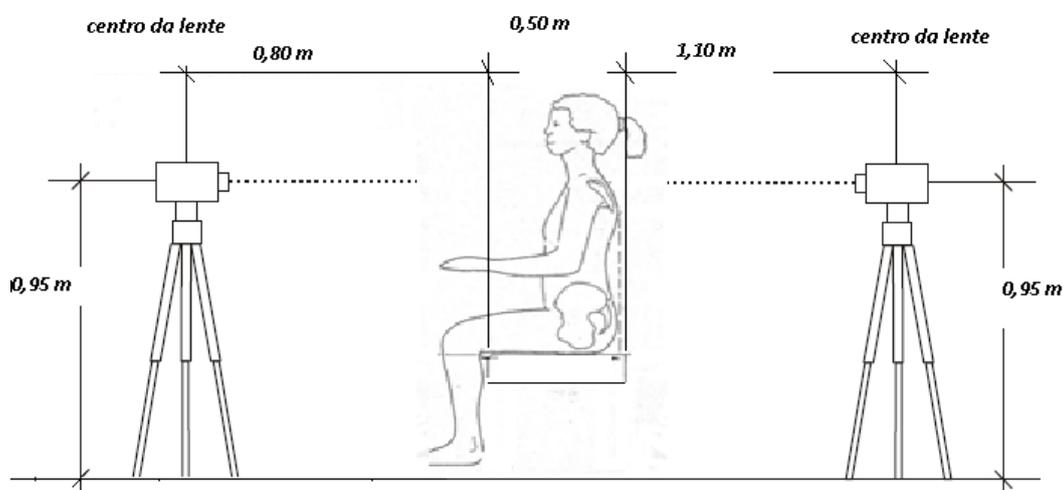


Figura 3.6: Posicionamento dos equipamentos e do voluntário para registro fotográfico.

A sequência para a colocação dos assentos foi feita aleatoriamente para cada indivíduo através de sorteios, a cada novo assento foi estabelecido um minuto de espera para realizar o registro fotográfico, que foi realizado acionando uma das câmeras e logo em seguida a outra. Depois de transcorrido o tempo determinado para a acomodação do indivíduo um único comando verbal era dado: “Mantenha o olhar para a máquina à sua frente”.

3.6 Análise das Imagens

Após o armazenamento digital das fotos, as mesmas foram analisadas em um notebook CCE Pentium Dual Core®. O software utilizado para a análise fotogramétrica foi o CorporisPro®, versão 3.1. Esse software de fotogrametria digital utilizado para estudos biomecânicos e posturais foi desenvolvido pela Data Hominis Tecnologia e está disponível gratuitamente em <http://www.datahominis.com.br/corporispro/>. O software inclui uma série de ferramentas para avaliar distâncias e ângulos, e conta com um tutorial em português. A interface do software é apresentada na Figura 3.7.

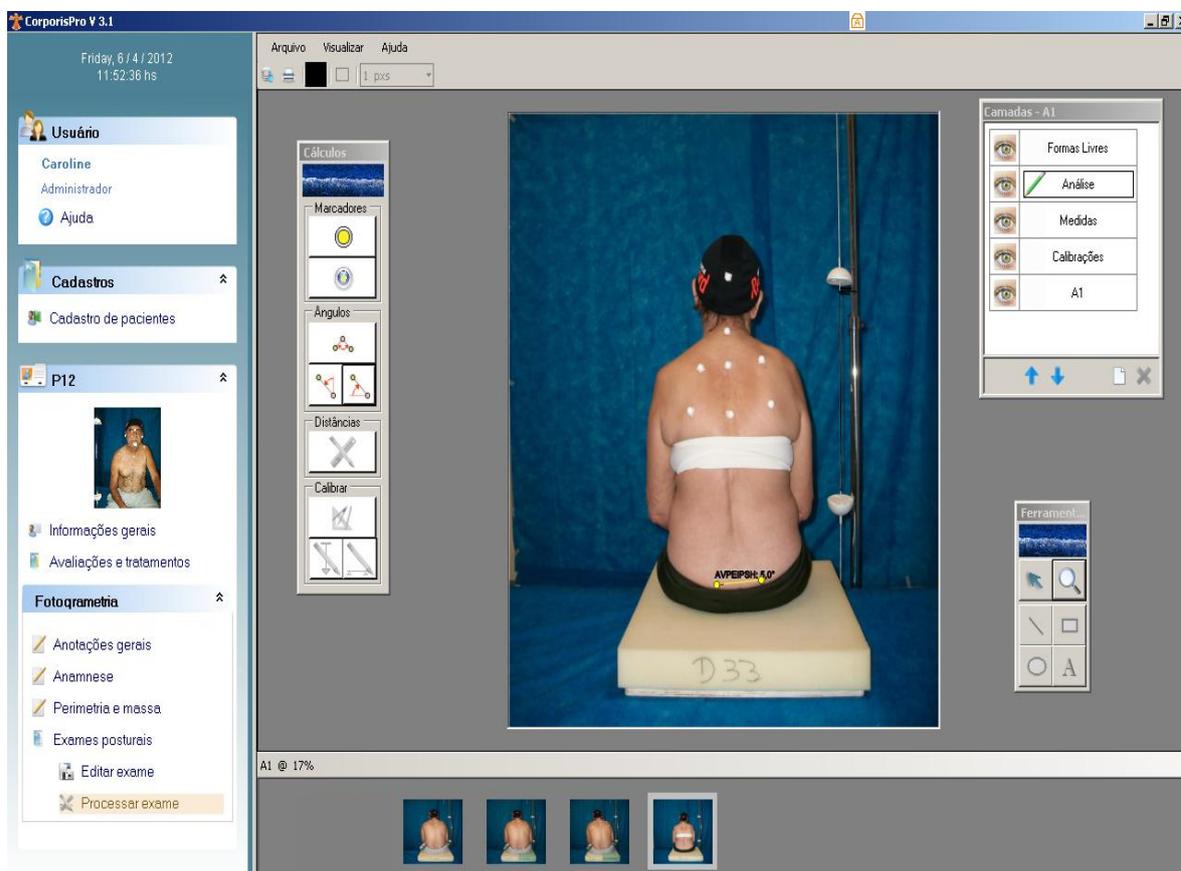


Figura 3.7: Interface do Software de Análise Postural CorporisPro®.

Os indivíduos foram identificados de P1 a P18 e a análise das fotos obedeceu à seguinte ordem para cada um deles: (1) carregamento das quatro fotos do plano frontal anterior e das quatro fotos do plano frontal posterior; (2) identificação de dois pontos no fio de prumo para estabelecer o eixo vertical e, automaticamente, a delimitação da linha horizontal no software, (3) identificação manual dos marcadores, utilizando 60% de zoom para os registros do plano frontal anterior e de 80% para

aqueles do plano frontal posterior, (4) união dos pontos demarcados para estabelecimento dos ângulos e (5) geração dos relatórios individuais.

Os marcadores foram identificados sempre na mesma sequência, bem como os ângulos traçados. Os ângulos, tanto do plano frontal anterior como posterior, foram traçados através da união de dois pontos anatômicos em relação à horizontal ou a vertical, tendo como referência que o alinhamento perfeito seja descrito por um ângulo equivalente a 0° . Seguindo as instruções do tutorial do software CorporisPro®, os ângulos formados com a vertical foram traçados a partir do marcador mais distal para o proximal, enquanto que para os ângulos formados com a horizontal a ordem foi do marcador à esquerda da imagem para o marcador à direita.

3.7 Ângulos dos Planos Frontal Anterior e Posterior

Os ângulos são formados pelos segmentos de retas entre dois marcadores com os eixos vertical ou horizontal. A nomenclatura dos ângulos foi estabelecida através das letras iniciais dos pontos anatômicos envolvidos. Assim, os ângulos do plano frontal anterior estão abaixo relacionados e a Figura 3.8 apresenta os quatro segmentos que dão origem aos referidos ângulos.

- GM - ângulo formado pelo segmento que une os pontos anatômicos glabella e mento (1) com o eixo vertical.
- MM - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos mento e manúbrio do esterno (2) com o eixo vertical.
- TT - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos trago esquerdo e trago direito (3) com o eixo horizontal.
- AA - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos acrômio esquerdo e acrômio direito (4) com o eixo horizontal.

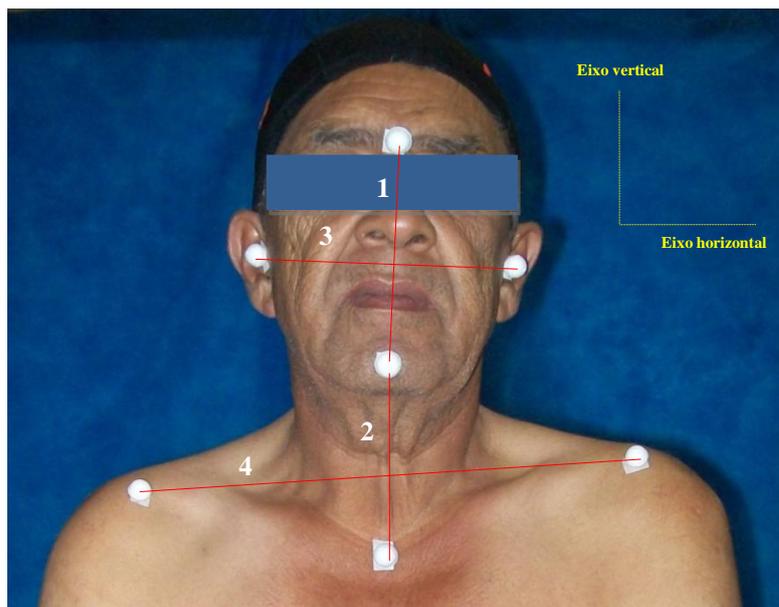


Figura 3.8: Segmentos do plano frontal anterior

Os sete ângulos formados no plano frontal posterior estão relacionados abaixo, e seus respectivos segmentos são apresentados na Figura 3.9.

- OC7 - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos proeminência occipital e processo espinhos C7 (1) com o eixo vertical.
- C7T3 - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos processo espinhoso C7 e processo espinhoso T3 (2) com o eixo vertical.
- T3T7 - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos processo espinhoso T3 e processo espinhoso T7 (3) com o eixo vertical.
- OT7 - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos proeminência occipital e processo espinhoso T7 (4) com o eixo vertical.
- BM - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos ponto de transição entre a margem medial e a espinha da escápula esquerda-ponto de transição entre a margem medial e a espinha da escápula direita (5) com o eixo horizontal.
- AIE - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos ângulo inferior da escápula esquerda e ângulo inferior da escápula direita (6) com o eixo horizontal.
- EIPS - ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos espinha ilíaca pósterio-superior esquerda e espinha ilíaca pósterio-superior direita (7) com o eixo horizontal.

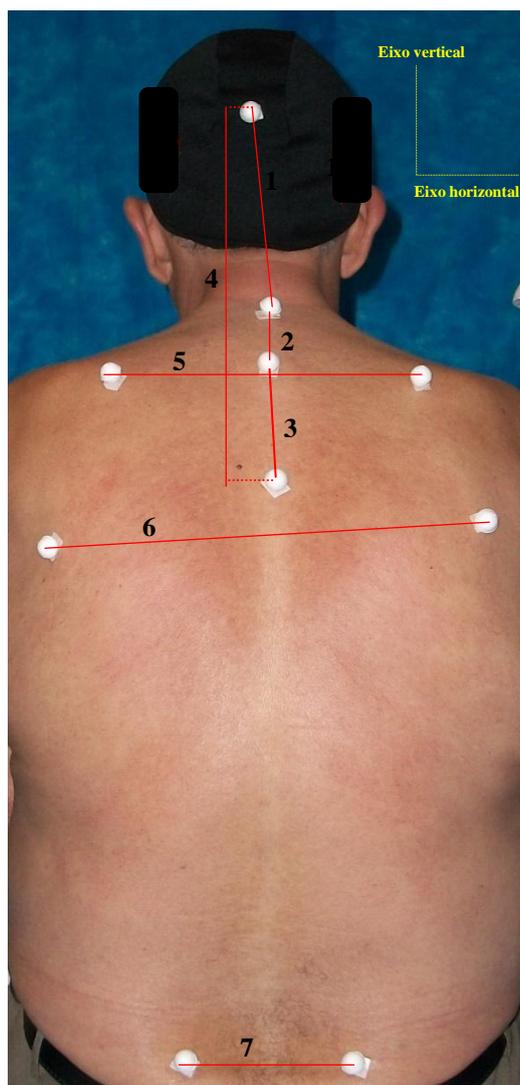


Figura 3.9: Segmentos do plano frontal posterior.

