RENAN BOTEGA

PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM AUXILIAR DEAMBULATÓRIO
AUTOTRANSFERENTE PARA CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

Dissertação apresentada à
Escola de Engenharia de São
Carlos - Universidade de São
Paulo para a obtenção do Título
de Mestre em Engenharia
Mecânica.

Área de Concentração – Projeto
Mecânico

Orientador: Professor Titular
Benedito de Moraes Purquerio

São Carlos, 2010

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Antonio Carlos e Regina Célia e minha avó Marta pelo imenso carinho com que se dedicaram e dedicam à minha formação, e a minha namorada pelo apoio e incentivo durante o trabalho.

Dedico também a todos os deficientes que necessitam de um auxiliar deambulatório para realizar a marcha.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela iluminação durante todo desenvolvimento deste trabalho, sem a qual este trabalho não seria possível, e também pela confiança e oportunidade para desenvolver todos meus trabalhos.

Ao lado agradeço meu orientador, Professor Titular Benedito de Moraes Purquerio, por mostrar o melhor caminho em tudo e pela constante, paciente e atenciosa orientação durante os anos de trabalho.

Agradeço aos professores, Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan, e ao Prof. Dr. Jonas de Carvalho pelo treinamento em desenho técnico e em projeto assistido por computador. A professora Dra. Zilda pelo conhecimento e treinamento em ferramentas para o desenvolvimento do conceito do equipamento.

Agradeço aos colegas de pesquisa de laboratório pelas sugestões e colaborações durante o trabalho. Agradeço também aos orientados do Prof. Dr. Jonas de Carvalho, Lucas Emanuel Soeira e Altibano Ortensi Junior pelas orientações e treinamento em programas de simulação numérica.

Agradeço a Pós-Graduação em Engenharia Mecânica pela qualidade no ensino e treinamento dos pós-graduandos e CNPQ pelo apoio ao projeto através de uma bolsa de mestrado.

Agradeço ao Laboratório de Análise do Desenvolvimento Infantil, pelo apoio na pesquisa e no desenvolvimento deste trabalho, especialmente a Profa. Dra. Nelci Adriana Cicuto Rocha.

Agradeço também aos amigos que estiveram presentes nas horas de lazer.

BOTEGA, R (2010). **Projeto e Desenvolvimento de um Auxiliar Deambulatório Autotransferente para Crianças com Paralisia Cerebral**. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

RESUMO

As progressivas inovações tecnológicas na área de Engenharia Mecânica contribuem para a adoção de novos procedimentos terapêuticos para programas de reabilitação. Este trabalho trata do projeto e desenvolvimento de um auxiliar deambulatório para ser utilizado como uma forma de dar continuidade à reabilitação clínica de pessoas com dificuldade ou incapacidade na marcha independente. Nesse sentido, procurou-se desenvolver um deambulador incorporando novas abordagens ao seu projeto mecânico básico, tais como novos materiais, fabricação e conformação da estrutura mecânica, bem como possíveis controles de mobilidade articulares. Nesse contexto, a relação peso-volume foi cuidadosamente explorada de forma a tornar um auxiliar eficiente na marcha de crianças e adultos com paralisia cerebral. Os deambuladores convencionais hodiernos são fundamentalmente caracterizados pelo nível de segurança proporcionada aos usuários em movimento, todavia não oferecem condições para o treino do autoequilíbrio, o que os torna dependentes de ferramentas de auxílio para a realização correta da marcha. Portanto, é importante desenvolver um deambulador autotransferente que satisfaça as restrições de projeto, com volume e peso mínimos, e que seja essencial para a reabilitação de pacientes com paralisia cerebral, sem torná-los dependentes pela ausência do autoequilíbrio. Esse equipamento promove a autotransferência e o treinamento do autoequilíbrio do usuário seja ele adulto ou criança. Neste projeto, o deambulador foi denominado de Auxiliar Deambulatório Autotransferente - ADA devido à ação recíproca da marcha que transfere o torque muscular do tronco inferior para a mobilização dos membros inferiores. Assim, o ADA poderá fornecer situações sinestésicas nas quais o autoequilíbrio do paciente será estimulado a se manifestar. Com isso, o paciente poderá estar apto para adquirir ou recuperar o autoequilíbrio e a confiança para efetuar o treino da marcha.

Palavras chaves – Auxiliar Deambulatório Autotransferente; Órteses de Membros Inferiores; Paralisia Cerebral.

BOTEGA, R (2010). **Design and Development of an Ambulatory Autotransferring Support for Children with Cerebral Palsy**. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

ABSTRACT

The progressive technological innovations in mechanical engineering contribute to the adoption of new therapeutic procedures for rehabilitation programs. This work addresses the design and development of an ambulatory aid to be used as a way to continue the clinic rehabilitation for people with difficulty or inability in walking independently. Accordingly, we sought to develop a deambulador incorporating new approaches to its basic mechanical design, such as new materials, manufacturing and conformation of the mechanical structure and possible controls of joint mobility. In this context, the volume-weight ratio has been carefully explored in order to make an assist in the efficient running of children and adults with cerebral palsy. The conventional modern-day ambulatory are fundamentally characterized by the level of security provided to users on the move, but do not offer conditions for the auto balance training, which makes them dependent on aid tools to achieve the correct gait. It is therefore important to develop an autotransfer deambulador satisfying the design constraints, with minimum volume and weight, and with the essential characteristic for the rehabilitation of patients with cerebral palsy, without making them dependent on the absence of auto balance. This apparatus that promotes autotransfer and training of auto balance for the user whether adult or child. In this project the deambulador was named Assistant Deambulator Autotransfer (*Auxiliary Ambulation Autotransfer*) - ADA due to the interplay of movement, which transfers the torque of the lower trunk muscles for the mobilization of the lower limbs. Thus, the ADA may provide situations in which the synaesthetic auto balance the patient will be encouraged to carry out. Thus, the patient may be able to acquire or retrieve the auto balance and confidence to make the training of the march.

Key words - Assistant Deambulator Autotransfer; Leg Orthosis; Cerebral Palsy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Quadro da paralisia cerebral descrito por Minear.....	26
Figura 2.2 – Fases da Marcha.....	33
Figura 2.3 – Criança deambulando com o auxílio de uma RGO.....	40
Figura 2.4 – Modelos de Órteses para auxílio na marcha de paraplégicos.....	43
Figura 2.5 – Equipamento de ação recíproca da marcha provido de articulações nos joelhos e no quadril.....	45
Figura 2.6 – Paciente deambulando com HKAFO convencional.....	47
Figura 2.7 – ARGO com ajuste avançado.....	48
Figura 3.1 – Anteprojeto do Auxiliar Deambulatório Autotransferente - ADA.....	52
Figura 3.2 – Fluxograma da metodologia utilizada no projeto.....	53
Figura 3.3 – Casa da Qualidade do Auxiliar Deambulatório proposto.....	56
Figura 3.4 – Gráfico comparativo de avaliação.....	57
Figura 3.5 – Estrutura de função definida para o projeto do ADA.....	59
Figura 3.6 – Desdobramento da estrutura de função inicial definida para o projeto do ADA.....	60
Figura 3.7 – Matriz morfológica definida para o equipamento.....	61
Figura 4.1 - Sistema de regulagem de altura e controle na descarga de peso do equipamento.....	63
Figura 4.2 – Assento, alinhador pélvico e articulação do quadril com controle de mobilidade.....	64