Os valores dos ângulos obtidos através do software CorporisPro® são apresentados em números positivos e negativos de acordo com a inclinação da reta traçada na união dos marcadores, como está esquematizado na Figura 3.10.

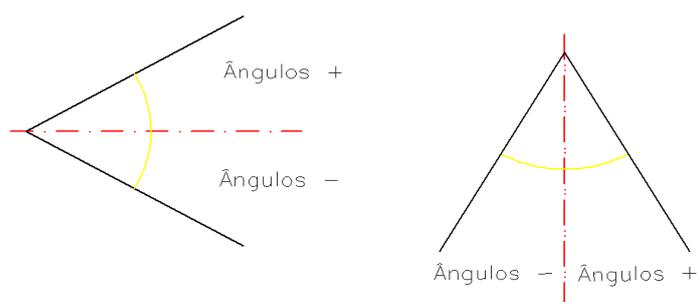


Figura 3.10: Referência da orientação dos ângulos para o Software CorporisPro®.

Para os ângulos traçados com a referência vertical, são positivos aqueles à direita dessa linha, sugerindo inclinação corporal à direita e negativos aqueles à esquerda, sugerindo inclinação corporal à esquerda. Enquanto que, para os ângulos traçados com a linha horizontal, são negativos os que estão abaixo dessa linha, o que indica uma inclinação do corpo à direita, e positivos aqueles acima, que indicam a inclinação do corpo à esquerda.

3.8 Análise Estatística

Os valores de cada ângulo foram transcritos para uma tabela no Excel para permitir a análise estatística dos dados. Todos os cálculos foram efetuados através do software Action, suplemento do Excel 2007. O Action é um software gratuito, disponível em inglês e português e está disponível em: <http://www.portalaction.com.br/>.

Inicialmente, realizou-se uma análise descritiva dos dados de modo a representá-los por meio de alguns de seus atributos, pois descrição completa e acurada pode ser útil para as inferências sobre a população que deu origem à amostra, sendo que uma boa análise descritiva precede qualquer análise de dados (DÓRIA, 1999; PAES, 2009).

As variáveis peso, idade, tempo de lesão, sequela motora, entre outras foram resumidas em valores percentuais, de frequência e valores médios. Para as variáveis resultantes das medidas angulares foram calculadas média, mediana e desvio padrão a partir de seus valores absolutos, além da apresentação gráfica em *Boxplot*. Essa ferramenta gráfica fornece uma grande quantidade de informações sobre os dados numéricos, entre elas a possibilidade de identificar valores discrepantes ou de comparar a dispersão de diferentes conjuntos de dados (DAWSON e TRAPP, 2003; RYAN, 2009). Dessa forma, foi possível comparar as variações de cada ângulo mensurado nas quatro configurações de assento testadas. Esses gráficos permitiram ainda a análise descritiva da normalidade dos dados através das medianas, médias e percentis.

A estatística inferencial também foi utilizada para avaliar a normalidade dos dados, para tal foi utilizado o teste de hipótese Shapiro-Wilk. Após a constatação que a hipótese de normalidade não pode ser assumida para todos os conjuntos de dados, ainda que em sua minoria, optamos pela normalização dos mesmos. Essa escolha baseou-se no pressuposto de que testes paramétricos são mais robustos e sua análise de menor

complexidade do que testes não-paramétricos e, ainda que existam pequenos desvios na normalidade os testes paramétricos apresentam resultados válidos (PAES, 2009).

A transformação Box-Cox foi utilizada com sucesso para chegar a valores transformados que demonstraram normalidade. Esse método utiliza o cálculo dos valores mínimos de assimetria e curtose de amostras para atingir a normalidade. (BOX; COX, 1964).

Diante dos dados normalizados o teste t pareado foi usado para comparar se a média de cada conjunto de dados foi alterada após a modificação dos assentos, sendo estabelecidos seis pareamentos para cada um dos onze ângulos sob análise: A0xA1, A0xA2, A0xA3, A1xA2, A1xA3 e A2xA3. Estudos onde um único grupo de participantes é avaliado antes e depois de um evento podem ser feitos para determinar se a média nesse grupo se alterou em resultado a um tratamento ou intervenção e nesses casos é utilizado o teste t pareado. Além do mais, desenhos pareados de estudos permitem o controle de fatores externos que podem influenciar os resultados. Então, qualquer diferença causada pela intervenção não serão disfarçadas pelas diferenças entre os próprios participantes (DAWSON e TRAPP 2003). Por fim a correlação entre as variáveis peso, idade e tempo de lesão foram analisadas pelo Coeficiente de Correlação Linear de Pearson.

Capítulo 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1- Casuística

Paralelamente à triagem dos prontuários para levantamento de possíveis candidatos ao estudo foi realizado um abrangente levantamento dos pacientes adultos que deram entrada na Clínica de Lesões Encefálicas Adquiridas da AACD/MG, com o diagnóstico de AVE, com o intuito de conhecer o perfil da população nessa Instituição. A Tabela 4.1 apresenta os dados dessa triagem de prontuários dos indivíduos com diagnóstico de AVE que deram entrada no serviço de reabilitação da AACD/MG no período de agosto de 2010 a agosto de 2011, e também apresenta os dados dos 18 participantes do estudo.

Tabela 4.1 - Dados relativos aos pacientes inscritos na AACD/MG de agosto de 2010 a agosto de 2011 e aos participantes da pesquisa.

	Indivíduos admitidos na AACD/MG (ago2010/ago2011)	Indivíduos participantes da pesquisa
Nº indivíduos	83	18
Sexo masculino	37 (44,60%)	11 (61,11%)
Sexo feminino	46 (55,40%)	7 (38,88%)
Idade (média)	61,60±12,60	63,33±10,07
Hemiplegia D	27 (35,53%)	9 (50%)
Hemiplegia E	21 (25,30%)	9 (50%)
Dupla hemiparesia	7 (8,43%)	----
Sequela não especificada	28 (33,73%)	----
Obliquidade pélvica D	----	8 (44,44%)
Obliquidade pélvica E	---	10 (55,55%)

No período de Agosto de 2010 a agosto de 2011 foram admitidos, em média, sete pacientes com diagnóstico de AVE por mês na instituição. A distribuição por gênero foi semelhante, sendo 44,60% do sexo masculino e 55,40% do sexo feminino. A média de idade foi de 61,60 ± 12,60. Em relação às sequelas motoras,

25,30% apresentaram limitações no hemicorpo esquerdo, 35,53% no hemicorpo direito, 8,43% em ambos os hemicorpos e os outros 33,73% não foram especificados.

Os dados relativos aos 18 participantes desse estudo foram, aproximadamente, 61% do sexo masculino e 39% do sexo feminino. A idade média foi similar à do levantamento inicial, $63,33 \pm 10,07$. A média de tempo de lesão foi de 12 meses tanto para aqueles com capacidade de deambulação, quanto para os dependentes da CR, o que sugere que a capacidade de deambulação domiciliar não apresentou relação com o tempo de lesão para essa amostra, evidenciando-se assim uma alta taxa de indivíduos não deambuladores.

Em relação à sequela motora houve um equilíbrio entre a hemiplegia direita e esquerda, com 50% de cada. De acordo com a análise fotogramétrica na posição inicial (A0) quanto à obliquidade pélvica observou-se 55,55% de ocorrências para o lado esquerdo e 44,44% para o lado direito. Em 50% dos casos a obliquidade pélvica ocorreu para o lado hemiparético, enquanto os outros 50% ocorreram para o lado contrário ao hemicorpo acometido.

Constata-se, assim, que as sequelas decorrentes de um AVE para essa amostra foram variadas e bastante particulares, o que torna qualquer intervenção clínica um grande desafio.

4.2- Análise Estatística Descritiva

Como esperado, os achados em relação ao alinhamento postural na situação inicial (A0) apontam para um expressivo desalinhamento dos ângulos avaliados, pois até mesmo estudos que avaliaram a simetria postural em indivíduos saudáveis não sustentam a hipótese de simetria corporal como padrão de normalidade (FERREIRA, 2005; AU-YEUNG, 2003). O Gráfico 4.1 apresenta a média de variação para cada um dos ângulos avaliados.

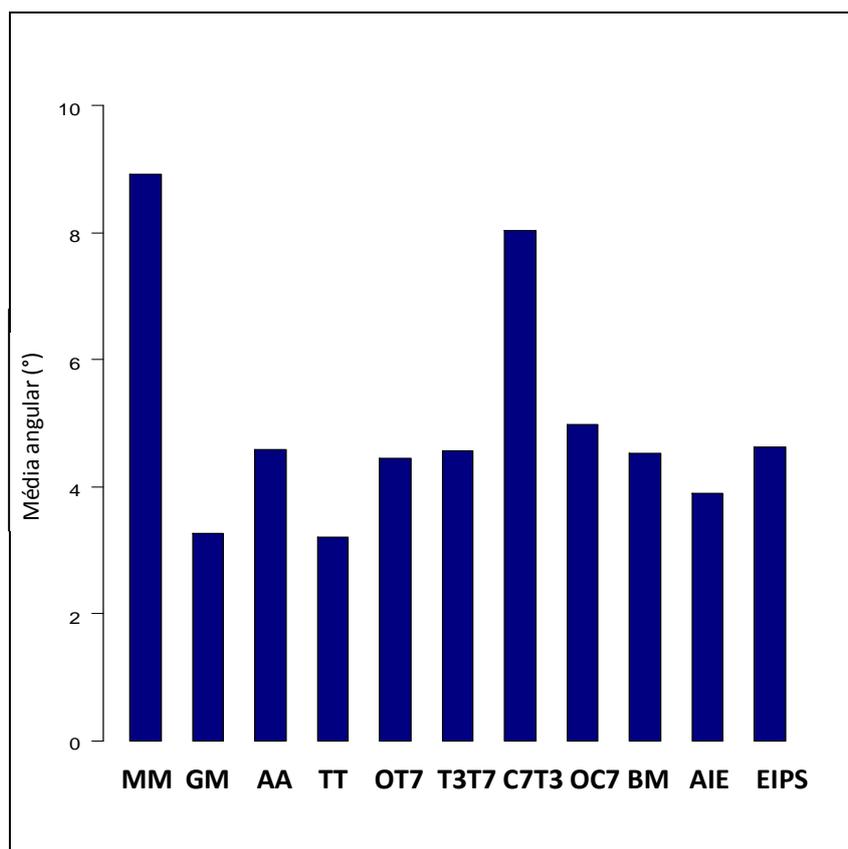


Gráfico 4.1 - Média angular na situação A0.