Figura 4.3 - Alinhadores e articulações com controle de mobilidade do joelho e tornozelo.....	65
Figura 4.4 - Modelo tridimensional do Auxiliar Deambulatório Autotransferente.....	66
Figura 4.5 – Angulação encontrada para o Auxiliar deambulatório Autotransferente.....	67
Figura 4.6 – Análise da mobilidade do Auxiliar Deambulatório Autotransferente.....	68
Figura 4.7 – Simulação da marcha com o Auxiliar deambulatório Autotransferente.....	70
Figura 4.8 - Distribuição da carga aplicada na simulação mecânica do equipamento.....	72
Figura 4.9 – Deformação da haste femoral medial na simulação mecânica do equipamento.....	73
Figura 4.10 – Deformação da base “U” do equipamento durante a simulação mecânica.....	74
Figura 4.11 – Imagem da deformação e fator de segurança do equipamento.....	75
Figura 5.1 – Esquema de mobilidade de uma órtese de reciprocção da marcha.....	78
Figura 5.2 – Fases da marcha utilizando equipamentos Auxiliares Deambulatórios nos membros superiores e inferiores.....	79

LISTA DE ABREVIATURAS

ADA – Auxiliar Deambulatório Autotransferente.

ARGO – Advanced Reciprocating Gait Orthosis

HKAFO – Knee-Ankle-Foot Orthosis (HKAFO)

PC – Paralisia Cerebral

AACP – American Association for Cerebral Paralysis

SNC – Sistema Nervoso Central

EEG – Eletroencefalograma

EMG – Eletromiograma

RTCA – Reflexo Tônico Crânio

RTL – Reflexo Tônico Labiríntico

AFO – Ankle Foot Orthosis

LLB – Long Leg Brace

RGO – Reciprocating Gait Orthosis

HGO – Hip Guidance Orthosis

BOW – Brace-Only Walking

HOS – Hybrid Orthosis Systems

CAD – Computer Aided Design

QFD – Quality Function Deployment

THKAFO – Trunk-hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis (THKAFO)

MMII – Membros Inferiores

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
2.1 Paralisia Cerebral – PC.....	5
2.1.1 Diagnóstico e Classificação.....	6
2.1.2 Manifestações Clínicas.....	9
2.1.3 Tratamento.....	11
2.2 Marcha Normal.....	13
2.3 Marcha na Paralisia Cerebral.....	16
2.3.1 Análise e Diagnóstico da Marcha.....	17
2.3.2 Característica da Marcha na Paralisia Cerebral.....	18
2.4 Auxiliares Deambulatórios.....	20
2.4.2 Indicações e Contra Indicações para a Utilização de uma Órtese de Ação Recíproca da Marcha.....	31
2.4.2.1 Indicações.....	31
2.4.2.2 Contra Indicações.....	32
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
3.1 Anteprojeto do Auxiliar Deambulatório Autotransferente.....	34
3.2 Metodologia Aplicada no Desenvolvimento do Auxiliar Deambulatório.....	34
3.2.1 Projeto Conceitual do Auxiliar Deambulatório Autotransferente.....	35
3.2.1.1 Investigação da Necessidade.....	35
3.2.1.2 Desdobramento da Qualidade do Auxiliar Deambulatório Autotransferente.....	37
3.2.1.3 Comparação entre Auxiliares Deambulatórios Similares.....	39
3.2.1.4 Estrutura de Função.....	40

3.2.1.5 Matriz Morfológica.....	42
4 PROJETO PRELIMINAR.....	45
4.1 Descrição do Auxiliar Deambulatório Auxiliar deambulatório Autotransferente Projetado.....	45
4.2 Ergonomia do Projeto.....	49
4.3 Simulação da Mobilidade.....	50
4.4 Simulação Mecânica.....	53
4.4.1 Distribuição de Carga.....	53
4.4.2 Deformação do equipamento.....	55
4.4.3 Fator de Segurança.....	56
5 DISCUSSÃO E RESULTADOS ESPERADOS.....	59
6 CONSIDERAÇÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	65
REFERÊNCIAS.....	67
ANEXO 1.....	75
ANEXO 2.....	76