Observa-se que os ângulos que apresentaram maiores médias foram **MM** e **C7T3**, com mais de oito graus. O ângulo formado pelo segmento manúbrio e mento com o eixo vertical teve valor mínimo de $-18,5^\circ$ e máximo de $27,5^\circ$, enquanto que o ângulo formado pela proeminência óssea de C7 e proeminência óssea T3 com o eixo vertical a variabilidade foi de $-21,4^\circ$ a $18,6^\circ$. A semelhança as médias desses dois ângulos é plausível, uma vez que eles abrangem a região cervical e torácica tanto no plano frontal anterior como no posterior. Os altos valores podem ser atribuídos devido à grande mobilidade cervical, a maior em toda a estrutura da coluna, que contrasta com a amplitude limitada da coluna torácica (CLARKSON, 2002).

Os menores valores foram observados nos ângulos do plano frontal anterior, **GM** e **TT**, variando de $-6,4^\circ$ a $10,6^\circ$, e de $-7,6^\circ$ a $9,2^\circ$, respectivamente. Ambos estão localizados na face e se limitam a menores amplitudes por não associarem-se a outras estruturas do tronco, ainda assim esses valores são elevados se comparados a indivíduos sem hemiplegia. Em um estudo com 155 adultos jovens saudáveis FERREIRA (2005) encontrou na maioria até 3° de inclinação para o ângulo formado pelo segmento glabella e mento com o eixo vertical, sendo que o alinhamento perfeito esperado (0°) não foi

encontrado, e o alinhamento representado pelo valor zero ocorreu em apenas 12,2% da amostra para o ângulo formado pelos lóbulos das orelhas, com média de 1,47°. O ângulo entre os acrômios com o eixo horizontal também mostra diferenças entre os dois estudos, enquanto que para Ferreira a média foi de 1,31° com 8,7% da amostra em 0°, os dados para os indivíduos com hemiplegia indicam uma variabilidade de -12,6° a 15,3 e média de 4,6°, sem nenhuma ocorrência em 0 graus.

Percebe-se que os ângulos associados às estruturas da coluna torácica, sacral e da cintura escapular e pélvica apresentaram menores valores, e dessa forma mantiveram suas variações semelhantes, entre quatro e cinco graus em média. Menores valores nessas mesmas regiões anatômicas também foram encontrados em sujeitos saudáveis. Enquanto variáveis da face e da região cervical apresentaram mais de 1,5° em média, ângulos que contemplavam as escápulas e a pelve não atingiram 0,5° (FERREIRA, 2005).

O valor médio encontrado para o ângulo **EIPS**, 4,63 graus, difere do encontrado no estudo de BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE (1988) que, após avaliação desse mesmo ângulo com indivíduos hemiplégicos sentados sobre uma base rígida, encontrou valor de 2,1 graus de obliquidade pélvica lateral. Apesar de abordarem amostras semelhantes algumas diferenças entre esses estudos interferem diretamente nos resultados obtidos, como o fato da amostra anterior ter sido avaliada em uma CR com apoio nas costas, o que interfere diretamente no alinhamento e a distribuição de peso nessa postura, proporcionando maior suporte e conseqüente maior estabilidade nessa postura. Ainda assim, esses dados foram ressaltados devido à ausência de outros estudos que se aproximem deste. Os valores encontrados também são maiores que encontrados por FERREIRA (2005) em indivíduos saudáveis na postura ortostática, para esse mesmo ângulo constatou-se -0,9° em média, sugerindo que a tendência de assimetria é mais evidente na população com hemiplegia do que em sujeitos saudáveis.

O estudo de AU-YEUNG (2003) corrobora com a idéia de que a postura sentada do indivíduo com hemiplegia difere daquela de indivíduos saudáveis. Através do mapeamento de pressão esse autor encontrou um índice de simetria de peso significativamente desviante da postura simétrica ideal nessa população, e também na comparação com o grupo controle. Para a prática clínica é fundamental a identificação de assimetrias posturais nesses indivíduos, pois todo o prognóstico funcional do paciente depende de uma evolução gradativa de amplitude de movimento, força e

consequentemente do alinhamento postural. Quando não identificadas pelas avaliações visuais e palpatórias, as assimetrias podem acarretar prejuízos na execução das atividades de vida diária, além de complicações secundárias a esses distúrbios, como dores crônicas e instalação de deformidades. Assim, a fotogrametria computadorizada pode auxiliar a avaliação inicial e reavaliações periódicas desses indivíduos.

Na Tabela 4.2 estão expressas as variáveis quantitativas do alinhamento postural para cada ângulo: média, desvio padrão e mediana.

Tabela 4.2 – Valores de média, desvio padrão e mediana dos ângulos avaliados.

	MM				GM			
	A0	A1	A2	A3	A0	A1	A2	A3
Média	8,93	6,92	6,67	7,13	3,28	3,75	2,90	3,54
DP	6,60	7,85	8,21	7,38	2,98	3,74	3,00	3,25
Mediana	6,65	5,30	3,95	5,30	2,45	2,75	2,10	2,80
	AA				TT			
	A0	A1	A2	A3	A0	A1	A2	A3
Média	4,56	3,84	3,70	4,16	3,21	3,74	3,40	3,67
DP	4,46	2,57	3,78	3,20	2,50	3,36	2,92	2,80
Mediana	2,70	4,20	2,20	3,25	2,60	2,85	2,30	2,95
	OT7				T3T7			
	A0	A1	A2	A3	A0	A1	A2	A3
Média	4,45	4,00	3,73	4,68	4,56	3,15	2,50	3,10
DP	3,14	2,50	2,85	3,05	3,42	2,55	2,50	2,43
Mediana	3,95	3,65	3,00	4,35	4,2	2,55	1,60	2,60
	C7T3				OC7			
	A0	A1	A2	A3	A0	A1	A2	A3
Média	8,05	8,75	9,43	9,04	4,99	5,39	4,76	6,82
DP	6,25	4,80	7,08	6,65	3,99	3,19	3,47	3,80
Mediana	7,00	9,05	8,25	8,25	5,15	4,75	4,60	7,60
	BM				AIE			
	A0	A1	A2	A3	A0	A1	A2	A3
Média	4,53	3,80	3,45	3,69	3,90	3,42	3,50	3,69
DP	2,56	1,76	2,23	1,90	3,30	2,66	2,44	2,49
Mediana	4,25	3,50	3,00	3,60	3,20	2,45	2,70	3,00
	EIPS							
	A0	A1	A2	A3				
Média	4,64	4,99	5,37	5,33				
DP	4,37	4,08	3,43	3,89				
Mediana	2,80	4,60	5,10	4,30				

Através delas iniciou-se a avaliação quanto à suposição de normalidade dos dados, sendo possível observar que a média e mediana apresentavam maior diferença em cinco configurações de assentos dos ângulos do plano frontal anterior e em apenas um do plano frontal posterior, sendo eles: **MM** A0, A2 e A3; **AA** A0 e A2; e **EIPS** A0. Sugerindo assim que para uma minoria dos dados não foi possível assumir a suposição de normalidade, uma vez que quando a média e a mediana são iguais ou próximas, a distribuição das observações é geralmente simétrica (DAWSON e TRAPP, 2006).

A análise dos valores médios e de mediana, apresentados na Tabela 4.2, permite observar que em sete ângulos os menores valores foram encontrados no assento A2, seguido por A0 com três valores, A1 com apenas um menor valor e A3 que não apresentou menores valores em nenhum ângulo. Essa constatação sugere que os valores encontrados no uso do assento A2 estão mais próximos do valor de zero, adotado como indicador de alinhamento postural para esse trabalho.

A seguir, os dados são apresentados em gráficos *box-plot* onde é possível visualizar a média, mediana, valor mínimo e máximo, 1° e 3° quartil para cada variável estudada e assim comparar os valores de cada ângulo nas três diferentes configurações de assentos e na posição inicial, além de possibilitar a análise da distribuição dos dados.

Para o ângulo **MM**, apresentado na Figura 4.2, os assentos A0 e A1 apresentaram distribuição aparentemente assimétrica, enquanto A2 e A3 mostraram-se simétricas, pois a mediana está equidistante do 1° e 3° quartil. Observa-se ainda *outliers* nos quatro conjuntos de dados. Em relação à mediana esta mostrou menor valor na situação A2, sugerindo assim que os dados desse conjunto tendem a ser menores do que dos outros conjuntos, além dos valores angulares também mostrarem-se menores em A2. A diferença observada entre média e mediana no assento A2 pode ser explicada devido aos três valores discrepantes (*outliers*) presentes, o que interfere na média final. A0 teve o maior valor mediano e os maiores valores angulares, sugerindo assim que nessa situação encontram-se os valores mais distantes do alinhamento ideal (0°), enquanto que A1 e A3 tiveram praticamente o mesmo valor de mediana.

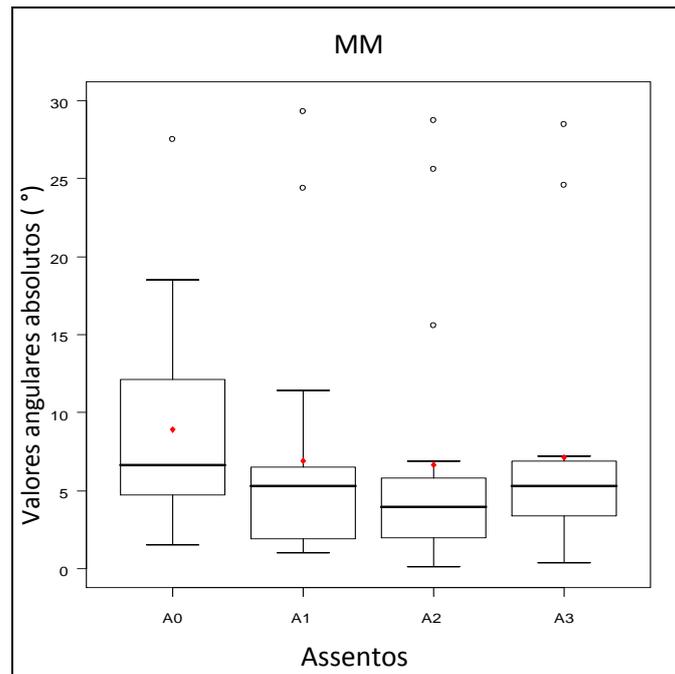


Figura 4.2 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo MM.

No ângulo **GM** também se observa *outliers*, mediana de menor valor e menores ângulos para o conjunto de dados A2. Houve maiores valores angulares e valores medianos similares nas situações A0, A1 e A3, com A1 discretamente maior. Os quatro grupos aparentam ter dados paramétricos, como expressa a Figura 4.3.

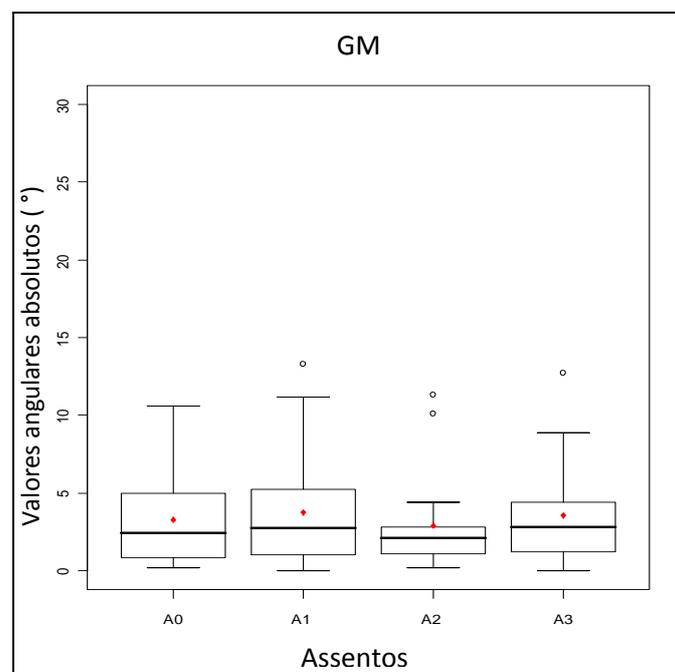


Figura 4.3 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo GM.