INTRODUÇÃO

No Brasil, aproximadamente 1500 pessoas poderiam utilizar órteses de membros inferiores que auxiliam na reabilitação ou realização da marcha, anualmente. No entanto, apenas 5% desse total utilizam esses equipamentos. Essa baixa demanda pode ser atribuída a três fatores: o esforço excessivo requerido pelo usuário para a locomoção, o elevado gasto energético e a baixa estética da marcha com esses equipamentos, pois esses não realizam todo o ciclo da marcha e na maioria das vezes são desprovidos de articulação com mobilidade no joelho (ACKERMANN, *et al.* 2002). Neste contexto, uma grande faixa da população que necessita de auxiliares deambulatórios é constituída pelas crianças com paralisia cerebral (PC) que normalmente apresentam dificuldades na marcha independente devido ao controle postural inadequado, anormalidades do tônus muscular e baixo controle motor. Dessa forma, crianças com PC precisam de um equipamento que auxilie na locomoção ou até mesmo na aquisição da postura ortostática, que constitui um marco importante no desenvolvimento neuropsicomotor. A postura ortostática é recomendada porque provê a experiência nesta postura e diminui a angulação do colo femoral; ela é fundamental para a coaptação da cabeça do fêmur com o acetábulo no quadril durante a maturação anatômica funcional e estrutural da criança.

Atualmente registra-se um aumento da prescrição de auxiliares deambulatórios para melhorar o desempenho da marcha (PARK *et al.*, 2001), como andadores, órtese com sistemas de ação recíproca da marcha (RGO) e de Órteses de Pé-Tornozelo-Joelho-Quadril (HKAFO – *Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis*) com ou sem mobilização do joelho. Esses auxiliares deambulatórios são indicados para indivíduos que apresentam alguma instabilidade durante a marcha, pois aumentam a base de apoio, diminuem a carga para o membro afetado, fornecem informações táteis proprioceptivas que ajudam na aceleração e desaceleração durante a marcha e diminui o desvio do centro de gravidade. Dados recentes da neurociência (CHERNG *et al.*, 2007; DAY *et al.*, 2004; PROVOST *et al.*, 2007;) demonstram que a descarga de peso parcial em uma órtese é efetiva para a melhoria da marcha em algumas crianças com PC. De acordo com essa argumentação, o aumento na demanda de equipamentos que auxiliam a locomoção e reabilitação da marcha, as

pesquisas dos efeitos e utilização de auxiliares deambulatórios vêm concomitantemente aumentando. Porém, na área da engenharia médica, que envolve o desenvolvimento de novos equipamentos, não se registra um acompanhamento efetivo desse crescimento.

Por outro lado, existe uma gama de equipamentos ortóticos que auxiliam a marcha de crianças com PC, mas, para a indicação de um auxiliar de marcha ou deambulador para crianças com PC é importante identificar quais são as incapacidades físicas e as necessidades de cada criança (HOLT, 1991). Nessa direção, os equipamentos mais utilizados para facilitação da marcha independente de crianças com extremidades superiores funcionais que possam passar para a postura ortostática e iniciar a marcha com o apoio somente nos membros superiores, são os andadores com rodas anteriores ou posteriores (PARK et al., 2001), os andadores sem rodas, o rolador, os tripodes ou quadrípodes, muletas e bengalas (HOLT, 1991). Atualmente, se crianças ou adultos ainda não forem capazes de se autotransferir e iniciar a marcha, as órteses com sistemas com mecanismos de ação recíproca da marcha (RGO) e muletas ou andadores servem de apoio para os pacientes descarregarem o peso corporal, evitando um gasto excessivo de energia.

Certamente, o desenvolvimento de um auxiliar deambulatório provido de mecanismos de ação recíproca da marcha e que possa graduar a descarga de peso corporal com o intuito de melhorar a marcha em adultos ou crianças portadoras de paralisia cerebral seria de grande ajuda na reabilitação desse tipo de paciente. Dessa forma, o estudo e desenvolvimento do *Auxiliar Deambulatório Autotransferente - ADA* deste trabalho visa, em particular, uma melhora na qualidade de vida das crianças com paralisia cerebral, bem como poderá constituir um artefato importante para trabalhar a liberação da mobilidade da marcha desses pacientes independentemente da idade ou do tamanho.