Na Figura 4.4 os valores do ângulo **AA** sugerem uma distribuição não normal dos quatro conjuntos, também com menor mediana em A2, ainda que próximo do valor de A0, mas visivelmente diferentes de A1 e A3, o que sugere, mais uma vez, um conjunto de dados com valores mais próximos de 0° em A2. *Outliers* estão presentes em A0, A2 e A3.

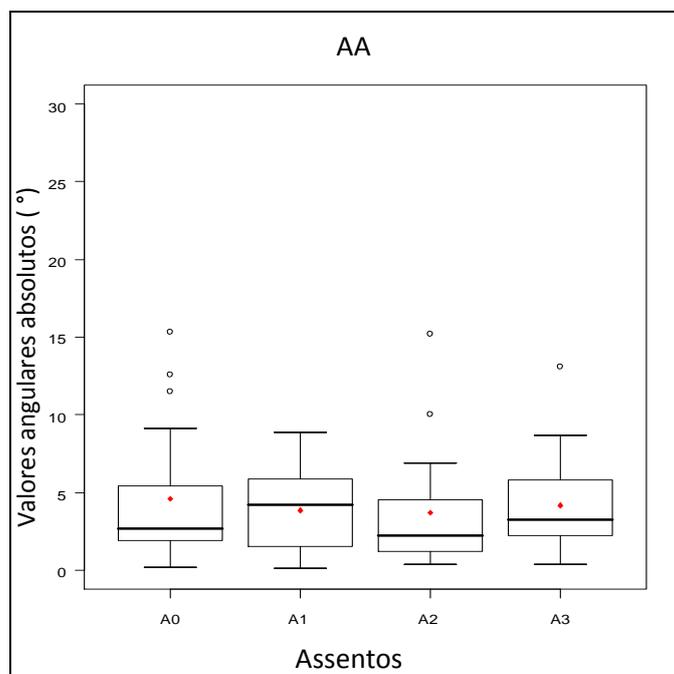


Figura 4.4 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo AA.

O último ângulo avaliado no plano frontal anterior apresenta-se na Figura 4.5. O ângulo **TT** também apresentou *outliers* em A1, A2 e A3, supondo-se assim que esses valores discrepantes são inerentes aos elementos da amostra, pois estiveram presentes nos quatro ângulos desse plano, diminuindo a chance de um erro de medição. A configuração de assento A2 novamente apresenta dados de menor valor e menor mediana, enquanto A0 e A3 apresentaram comportamentos bastante similares indicando menor alinhamento postural. As distribuições de A0, A1 e A3 mostraram maior simetria.

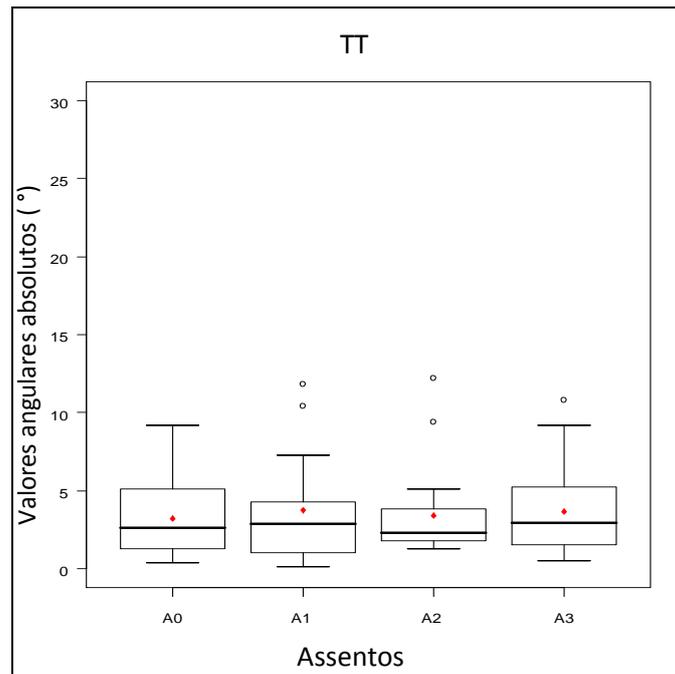


Figura 4.5 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do TT.

A análise descritiva dos dados obtidos na medição dos ângulos do plano frontal anterior, sugerem que houve mudanças nos valores angulares após as modificações dos assentos, com tendência a diminuição dos valores em relação à situação controle (A0). Nota-se ainda que o comportamento dos dados encontrados na configuração de assento A2 apresentou as menores valores nos quatro ângulos, o que sugere que essa configuração de assento proporcionou ângulos mais próximos de 0° , ou seja, mais próximos ao alinhamento postural, corroborando com a análise descritiva dos valores das médias. Quanto a distribuição dos dados acredita-se que a suposição de não normalidade é aparente em um pequeno número de conjuntos, sugerindo-se assim que a normalização dos dados seja uma alternativa à aplicação de testes não paramétricos.

Para o ângulo do plano frontal posterior **OT7**, a Figura 4.6 aponta para distribuições simétricas. A configuração de assento A1 apresentou diminuição dos valores em relação à A0, que foi ainda mais visível em A2, com a mediana também menor, enquanto que na configuração A3 a mediana mostrou-se superior às outras.

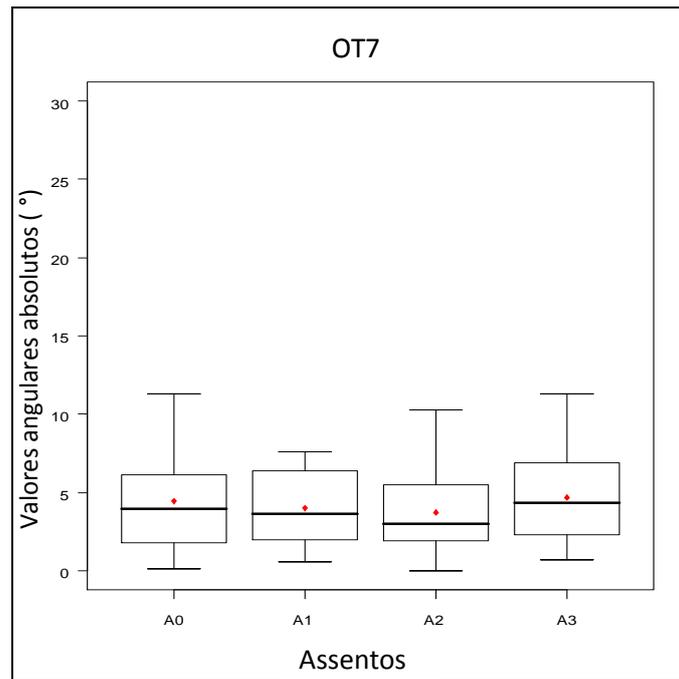


Figura 4.6 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo OT7.

Para o ângulo **T3T7**, Figura 4.7, A0 se destaca com valores angulares superiores e alto valor mediano quando comparados aos outros assentos. Novamente, o assento A2 apresentou o menor valor de mediana e menores valores angulares, sugerindo maior alinhamento nessa configuração.

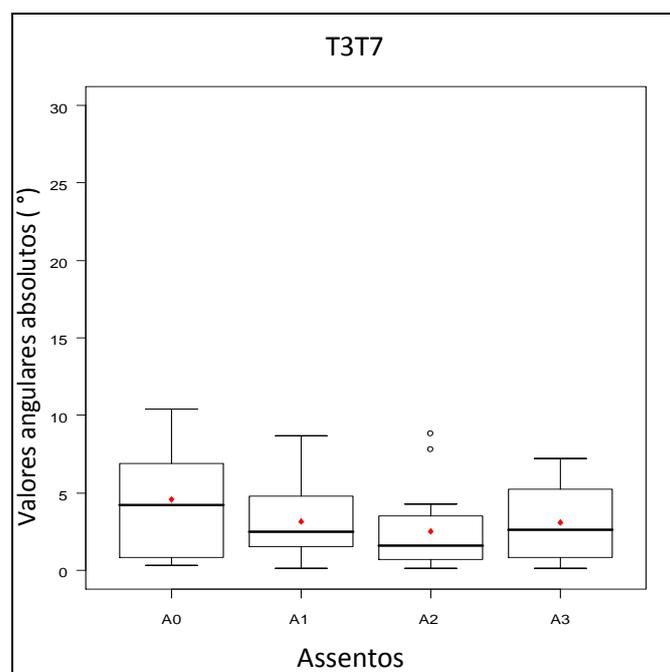


Figura 4.7 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo T3T7.

Nos valores do ângulo **C7T3** observamos uma situação diferente das ocorridas até o momento, já que a situação A0 apresentou os menores valores de dados e o menor valor de mediana, ainda que as diferenças entre as outras medianas sejam discretas. Os valores expressos na Figura 4.8, sugerem que após a colocação dos assentos com espuma os valores angulares tenderam a aumentar, principalmente em A3. *Outliers* estiveram presentes em A0 e em A2.

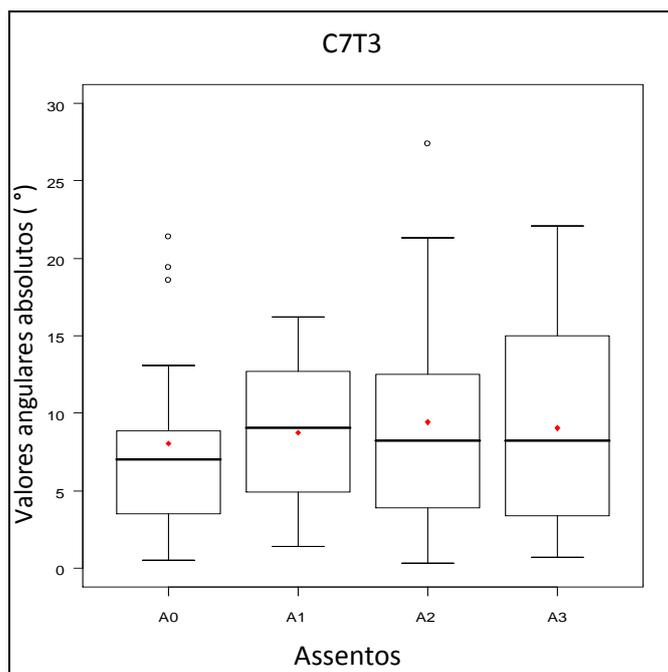


Figura 4.8 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo C7T3.

A Figura 4.9 traz os dados do ângulo **OC7**, onde as distribuições demonstraram aparente normalidade, com variações mínimas nos valores medianos de A0, A1 e A2, ainda que A2 tenha visivelmente o menor valor e valores semelhantes à A1. A3 mostra comportamento discrepante com maior valor mediano e aparente não normalidade.

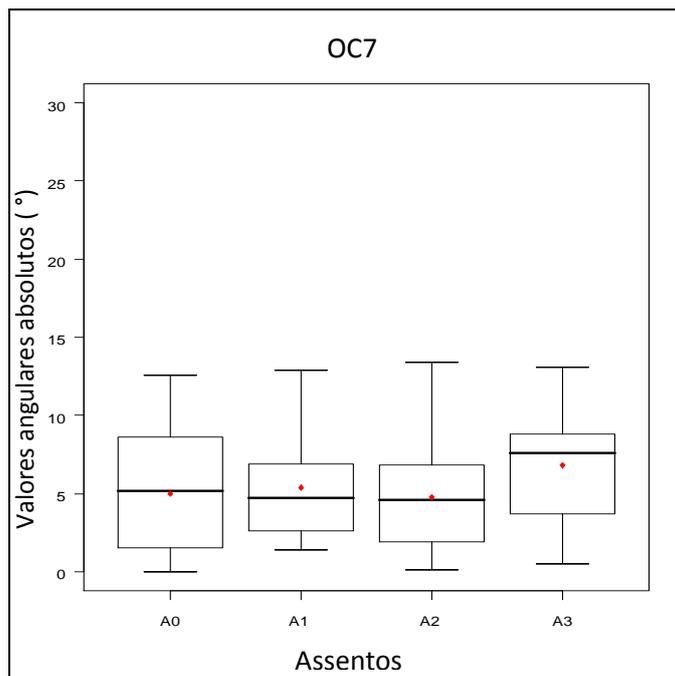


Figura 4.9 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo OC7.