O desenvolvimento do ADA segue uma metodologia de projeto que parte de um anteprojeto de um auxiliar deambulatório com requisitos predefinidos para ser composto de uma estrutura com peso e volume mínimos e dispor de mecanismos com regulagem de altura na descarga de peso parcial e gradativa nos membros inferiores. Esses pré-requisitos são mostrados no Capítulo 3 - materiais e métodos, onde é possível observar na descrição, as articulações no quadril, joelho e tornozelo acrescentadas aos sistemas de regulagens de altura, alinhamento biomecânico e

assento para esse auxiliar deambulatório. O sistema inovador de articulações no tornozelo, joelho e quadril do ADA, associado ao controle da descarga de peso nos membros inferiores, poderá evitar as deformidades irreversíveis causada pelos movimentos compensatórios durante o treino de marcha na barra paralela com descarga de peso total em membros inferiores, comuns nos atuais deambuladores; os pacientes com dificuldade de locomoção normalmente não têm força muscular suficiente para suportar o seu peso total, assim realizam movimentos articulares compensatórios anormais que geram deformidades irreversíveis no paciente. No deambulador deste trabalho, que pode dispor de sistema de ação recíproca da marcha, a criança, mesmo desprovida de força e controle neuromuscular para iniciar a marcha, vai encontrar mecanismos para auxiliá-la a transferência do torque muscular do tronco inferior para mobilização dos membros inferiores durante a marcha com o ADA.

Com os pré-requisitos deste projeto e um croqui do *Auxiliar deambulatório Autotransferente - ADA* foi realizada uma pesquisa de campo com fisioterapeutas do laboratório do desenvolvimento infantil – LADI da UFSCar para conceituar o equipamento com os requisitos apontados como sendo de maior relevância à vista de profissionais atuantes na área. Esses requisitos e a comparação pontual dos equipamentos investigados alimentaram um banco de dados que subsidiou todo projeto. Posteriormente, esses dados foram processados e refinados utilizando ferramentas de metodologia no projeto, tais como o gráfico comparativo e a análise de função e definição dos materiais. Com os conceitos do equipamento assim definidos foram utilizadas ferramentas de projeto assistido por computador (CAD), para concretizar o modelo tridimensional do equipamento e avaliar as interferências mecânicas e de funcionamento para subsidiar a fabricação de um modelo do ADA.

Os fundamentos deste trabalho são baseados nos resultados de pesquisas relacionadas com órteses de ação recíproca da marcha (RGO), equipamentos esses do grupo para o auxílio e o treinamento da marcha para fisioterapia, mais especificamente, na utilização em pessoas com dificuldade de locomoção independente, deficiente físico e pessoas fragilizadas. O ADA poderá mostrar novos rumos para as pessoas especiais que necessitam de um deambulador para se locomoverem sozinhas e pessoas que não tenham força ou controle de tronco e não conseguem se manter na postura ortostática. Assim sendo, a finalidade principal de

se utilizar o ADA como auxiliar deambulatório é disponibilizar um equipamento destinado ao paciente para reaprender ou aprender a deambulação e fortalecer gradativamente a musculatura utilizada durante a marcha através da descarga de peso gradativa proporcionada pelo assento e regulagens nele existentes.

Durante este trabalho foi então criado, desenvolvido e patenteado um equipamento auxiliar deambulatório para auxiliar a marcha de crianças com paralisia cerebral. Esse equipamento é denominado de *Auxiliar deambulatório Autotransferente*, articulado, desmontável e regulável, com peso e volume mínimos, no qual o paciente será com ele vestido para auxiliá-lo na marcha. Esse deambulador poderá facilitar a rotina dos pacientes com dificuldade na marcha independente, pois ele proporciona uma descarga de peso adequada para a força muscular sobre os membros inferiores, assim tornando os pacientes mais independentes em suas atividades de vida diárias.