O ângulo **BM**, Figura 4.10, apresentou valores semelhantes de mediana para as configurações A1, A2 e A3 e o maior para A0, enquanto que os valores angulares estiveram menores em A3. Ainda que as diferenças sejam discretas, um melhor alinhamento corporal pode ter ocorrido após a colocação das configurações de assentos com espuma, sendo mais evidente na configuração A3. Novamente a distribuição dos dados é aparentemente assimétrica.

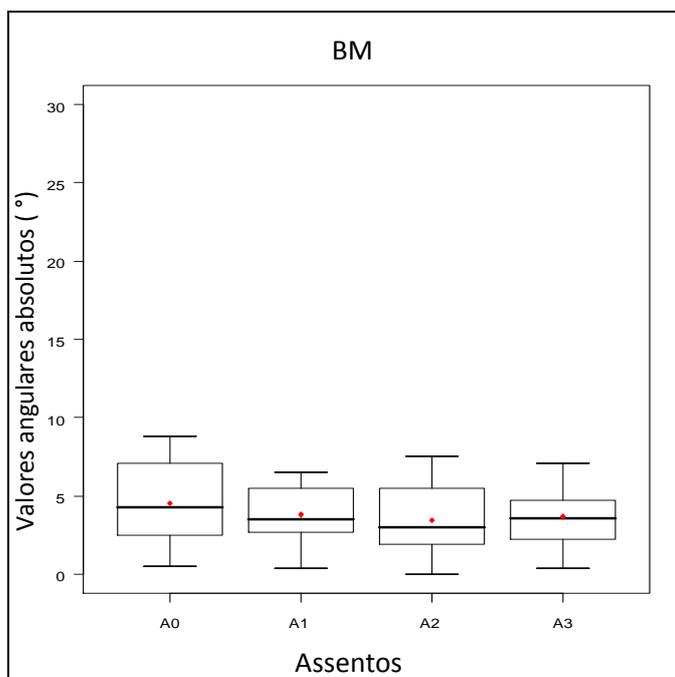


Figura 4.10 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo BM.

Para o ângulo **AIE** observou-se comportamento semelhante nos três últimos conjuntos em relação à mediana e aos valores angulares, sendo que A1 apresentou os menores valores, ainda que discreto quando comparado à A2 e A3, enquanto A0 apresentou a maior mediana e os maiores valores angulares, como é visto na Figura 4.11.

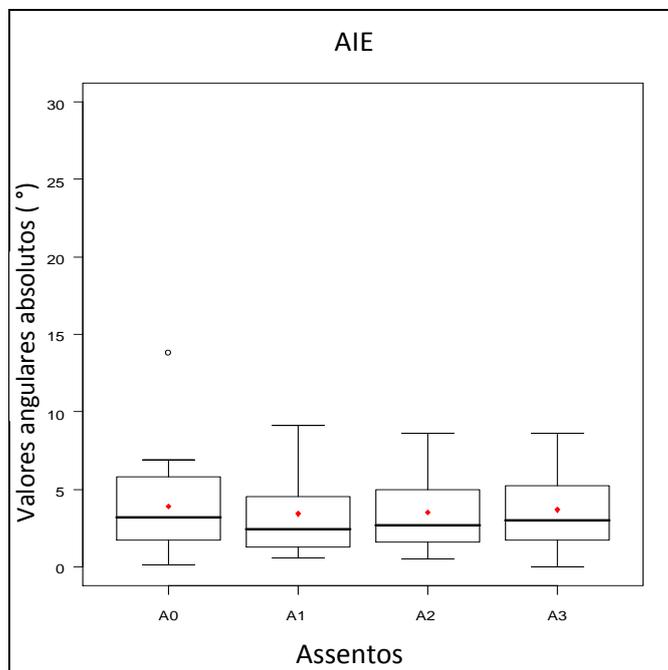


Figura 4.11 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo AIE.

A Figura 4.12 expressa os dados do último ângulo do plano frontal posterior, **EIPS**. Diferentemente dos outros ângulos analisados, a mediana e os valores angulares foram menores em A0, indicando valores mais próximos de 0° nessa situação.

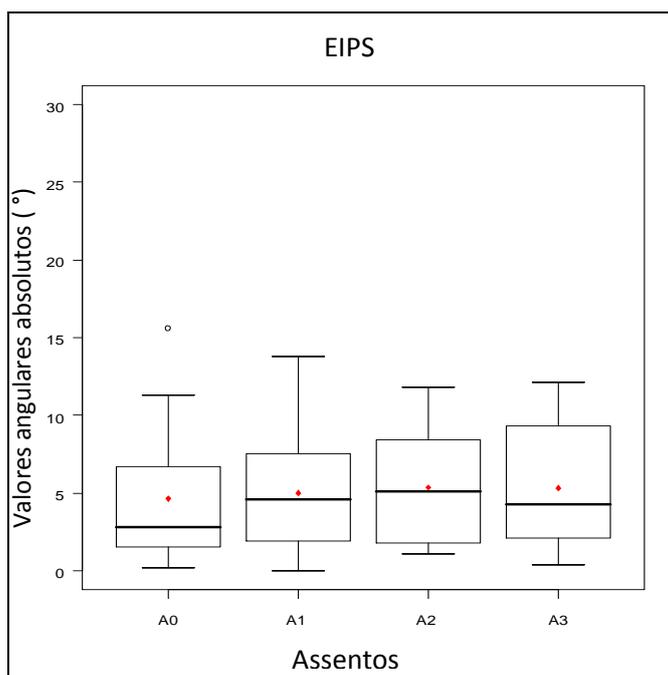


Figura 4.12 – Gráfico box-plot dos valores angulares absolutos do ângulo EIPS.

Da mesma forma que nos ângulos do plano frontal anterior, a análise descritiva dos dados obtidos na medição dos ângulos do plano frontal posterior apontam para variação dos valores angulares nas diferentes configurações de assento quando comparados à situação controle. A configuração A3 apresentou os piores resultados em seis ângulos e A1 em quatro deles. A tendência dos valores em A2 serem menores dos que nas outras configurações de assento se repetiu, exceto no ângulo formado pelo segmento entre os pontos anatômicos proeminência óssea da vértebra C7 e T3 com o eixo vertical e no ângulo formado pelas espinhas ilíacas póstero-superiores com o eixo horizontal.

Esses mesmos ângulos apresentaram menor média na situação A0, o que sugere que ao invés de ocorrer alinhamento corporal com a colocação dos assentos houve um aumento dos valores angulares. Destaca-se o aumento dos valores das médias do ângulo **EIPS**, pois contrasta com a tendência de diminuição dos valores encontrados nos outros ângulos.

A pelve é a base da postura sentada e qualquer alteração em seu equilíbrio gera desequilíbrios no tronco superior, na cabeça e nos membros inferiores que ao receber um estímulo tentam reestabelecer o alinhamento o mais rápido possível. Assim, ao se alinhar este segmento espera-se que o mesmo ocorra com outros segmentos corporais. Em contrapartida, o seu desalinhamento provocaria o mesmo em outras partes do corpo, antes que o corpo consiga restabelecer o equilíbrio buscando a linha média.

O ângulo formado pelas EIPS é eleito para nortear a avaliação clínica do alinhamento pélvico devido sua fácil localização visual e através da palpação, pois apresenta grandes proeminências ósseas (ANTONELLI, 2003). Dessa forma, a avaliação da obliquidade pélvica ocorreu a partir desse ângulo e, conseqüentemente, a colocação dos assentos de densidades maiores que 33 kg/m³ sob o lado da maior descarga de peso.

A análise individual dos casos aponta que em 50% da amostra houve diminuição dos valores angulares do **EIPS** em pelo menos uma configuração de assento quando comparados à situação A0, com uma média de 1,84 graus de melhora da assimetria, foram eles: P1, P7, P8, P10, P11, P12, P14, P15 e P18.

Nos outros casos houve aumento no desalinhamento do ângulo **EIPS** com a colocação do assento A1 que, embora mais confortável que a superfície rígida, a sua menor densidade provocou uma maior instabilidade de alguns indivíduos, aumentando a

assimetria do quadril. Desse grupo, cinco indivíduos (P2, P5, P6, P13, P16) mantiveram aumento da obliquidade pélvica também nas situações A2 e A3, concluindo dessa forma que esses indivíduos não se beneficiaram com a colocação de nenhuma das configurações de assento com espuma.

Ressalta-se que para P2, por uma pequena falha da avaliação clínica houve a inversão da colocação da espuma de maior densidade sob o lado esquerdo que já estava elevado gerando um aumento da obliquidade pélvica à direita e conseqüente piora no quadro de assimetria, sugerindo que a avaliação clínica está sujeita a falhas desse tipo.

Em outros três casos também houve discordância entre a avaliação clínica e a avaliação fotogramétrica. Para os indivíduos P3 e P4 a fotogrametria apontou uma obliquidade de 0,6 graus à direita, porém a examinadora julgou que a obliquidade pélvica estava à esquerda na situação A0. Em ambos os casos, com a colocação de A1 a obliquidade se intensificou para o lado contrário e a colocação de uma densidade maior à esquerda, ainda que equivocadamente, melhorou o alinhamento da pelve, logo esses dois indivíduos se beneficiaram com diferentes densidades de espuma.

Semelhante à esses casos, em P11 o assento A1 inverteu a obliquidade da esquerda para a direita em valores próximos. Após a colocação da espuma sob o hemicorpo direito, obtivemos a manutenção dos valores em A2 e diminuição em A3. Por fim, nos dois últimos casos onde A1 gerou um aumento no desalinhamento da pelve (P9 e P17), as configurações de assento A2 e A3 foram capazes de amenizar essa assimetria. Diante dessas análises pode-se perceber que a resposta do ângulo **EIPS** em relação aos diferentes assentos foi bastante variada, prevalecendo porém o benefício dos assentos com espuma no alinhamento desse segmento corporal.

Essa análise descritiva evidenciou que a avaliação clínica realizada através da observação e da palpação está sujeita à erros, ainda que nas situações onde ocorreram as divergências os valores se aproximavam de zero ($-0,2^\circ$; $0,6^\circ$; $0,6^\circ$; $0,8^\circ$), indicando um alinhamento pélvico bem próximo do ideal. A fotogrametria também pode estar sujeita a erros, seja pela demarcação dos pontos anatômicos ou na localização dos marcadores durante o processo de análise, porém é inquestionável que as medidas obtidas são mais objetivas do que as obtidas em uma avaliação clínica qualitativa (FERREIRA, 2005). No presente estudo optou-se pela realização de todo o processo por um único examinador, desde a demarcação dos pontos anatômicos à análise dos registros no software de análise postural visando a minimização de erros.

IUNES *et al.* (2009) demonstraram que a fotogrametria foi capaz de detecções mais precisas das assimetrias posturais em comparação a avaliação visual, mesmo entre examinadores diferentes. Essa comparação qualitativa-quantitativa mostrou que não só os pequenos valores angulares foram classificados como simetrias, mas também algumas assimetrias verificadas visualmente não correspondiam a maiores valores, para o ângulo formado pelas espínhas ilíacas póstero-superiores a taxa de concordância entre fotogrametria e avaliação visual foi de apenas 57,1%.