A relevância deste trabalho reside na possibilidade de se obter um auxiliar deambulatório, que auxilie na marcha e o auto-equilíbrio do paciente, que tenha a função de realizar o alinhamento biomecânico e que possa controlar a descarga de peso corporal nos membros inferiores do paciente.

Os objetivos deste trabalho contemplam as etapas que se seguem:

- A revisão bibliográfica sobre o tema abordado;
- A aquisição e realização dos conceitos de deambuladores para desenvolver um Auxiliar Deambulatório Autotransferente adequado para a recuperação ou aquisição do autoequilíbrio dos usuários;
- O projeto conceitual e o desenvolvimento desse Auxiliar Deambulatório Autotransferente, bem como o seu desenho industrial para subsidiar a fabricação de um protótipo físico;
- A validação do projeto conceitual do Auxiliar Deambulatório Autotransferente através da simulação biomecânica e simulação numérica.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo aborda uma revisão bibliográfica de paralisia cerebral (PC) relativamente às manifestações clínicas, classificação, alterações da marcha e tratamentos; aborda também estudos da marcha normal, estudo da marcha na paralisia cerebral e auxiliares deambulatórios aplicados em crianças e adultos com dificuldade na marcha independente.

2.1 Paralisia Cerebral - PC

A paralisia cerebral é denominada como sendo uma encefalopatia crônica não progressiva da infância, resultado de uma lesão não progressiva, ocorrida no período pré, peri ou pós-natal que afeta o sistema nervoso central em fase de maturação estrutural e funcional. É uma disfunção predominantemente sensoriomotora, envolvendo distúrbios no tônus muscular, postura e movimentação voluntária. Estes distúrbios se caracterizam pela falta de controle sobre os movimentos, por modificações adaptativas do comprimento muscular e, em alguns casos, chegando a resultar em deformidades ósseas (MANCINI et al., 2002).

A paralisia cerebral foi descrita inicialmente por Little, em 1843, onde, pela primeira vez, a encefalopatia crônica não progressiva da infância se definiu como uma patologia ligada a diferentes causas e caracterizada principalmente por rigidez muscular. Em 1862, se estabeleceu a relação entre esse quadro e o parto anormal. Freud, em 1897, sugeriu a expressão paralisia cerebral (PC), que, mais tarde, foi consagrada por Phelps, ao se referir a um grupo de crianças que apresentavam transtornos motores mais ou menos severos devido à lesão do sistema nervoso central (SNC), semelhantes ou não aos transtornos motores da Síndrome de Little (ILLINGWORTH, 1958.; ROBERTSON et al., 1994.; ROTTA, 2001).

Desde o Simpósio de Oxford, em 1959, a expressão Paralisia Cerebral foi definida como sequela de uma agressão encefálica que se caracteriza, primordialmente, como um transtorno persistente, com alteração do tônus muscular, postura e de movimentos involuntários, que aparece na primeira infância e está diretamente ligada a lesão estática no encéfalo (ROTTA, 2002).

Paralisia cerebral (PC) é uma doença crônica, definida como um distúrbio do movimento e da postura e da função motora, mas não progressiva, devido às lesões ou anormalidades do cérebro imaturo (CASTRO et al., 2006; KOMAN et al., 2004; MANCINI et al., 2004). O comprometimento neuromotor desta doença pode envolver partes distintas do corpo, resultando em classificações topográficas específicas (quadriplegia, hemiplegia e diplegia) (MANCINI et al., 2002; SCHWARTZMAN, 2004). Outro tipo de classificação é a baseada nas alterações clínicas do tono muscular e no tipo de desordem do movimento podendo produzir o tipo espástico, discinético ou atetóide, atáxico, hipotônico e misto. A gravidade do comprometimento neuromotor de uma criança com paralisia cerebral pode ser caracterizada como leve, moderada ou severa, baseada no meio de locomoção da criança. Estas classificações servem para descrever e diagnosticar a lesão, mas não informam sobre as consequências desta enfermidade na rotina diária da criança (MANCINI et al., 2002).