Pode-se inferir ainda que, para metade da amostra, a substituição da base rígida pela espuma de densidade 33 kg/m³ gerou um aumento da obliquidade pélvica. Porém, ainda que a base mais rígida tenha se mostrado melhor para o alinhamento pélvico desses indivíduos ela não é recomendada, pois os procedimentos de adequação postural devem levar em consideração o conforto do paciente e a prevenção de lesões de pele, principalmente em uma população com alterações de sensibilidade (KIM; MULHOLLAND, 1999; ENGSTRÖM, 2002; WAUGH, 1999; COOK, 2002 *apud* CAVALCANTI, GALVÃO e CAMPOS, 2007).

Esse fato já foi descrito em outros estudos, KOO *et al.* (1996) mostraram em sua pesquisa que a instabilidade da almofada ROHO®, considerada uma das tecnologias mais avançadas na distribuição de pressão em assentos para cadeira de rodas atualmente, gerou um aumento na obliquidade pélvica de indivíduos com lesão medular em comparação aos assentos simples em espumas de poliuretano. BOLIN, BODIN e KREUTER (2000) também encontraram em almofadas mais estáveis um melhor equilíbrio pélvico, entre as almofadas avaliadas estavam as de espuma, de ar e de água. RAGAN *et al.* (2002) completam sugerindo que mesmo entre os assentos em espuma as de espessuras muito grossas tendem a comprometer a estabilidade postural, levando à um assimetria de cargas e postural.

Em síntese, a análise descritiva dos dados do ângulo **EIPS** aponta que 72% da amostra apresentou melhoras no alinhamento pélvico em pelo menos uma configuração de assento com espuma, o que refletiu diretamente no alinhamento do tronco superior e da cabeça. Acredita-se que esses dados são relevantes, pois de acordo com BORELLO-FRANCE, BURDETT e GEE (1988), qualquer alinhamento pélvico é clinicamente significativo por ser esse um dos objetivos primordiais do processo de reabilitação.

4.3 - Análise estatística inferencial

A correlação de Pearson realizada entre as variáveis idade, peso e tempo de lesão, teve o intuito de quantificar a intensidade da associação linear entre essas variáveis. Entretanto, os coeficientes de correlação obtidos não apresentaram valores significativos como mostra a Tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Coeficientes de Correlação de Pearson.

	Idade	Peso (Kg)	Tempo de Lesão (meses)
Idade	1	0,059	-0,018
Peso (Kg)	0,059	1	-0,108
Tempo de Lesão (meses)	-0,018	-0,108	1

Para testar a hipótese estabelecida nessa pesquisa de que o uso de assentos com diferentes densidades de espuma é capaz de melhorar o alinhamento postural de indivíduos com hemiplegia, o teste t pareado foi realizado para identificar se os valores médios encontrados para um dado ângulo foram menores com o uso dessas configurações de assento.

O teste t pareado foi aplicado a cada conjunto de dados dos diferentes ângulos avaliados dos planos frontal anterior e posterior. Para cada ângulo foram realizados os seguintes pareamentos entre as configurações de assento: A0xA1; A0xA2; A0xA3, A1xA2, A1xA3 e A2xA3. Ao comparar dois conjuntos de valores o teste t pareado indica se há diferença estatística significativa entre os valores médios, para $P \leq 0,05$. Nos casos onde essa diferença foi constatada, o teste t pareado foi refeito modificando-se a hipótese alternativa para estabelecer qual era o conjunto de maior ou menor valor. Para os pareamentos onde a hipótese de semelhança foi recusada ($P \leq 0,05$) é apresentado o valor do segundo teste, informando se o primeiro conjunto de dados é maior (*) ou menor (**) que o segundo conjunto de dados pareado. Os valores de P obtidos nesses cálculos são mostrados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 - Valores de P para cada pareamento avaliado.

Ângulos	Pareamento entre assentos					
	A0xA1	A0xA2	A0xA3	A1xA2	A1xA3	A2xA3
MM	0,135	0,008*	0,147	0,454	0,615	0,221
GM	0,996	0,933	0,239	0,927	0,294	0,153
AA	0,098	0,601	0,222	0,006*	0,260	0,002**
TT	0,279	0,336	0,417	0,042*	0,566	0,016**
OT7	0,852	0,300	0,532	0,270	0,529	0,500
T3T7	0,215	0,010*	0,173	0,024*	0,771	0,036**
C7T3	0,0008**	0,203	0,288	0,0008*	0,002*	0,716
OC7	0,528	0,601	0,0004**	0,100	0,00003**	0,0001**
BM	0,953	0,131	0,377	0,014*	0,170	0,200
AIE	0,130	0,159	0,431	0,749	0,004**	0,007**
EIPS	0,023**	0,0008**	0,003**	0,389	0,569	0,758

(*) H₁- “Maior que” (**) H₁- “Menor que”

No primeiro ângulo avaliado, **MM**, constatou-se que os valores para a configuração A2 foram significativamente diferentes de A0, sendo os valores deste maiores que em A2. Entre os outros pareamentos deste ângulo não foi possível rejeitar a hipótese nula de igualdade entre os valores encontrados nas configurações de assento, bem como nos pareamentos do ângulo seguinte, o **GM**, indicando semelhanças estatísticas nos valores encontrados.

Para o ângulo **AA** dois pareamentos indicaram diferenças estatisticamente significativas entre os valores encontrados, ambas com o conjunto de dados A2, onde esse mostrou valores inferiores à A1 e A3. No ângulo **TT** encontramos resultado semelhante ao anterior, uma vez que A2 também mostrou-se menor que A1 e A3.

Para o primeiro ângulo avaliado do plano frontal posterior, **OT7**, não foi possível rejeitar a hipótese nula de igualdade entre os valores, ainda que os valores de P que incluem a configuração de assento A2 se mostrassem menores que os demais, ainda são maiores que 0,05. No ângulo **T3T7** a hipótese nula foi rejeitada nos pareamentos A0xA2, A1xA2 e A2xA3 com A2 menor nas três situações.

O ângulo **C7T3** se destacou por apresentar valores estatisticamente significativos em todos os pareamentos que incluíam a configuração de assento A1, indicando altos valores desse conjunto de dados em relação à A0, A2 e A3, sugerindo

aumento da assimetria desse ângulo com a colocação do assento de única densidade. Além disso, quando comparados os valores de P para os pareamentos A1xA2 e A1xA3, evidencia-se que a A2 é ainda menor que A3.

Ainda na vista posterior, o ângulo **OC7** apresentou diferenças significativas em A0xA3, A1xA3 e A2xA3, indicando aumento dos valores angulares com o assento A3 nessas situações. Nesse mesmo ângulo a comparação entre esses pareamentos apontam para menores valores nas configurações A1 e A2 de acordo com os menores valores de P encontrados. Para o ângulo **BM**, novamente A2 demonstrou menores valores que outras configurações de assento, dessa vez em relação à A1. Já para o ângulo **AIE** a configuração A3 teve os maiores valores quando comparado a A1 e A2. Porém, nos outros pareamentos não foi possível encontrar diferenças estatisticamente significativas.

No último ângulo do plano frontal posterior, **EIPS**, os achados foram semelhantes àqueles encontrados na análise descritiva, indicando diferenças significativas entre A0xA1, A0xA2 e A0xA3, sendo que o conjunto de dados de A0 mostrou-se menor nos três pareamentos, sugerindo assim que a colocação dos assentos intensificou a assimetria da pelve, contrastando com os outros achados que, em sua maioria, sugeriram menores valores angulares na configuração de assento A2.

Como na estatística descritiva, foi realizada uma análise diferenciada para este ângulo formado entre as espinhas ilíacas póstero-superiores com o eixo horizontal, sendo o teste t pareado reaplicado apenas com os dados dos nove indivíduos que obtiveram melhoras no alinhamento pélvico em pelo menos uma das configurações de assento quando comparadas à situação inicial. Os valores de P estão expostos na Tabela 4.5, onde observa-se valores inferiores a 0,05 nos três primeiros pareamentos.

Tabela 4.5 - Valores de P para o ângulo EIPS (n=9)

Ângulo	Pareamento entre assentos					
	A0xA1	A0xA2	A0xA3	A1xA2	A1xA3	A2xA3
EIPS	0,020*	0,010*	0,034*	0,577	0,789	0,542

(*) H₁- “Maior que”

Dessa forma os valores encontrados apontam para uma diminuição da assimetria com a utilização dos diferentes assentos de espuma em relação a situação inicial A0 para o ângulo EIPS, e o menor valor de P é encontrado em A2, indicando que

nesse conjunto estão presentes os menores valores dos três pareamentos. Em última análise podemos inferir que essa substituição foi benéfica para o alinhamento postural da pelve e estatisticamente significativa mesmo em uma amostra reduzida, com destaque para a eficácia da configuração de assento com diferentes densidades de espuma sem adição de EVA.

Em síntese, houveram cinco pareamentos onde a situação controle (A0) demonstrou maior alinhamento do que as outras configurações de assento, sendo apenas uma para A0xA2 e duas para cada outro pareamento (A0xA1 e A0xA3). Em duas outras situações A0 foi maior que A2, indicando alinhamento após uso desse assento com diferentes densidades de espuma sem adição de EVA. Os assentos A1 e A3 não mostraram-se capazes de melhorar o alinhamento em relação a A0 de acordo com essa análise estatística.

No pareamento entre as configurações de assento destacou-se A1xA2, onde cinco ângulos indicaram melhor alinhamento após a troca do assento de única densidade (A1) para o assento de densidade 33 kg/m³ e 40 kg/m³ (A2). Enquanto que para o pareamento A2xA3 ocorreu o contrário, pois em cinco ângulos avaliados foi possível observar que A3 promoveu um aumento nos valores angulares favorecendo a assimetria corporal da amostra. Por fim, para o pareamento A1xA3 apenas dois resultados tiveram significância estatística, um deles apontou para A1>A3 e outro para A1<A3, esses resultados foram encontrados em ângulos onde outros pareamentos também apontaram para essa tendência.

Assim, podemos inferir que tanto os resultados obtidos na análise descritiva quanto aqueles obtidos na análise estatística inferencial apontam para um melhor desempenho da configuração de assento A2, que contribuiu para a diminuição dos valores angulares para essa amostra. A indicação desse tipo de assento na prática clínica é comumente realizada, contudo até o momento não haviam indícios científicos que apoiassem essa conduta.

Além do mais, normalmente a densidade das espumas para o assento não é determinada e os usuários são apenas orientados a buscar diferentes densidades entre elas. Assim, esses resultados sugerem que o uso das densidades 33 Kg/m³ e 40 Kg/m³ são suficientes para promover um melhor alinhamento corporal, constatação importante a respeito da acessibilidade e do custo desse material, pois essas densidades são facilmente encontradas no comércio e a um custo muito inferior àquelas de densidade mais elevadas. BERETTA (2011) ressaltou em seu estudo que as espumas com maiores

densidades, como a 50 Kg/m³ e 60 Kg/m³, não mostraram-se fiéis as especificações dos fabricantes.

O assento A3 teve a pior performance, seguido do da configuração A1 quando comparados apenas os assentos com espuma. É provável que o desempenho de A3 pode estar relacionado à alteração das propriedades da espuma, pois no momento em que o material é seccionado para a adição de outro material sua capacidade de suporte de peso é alterada. Uma das propriedades da espuma de PU flexíveis é que elas se deformam ao toque até um certo ponto para em seguida suportar o peso, ao efetuar o corte desse material pode ocorrer deformações na peça e o assento pode não atingir o objetivo desejado, uma vez que o suporte de carga da espuma está vinculada a sua densidade, ou seja, a quantidade de peso que a espuma suporta sobre si mesma por metro quadrado (BERETTA, 2011).

A adição de outro material à espuma acarreta aumento de custo e maior tempo de mão de obra na confecção da adaptação para uma cadeira de rodas. Portanto, a conduta clínica que adota esse tipo de modificação na espuma pode não ser a configuração mais eficaz, necessitando de estudos mais específicos para afirmarmos tal questão.

Ainda em relação às propriedades da espuma de PU, existem normas técnicas que sugerem o uso de espumas de densidade 50 Kg/m³ para assentos, levando em consideração também o peso do indivíduo. Contudo para o uso em uma área tão delicada quanto a adequação postural as habilidades individuais do usuário e o tipo de comprometimento sensorio-motor devem ser levados em consideração.

Por fim, a Tabela 4.6 sintetiza os achados desse estudo comparando as configurações de assento com espuma A1, A2 e A3 através do melhor e pior desempenho por indivíduo avaliado. As configurações de assento quando grafadas em vermelho indicam pior desempenho, quando em verde indicam melhor desempenho em relação às outras configurações de assento.

Capítulo 5

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

5.1 Conclusões

Esse estudo evidenciou que as pesquisas na área de adequação postural ainda são bastante restritas e que muitas delas se atem a determinadas patologias, como a paralisia cerebral e as lesões medulares, ou ainda, a apenas um aspecto dos inúmeros envolvidos no sentar do indivíduo com alterações motoras e sensoriais. O mapeamento da distribuição de peso sobre o assento é um desses focos, porém uma adequada distribuição de peso na postura sentada não garante um alinhamento postural adequado, tão pouco garante o conforto do indivíduo.

Em relação à população estudada, a escassez de estudos não se limita apenas às intervenções em cadeiras de rodas, mas principalmente no estudo dos diversos fatores que atingem o sentar dessa população, sendo que a maioria dos estudos avalia o deslocamento do centro de pressão, particularmente na postura ortostática. Detectou-se assim uma enorme carência de investigação da postura sentada de indivíduos hemiplégicos.

A generalização das intervenções para a adequação postural em cadeira de rodas é difícil e inapropriada, pois as respostas individuais de cada usuário a cada tipo de adaptação é bastante específica. Contudo o estabelecimento de algumas diretrizes é útil para o desenvolvimento de estratégias para a intervenção clínica e para outras pesquisas na área.

A avaliação da postura sentada de indivíduos com hemiplegia através da fotogrametria proposta nesse estudo mostrou-se viável por ser uma tecnologia de baixo custo e de fácil acesso e manejo, o que permite seu uso na prática clínica através da capacitação de profissionais da área, como terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas. A avaliação clínica através da análise visual e da palpação é uma ferramenta importante e necessária na prática, sendo a fotogrametria computadorizada sugerida como um método auxiliar no processo de reabilitação.

Quanto ao uso de diferentes densidades de espuma no assento, essa pesquisa mostrou evidências de ganhos não só no alinhamento pélvico, mas também nos outros segmentos corporais estudados como no tronco e na cabeça. Os resultados obtidos com

a configuração de assento com metade da espuma de densidade 33 Kg/m³ e a outra metade de densidade 40 Kg/m³ sugeriram a eficácia desse assento que é utilizado na prática de maneira intuitiva, colaborando assim para a comprovação de sua eficácia. Por sua vez, a configuração de assento também de densidade 33 Kg/m³ e a outra metade de densidade 40 Kg/m³ intercalada com EVA não apresentou uma adequada performance na análise dos ângulos, elevando os graus de assimetria postural, sugerindo à prática clínica que a adição de outros materiais às espumas não é necessária.

Contudo, esse estudo limitou-se a avaliar apenas um dos aspectos que interfere na postura sentada de pacientes com hemiplegia, sendo necessário que outros estudos ampliem os debates na área, pois é sabido que essa afecção neurológica gera impactos percepto-sensoriais importantes, causando alterações posturais, limitando a função desses indivíduos e também o prognóstico terapêutico.

5.1 Trabalhos futuros

As sugestões de trabalhos futuros são listadas a seguir:

- Estudos mais abrangentes da postura sentada de indivíduos com hemiplegia que abordem as distribuições de peso, a simetria da postura, os deslocamentos do centro de pressão, as alterações sensório-perceptuais, entre outros.
- Investigação da eficácia dos assentos com densidades diferentes acoplados nas cadeiras de rodas e em longo prazo, o que também permitiria a análise da durabilidade das espumas.
- Investigação da eficácia de outros dispositivos de adequação postural como os cintos para posicionamento pélvico e os apoios laterais de tronco. E ainda, a associação entre os mesmos e em outras populações com déficits sensório-motores-perceptuais.

5. REFERÊNCIAS

- Albuquerque, S. H. Acidente Vascular Encefálico. In: Teixeira. E.; Sauron, F. N.; Santos, L. S. B.; Oliveira, M. C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. 1ª Edição. São Paulo: Roca, 2003.
- Alm, M.; Gutierrez, E.; Hultling, C.; Saraste, H. Clinical evaluation of seating in person with complete thoracic spinal Cord injury. **Spinal Cord**, v. 41, p. 563–571, 2003.
- Antoneli, M. R. M. C. Prescrição de Cadeira de Rodas. In: Teixeira. E.; Sauron, F. N.; Santos, L. S. B.; Oliveira, M. C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. 1ª Edição. São Paulo: Roca, 2003.
- Ares, M. J. J. Acidente Vascular Encefálico In: Teixeira. E.; Sauron, F. N.; Santos, L. S. B.; Oliveira, M. C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. 1ª Edição. São Paulo: Roca, 2003.
- Au-Yeung, S.S.Y. Does weight-shifting exercise improve postural symmetry in sitting in people with hemiplegia? **Brain Injury**, vol. 17, n. 9, p. 789–797, set. 2003.
- Barbosa, S. **Fisioterapia Respiratória: encefalopatias crônicas da infância**. Rio de Janeiro: Revinter, 2002.
- Beretta, E. M. **Tecnologia Assistiva: personalização em massa através do design e fabricação de assentos customizados para cadeiras de rodas**. 2011. 138f. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Engenharia e Faculdade de Arquitetura, Porto Alegre, 2011.
- Bolin, I.; Bodin, P.; Kreuter, M. Sitting position – Posture and Performance in C5-C6 tetraplegia. **Spinal Cord**. v. 38, p. 425 – 434, 2000.
- Borello-France, D. F.; Burdett, R. G.; Gee, Z; L. Modification of Sitting Posture of Patients with Hemiplegia Using Seat Boards and Backboards. **Physical Therapy**. v. 68, n.1, jan. 1988.
- Box, G.E.P.; Cox, D.R. An Analysis of Transformations. **Journal of Royal Statistical Society**. B, v. 39, p. 211-252, 1964.
- Braccialli, L. M. P.; Manzini, E. J.; Vilarta, R. Influências do mobiliário adaptado na performance do aluno com paralisia cerebral espástica: considerações sobre a literatura especializada. **Revista Brasileira de Educação Especial**, v. 7, p. 25-33, 2001.
- Callegari-Jacques, S. M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2003, 256 p.
- Cavalcanti, A.; Galvão, C.; Campos, M. A. A. D.; Cadeira de Rodas e Sistema de Adequação Postural. In: Galvão, C.; Cavalcanti, A. **Terapia Ocupacional: Fundamentação e Prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

Chaves, E. S.; Rizo, L. R.; Alegretti, A. L. Adequação Postural para o Usuário de Cadeira de Rodas. In: Teixeira, E.; Sauron, F. N.; Santos, L. S. B.; Oliveira, M. C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. 1ª Edição. São Paulo: Roca, 2003.

Clarkson, H. M. **Avaliação Musculoesquelética – Amplitude de Movimento Articular e Força Muscular Manual**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

Costa, M. C. F.; Bezerra, P. P.; Oliveira, A. P. R. Impacto da hemiparesia na simetria e na transferência de peso: repercussões no desempenho funcional. **Revista Neurociências**. v. 14, p. 10-13, abr/jun. 2006.

DATASUS (2011). **Informações de saúde**. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=02>>. Acesso em: 10 março 2011.

Davies, P. M. **Passos a seguir – Um Manual para o Tratamento da Hemiplegia no Adulto**. 1ª edição. São Paulo: Manole, 1966, 311p.

Dawson, B.; Trapp, R.G. **Bioestatística: Básica e Clínica**. 3ª edição. Rio de Janeiro: McGraw-Hill, 2003, 364p.

Dória, U. F. **Introdução à Bioestatística**. 7ª edição. São Paulo: Negócio Editora, 1999, 152p.

Dudgeon, B. J.; Deitz, J. C. Seleção de Cadeira de Rodas. In: Trombly, C. A.; Rodomski, M. V. **Terapia Ocupacional para disfunções físicas**. 5ª Ed. São Paulo: Santos, 2008.

Ekman, L. **Neurociência: fundamentos para reabilitação**. São Paulo: Guanabara-Koogan, 2000, 347p

Engström, B. **Ergonomic Seating – A True Challenge when using Wheelchairs**. Sweden: Posturalis Books, 1993.

Falcão, I. V., Carvalho, E. M. F.; Barreto, K. M. L.; Lessa, F. J. D.; Leite, V. M. M. Acidente Vascular Cerebral Precoce: implicações para adultos em idade produtiva atendidos pelo Sistema Único de Saúde. **Revista Brasileira de Saúde Materno-infantil**. Recife, v.4, n. 1, p. 95 -102, jan/mar. 2004.

Farley, R.; Clark, J.; Davidson, C.; Evans, G.; MacLennan, K.; Michael, S.; Morrow, M.; Thorpe, S. What is the evidence for the effectiveness of postural management? **International Journal of Therapy and Rehabilitation**. v. 10, n. 10, out. 2003.

Ferrario, v. F.; Sforza, C.; Miani, Jr. A.; Barbini, E. New television technique for natural head and body posture analysis. **The J. of Craniomand Practice**. v. 14, n. 4, p. 247 – 55, 1995.

Ferreira, E. A. G. **Postura e Controle Postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. Tese (Doutorado em Ciências) Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

Ferreira, E. A. G.; Duarte, M.; Maldonado, E. P.; Burke, T. N.; Marques, A. P. Postural Assessment Software (PAS/SAPO): Validation and Reliability. **Clinics**. v. 65, n. 7, p. 675-81, 2010.

Ferreira, M. S.; Salles, I. C. D.; Branco, D. G.; Gaspar, A. P. Reabilitação nas Lesões Encefálicas Adquiridas (LEA). In: Fernandes, A. C.; Ramos, A.C. R.; Casalis, M. E. P.; Hebert, S. K. (Org) **Medicina e Reabilitação – Princípios e Prática**. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 2007.

Genthon, N.; Vuillerme, N.; Monnet, J. P.; Petit, C.; Rougier, P. Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. **Clinical Biomechanics**. v. 22, p. 1024-1029, 2007.

Gutierrez, E. M., Alm, M.; Hultling, C.; Saraste, H. Measuring seating pressure, area, and asymmetry in persons with spinal cord injury. **Eur Spine Journal**, v.13, p. 374–379, 2004.

Hamil, J.; Knutzen, K. M. **Bases Biomecânicas do movimento humano**. [tradução de Fernando Gomes do Nascimento; revisão científica de Antônio Carlos de Moraes] 2ª Ed. Barueri: Manole, 2008.

Holmes, K. J.; Michael S. M.; Thorpe, S. L.; Solomonidis, S. E. Management of scoliosis with special seating for the non-ambulant spasti cerebral palsy population – a biomechanical study. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 480–487, 2003.

Iunes, D.H.; Bevilaqua-Grossi, D.; Oliveira, A.S.; Castro, F.A.; Salgado, H.S. Análise comparativa entre avaliação visual e por fotogrametria computadorizada. **Rev Bras Fisioter**, v. 13, n. 4, p. 308-15, 2009.