Apesar dos avanços da medicina hodierna, a incidência da PC vem se mantendo praticamente constante nos últimos anos. Entretanto, em países desenvolvidos observam-se pequenos aumentos para os casos moderados (3 para cada 2.000 nascimentos) e severos (5 para cada 2.000 nascimentos), (MANCINI et al., 2002). A paralisia cerebral (PC) está mais fortemente associada a crianças com extrema prematuridade. O risco em recém-nascidos antes de 28 Semanas de gestação é cerca de 100/1000 sobreviventes, que entre os recém-nascidos a termo, o risco é de cerca de 1/1000. Apesar desta forte associação, a PC é mais prevalente entre os prematuros extremos e o retardo mental ocorre pelo menos duas vezes mais freqüentemente em crianças nascidas a termo (O'SHEA M., 2008).

2.1.1 Diagnóstico e Classificação

Vining e colaboradores, em 1997, usaram um limite de 3 anos de idade para aplicar o diagnóstico, enquanto que a *American Association for Cerebral Palsy* (AAPC) reconhece lesões ocorrendo no SNC antes de 5 anos. O limite de idade estabelecido é um tanto quanto discricionário, mas sua intenção é identificar a plasticidade inicial do cérebro imaturo. Isso também cria alguma confusão no diagnóstico específico, já que ocorre imediatamente uma sobreposição com lesões

cranianas traumáticas, infecções do cérebro, afogamentos e episódios que afetam diretamente a função cerebral.

Um diagnóstico completo para classificar a paralisia cerebral deve incluir mais de uma investigação das principais manifestações dessa patologia. A classificação do acometimento motor é dada precedentemente (Hemiplegia, Diplegia, Diparesia, Quadriplegia, Tetraplegia). Em seguida, deve-se realizar uma avaliação da topografia da lesão no cérebro confirmando o acometimento dos membros ou órgãos envolvidos. Há também uma investigação detalhada da etiologia para confirmar a causa da doença. Uma avaliação das habilidades do paciente deve incluir uma investigação da função motora, sensorial, intelectual, emocional, discurso visual, auditiva e *status*, definindo a classificação do tipo de Paralisia Cerebral. Se a lesão no cérebro for determinada com precisão, o local da necropsia por meio de eletroencefalograma poderá declarar o diagnóstico neuroanatômico e, finalmente poderá ser feita uma avaliação da habilidade funcional e terapêutica completando o diagnóstico do paciente. Assim, um diagnóstico completo contempla uma análise cuidadosa de cada aspecto do paciente que permitirá uma base sólida para o prognóstico e tratamento (MINEAR, 1956).

O diagnóstico e tratamento da paralisia cerebral são multidisciplinares. Ao lado das principais alterações motoras estão os sintomas associados que requerem atenção igual. Os exames de neuroimagem do sistema nervoso central - SNC são importantes para melhor localizar a lesão, e mostrar sua extensão e características. Já, o exame de encefalograma - EEG auxilia no diagnóstico das epilepsias associadas. O tratamento principal é fisioterápico, auxiliado pelo tratamento da espasticidade, com antispásticos orais, ou com toxina botulínica injetável. O tratamento de epilepsia secundária varia de acordo com o tipo de crise (ROTTA, 2002).

A classificação da encefalopatia crônica da infância pode ser feita de várias formas, levando em conta o momento da lesão cerebral, o local da lesão, a etiologia, a sintomatologia e distribuição topográfica. Uma classificação baseada em aspectos anatômicos, clínicos e funcionais, por ser mais didática e por enfatizar o sintoma motor, é um elemento para determinar o quadro clínico como a espástica ou piramidais; coreoatetóide ou extrapiramidais; atáxicas e mistas (ROTTA, 2002).