Iunes, D. H.; Cecílio, M. B. B.; Dozza, P.; Almeida, P. R. Análise quantitativa do tratamento da escoliose idiopática com o método Klapp por meio da biofotogrametria computadorizada. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 14, n. 2, p. 133- 140, 2000.

Kendal, F. P.; McCreary, E. K.; Provence, P. E. **Músculos: provas e funções**. 5ª Ed. São Paulo: Manole, 1995, 454p.

Kernozek, T. W.; Lewin, J. E. Seat interface pressures of individuals whit paraplegia: influence of dynamic wheelchair locomotion compared with static seated measurement. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 79, p. 313-16, mar. 1998.

Kim, J.; Mulholland, S. J. Seating/wheelchair technology in the developing world: need for a closer look. **Technology and Disability**, v. 11, p. 21–27, 1999.

Koo, T. K. K.; Mak, A. F. T.; Lee, Y. L. Posture Effect on Seating Interface Biomechanics: Comparison Between Two Seating Chushions. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 77, jan. 1996.

Lotufo. P. A. Stroke in Brazil: a neglected disease. **São Paulo Med J**, v. 123,n. 1, p. 3-4, 2005.

Makiyama, T. Y., Battistella, R. L.; Litvoc, J.; Martins, L. C.; Estudo sobre a qualidade de vida de pacientes hemiplégicos por Acidente Vascular Cerebral e de seus cuidadores. **Acta Fisiatrica**, v. 11, n. 3, p. 106-109, 2004.

McDonald, R.; Surtees, R. Changes in postural alignment when using kneeblocks for children with severe motor disorders. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 2, n. 5, p. 287 – 291, set, 2007.

Moro A. R. P. Análise do Sujeito na Postura Sentada em Três Diferentes Situações de Mobiliário Cadeira-Mesa Simulado em um Protótipo. **Revista Eletronica Kinein**. Universidade Federal de Santa Catarina. Disponível em: <http://www.kinein.ufsc.br/edicao_1.htm>. Acesso em: 01 set. 2010.

Nery. P. B. **Análise da confiabilidade intra e interexaminador do software de avaliação postural – SAPO em escolares do município de Ribeirão Preto- SP**. 2009. 109 f. Dissertação (Mestrado em Enfermagem em Saúde Pública). Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto/Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

Niekerk, S. van; Louw, Q.; Vaughan, C.; Somers, K. G.; Schreve, K. Photographic Measurement of Upper-body sitting posture of high school students: A reability and validity study. **BMC Musculoskeletal Disorders**. v.9, p. 113, 2008.

Paes, A. T. Por Dentro da Estatística. **Einstein: Educação Continuada em Saúde**. v.7, n. 2, p. 3, . 2009.

Pelmutter, S.; Lin, F.; Makhsous, M. Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. **Gait & Posture**. v. 32, p. 53-56, 2010.

Pereira, A. B. C. Alvarenga, H.; Pereira, R. S. Jr; Barbosa, M. T. S. Prevalência de Acidente Vascular Cerebral em Idosos no Município de Vassouras, Rio de Janeiro, Brasil, através do rastreamento de dados do Programa Saúde da Família. **Cad. Saúde Pública**, v. 25, n. 9, p.1929-1936, set, 2009.

Ragan, R.; Kernozek, T. W.; Bidar, M.; Matheson, J. W. Seat-interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: a finite modeling approach. **Arch Phys Med Rehabil**. v.83, p. 872-75, jun. 2002.

Riberto, M.; Miyazaki, M. H.; Jucá, S. S. H.; Sakamoto, H.; Pinto, P. P. N.; Battistella, L. R. Validação da Versão Brasileira da Medida de Independência Funcional. **Acta Fisiatrica**, v. 11, n. 2, p. 72-76, 2004.

Rigby,P.J.; Ryan, S. E.; Campbell, K. A. Effect of Adaptive Seating Devices on the Activity Performance of Children With Cerebral Palsy. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 90, August 2009.

Rizo. L. C. Sistema de Mapeamento de Pressão. In: Teixeira. E.; Sauron, F. N.; Santos, L. S. B.; Oliveira, M. C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. 1ª Edição. São Paulo: Roca, 2003.

Roger, V. L. *et al.* Heart Disease and Stroke Statistics–2011 Update: A Report From the American Heart Association. **Circulation**, v. 123, p. e18- e209, 2011.

Rowland, L. P. **Tratado de neurologia**. 10ª edição. São Paulo: Manole, 2002.

Ryan, T. P. **Estatística moderna para engenharia**. [tradução Luiz Cláudio de Queiroz Faria]. Rio de Janeiro : Elsevier, 2009, 425 p.

Saad, K. R.; Colombo, A. S.; Ribeiro, A. P.; João, S. M. A. Reliability of photogrammetry in the evaluation of the postural aspects of individuals whit structural scoliosis. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**. v. xx, p. 1-7, 2011.

Sacco I.C.N.; Alibert S.; Queiroz B.W.C.; Pripas D.; Kieling I.; Kimura A.A.; Sellmer A.E.; Malvestio R.A.; Sera M.T. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Rev. bras. fisioter**. v.11, n. 5, set/out, 2007.

Torrian, C.; Queiroz S.S.; Cyrillo F.N.; Monteiro C.B.M.; Fernandes S.; Padoan B.B.; Correa L.C.B.; Coelho, C.G.; Gama, D.M.; Pereira, D.P.; Relvas, F.R. Correlação entre transferência de peso sentado e alteração sensorial em região glútea em pacientes hemiplégicos/paréticos. **Revista Neurociências**, v.13, n.3, jul/set. 2005.

Van Niekerk, S.M.; Louw, Q.; C. Vaughan. C.; Somers, K.G.; Schreve, K. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: a reliability and validity study. **BMC Musculoskeletal Disorders**. v. 9, p. 113-23, 2008.

Wallis, S. M. The Seating Clinic. **Current Paediatrics**, v. 5, p. 165-179, 1995.

Woodson, A. M. Acidente Vascular Cerebral. In: Trombly, C. A.; Rodomski, M. V. **Terapia Ocupacional para disfunções físicas**. 5ª Ed. São Paulo: Santos, 2008.

Zétola, V. H. F.; Nóvak, E. M.; Camargo, C.H.F.; Junior, H.C.; Coral, P.; Muzzio, J.A., Iwamoto, F. M.; Coleta, M. V. D.; Werneck, L. C. Acidente Vascular Cerebral em Pacientes Jovens – Análise de 164 casos. **Arq Neuropsiquiatria**. v. 59, n. 3b, p. 740 - 745, 2001.

Zollars, J. A. **Special Seating: An Illustrated Guide**. Minneapolis: Otto Bock Orthopedic Industry, 1996.

ANEXO 1

TERMO DE ESCLARECIMENTO

Você tem um tipo de sequela decorrente de uma lesão do sistema nervoso central denominada hemiplegia, o que significa que parte do seu corpo está com os movimentos e/ou sensibilidade comprometida, e está sendo convidado a participar do estudo “Influência da densidade da espuma do assento na postura de indivíduos hemiplégicos cadeirantes”. Os avanços na área da saúde ocorrem através de estudos como este, por isso a sua participação é importante. O objetivo deste estudo é medir o alinhamento do quadril e do tronco antes e depois da modificação da espuma que simula o assento de uma cadeira de rodas, e caso você participe não será feito nenhum procedimento que lhe traga qualquer desconforto ou risco à sua vida. Você poderá ter todas as informações que quiser e poderá não participar da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo no seu atendimento. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro, mas terá a garantia de que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de sua responsabilidade. Seu nome não aparecerá em qualquer momento do estudo, pois você será identificado com um número.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE, APÓS ESCLARECIMENTO

Eu, _____, li e/ou ouvi o esclarecimento acima e compreendi para que serve o estudo e qual procedimento a que serei submetido. A explicação que recebi esclarece os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento, sem justificar minha decisão e que isso não afetará meu tratamento. Sei que meu nome não será divulgado, que não terei despesas e não receberei dinheiro por participar do estudo. Eu concordo em participar do estudo.

Uberlândia,//.....

Assinatura do voluntário ou seu responsável legal

Documento de identidade

Assinatura do pesquisador responsável

Assinatura do pesquisador orientador

Telefone de contato dos pesquisadores: _____

Em caso de dúvida em relação a esse documento, você pode entrar em contato com o Comitê Ética em Pesquisa da AACD tel. (11) 5576-0608

ANEXO 2



São Paulo, 01 de Junho de 2011.
CEP - AACD – nº 01/2011 (C/c: Diretoria Clínica)

Caroline Lopes Gomes de Abreu
Setor Terapia Ocupacional - AACD/ Uberlândia

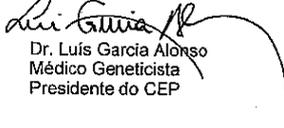
Prezado Pesquisador:

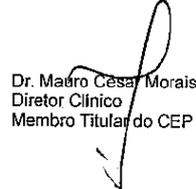
O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Associação de Assistência à Criança Deficiente, instituído em 28/02/2002, e de acordo com as NORMAS DE PESQUISA EM SAÚDE da Resolução nº 01/88, do Conselho Nacional de Saúde, outorgadas pelo Decreto nº 93.933 de 14 de Janeiro de 1987 e publicadas no periódico Bioética 1995; 3:137-154 analisou e **APROVADO** o projeto de pesquisa intitulado: "Influência da Densidade da espuma do assento na postura de indivíduos Hemiplégicos cadeirantes".

De acordo com as resoluções internas do CEP, solicitamos aos pesquisadores que atendam às recomendações abaixo, nas quais SE ENQUADRE o projeto de pesquisa apresentado:

1. Incluir a citação da instituição "ASSOCIAÇÃO DE ASSISTÊNCIA À CRIANÇA DEFICIENTE", em trabalhos impressos, eletrônicos, apresentações orais, congressos científicos, meios de comunicação em geral, etc., como um dos locais **PRINCIPAIS** onde se desenvolveu o trabalho;
2. Enviar à Diretoria Clínica, cópia(s) do resultado final do trabalho (publicação em periódicos, capítulos de livros, apresentações em congressos e reuniões científicas, etc.), como forma de monitoramento e retorno ao CEP no que tange aos resultados obtidos, forma de apresentação e cumprimento em relação à recomendação 1;
3. Anexar "TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO", nos prontuários dos pacientes, deixando uma segunda via com os mesmos e uma terceira via em poder do pesquisador. Este aparente excesso de segurança resguarda "pesquisadores" e "instituição" de pendências e discussões ético-jurídicas posteriores acerca do trabalho realizado;
4. Nos casos de profissionais da instituição (AACD) matriculados em programas de pós-graduação "strict sensu" (níveis Mestrado e Doutorado), "lato sensu" (Especialização, Aperfeiçoamento ou Extensão) ou programas de Pós-Doutoramento, **NÃO** será permitido o uso de horário institucional para realização de cursos, cumprimentos de créditos, disciplinas, reuniões e demais atividades ligadas à Pós-Graduação;
5. Mudanças substanciais quanto ao tema ou metodologia empregados deverão ser submetidas novamente à apreciação do CEP;
6. No caso de trabalhos interinstitucionais, enviar à Diretoria Clínica cópia do parecer do CEP da instituição envolvida e, se for o caso, com os modelos locais de "termo de consentimento livre e esclarecido" utilizados.

Atenciosamente e colocando-nos à disposição,


Dr. Luis Garcia Alonso
Médico Geneticista
Presidente do CEP


Dr. Mauro César Moraes
Diretor Clínico
Membro Titular do CEP

Estou de acordo com o parecer e as recomendações do CEP - AACD

Pesquisador Responsável

Unidades: SP (Ibirapuera, Mooca e Osasco), MG (Uberlândia), PE (Recife), RJ (Nova Iguaçu) e RS (Porto Alegre).
Unidades Filiadas: SP (São José do Rio Preto), MG (Poços de Caldas) e SC (Joinville).