Levando-se em conta os membros atingidos pelo comprometimento neuromuscular, Minear (1956) sugere a seguinte classificação para a PC:

- a. Paraplegia - comprometimento dos membros inferiores;
- b. Triplegia - comprometimento de três membros;
- c. Quadriplegia - comprometimento de quatro membros;
- d. Hemiplegia - comprometimento de dois membros do mesmo lado;
- e. Monoplegia - comprometimento de um membro;
- f. Hemiplegia Dupla – comprometimento de dois membros do mesmo lado, mais um membro superior;
- g. Diplegia – Acomete mais os membros inferiores que os membros superiores.

O grau de incapacidade ligado ao transtorno neuromuscular pode ser leve, moderado e severo, conforme mostra a Tabela 2.1.

Grau de Capacidade	Motor Grosso	Motor Fino	Cognição	Fala	Social
Leve	Marcha independente	Sem prejuízo	QI + 70	Mais de duas palavras	Independente
Moderado	Marcha com ajuda	Função limitada	QI 50-70	Palavras isoladas	Assistido
Severo	Sem locomoção	Sem função	QI 50	Indistinta	Dependente

Figura 2.1 – Quadro da paralisia cerebral descrito por Minear.

Fonte: MINEAR (1956)

Como mostra a Figura 2.9, os portadores de paralisia cerebral com comprometimento global leve movimentam-se com independência e realizam atividades motoras finas como desenhar, encaixar, recortar etc.; constroem frases com mais de duas palavras e demonstram uma boa adaptação social e o desempenho intelectual desses pacientes favorece a aprendizagem acadêmica.

Por outro lado, sujeitos com quadro moderado apresentam dificuldades na locomoção, sendo necessário receber o suporte de equipamento e ou do cuidador. A

motricidade fina é limitada, permitindo somente a execução de atividades sem domínio do freio inibitório, podendo utilizar palavras ou frases na comunicação verbal. Nas atividades de vida diária necessitam de manutenção assistencial e os aspectos cognitivos limitados parecem dificultar o desempenho escolar.

Já as pessoas com paralisia cerebral com dependência total ao nível da motricidade grossa e fina, com linguagem e fala comprometida demonstra capacidade intelectual severamente diminuída (MINEAR, 1956).

2.1.2 Manifestações Clínicas

A paralisia cerebral (PC) é uma condição que freqüentemente interfere na aquisição de habilidades motoras na infância, as quais são essenciais para o desempenho de tarefas e rotinas diárias. A locomoção é uma das atividades motoras que geralmente se apresenta alterada em crianças com PC, quando comparadas com crianças normais (CURY, *et al*, 2006). Ela pode estar acompanhada de outros transtornos como os distúrbios visuais, auditivos, deficiência mental, epilepsia, dificuldades respiratórias e de alimentação, transtornos na linguagem e na comunicação, problemas de conduta, dentre outros (RUBINSTEIN, *et al*. 2002). A ausência das reações de equilíbrio, estabilidade postural e alterações no tônus muscular são as características principais das crianças com paralisia cerebral. A deambulação desses pacientes muitas vezes fica comprometida e limitada por estes fatores bem como a mobilidade destas crianças.

A paralisia cerebral engloba as manifestações causadas por uma possível lesão não progressiva no Sistema Nervoso Central (SNC), ou uma lesão cerebral (ou lesões). Vários subtipos de manifestações podem ser definidos como se segue, de acordo com Minear, (1956).

- a. A espasticidade é caracterizada por um menor limiar ao reflexo de estiramento e hiperreflexão com as respostas aumentadas, com clônus (retração muscular desorientada) aumentado e uma eletromiografia anormal em sincronização (recorde de taxa de quitação de várias partes do músculo espástico); o reflexo patológico de estiramento deve estar presente para se fazer um diagnóstico da espasticidade; existe uma tendência para um maior envolvimento e contraturas, afetando a musculatura de sustentação.

- b. A atetose é caracterizada por uma quantidade anormal de movimentos involuntários, reflexos anormais, movimentação descontrolada, involuntária com variação do tônus muscular.
- c. A atáxica é uma manifestação onde a hipotonia se faz presente auxiliando na falha da seqüência de movimentos; gerando certo potencial para tremores e deficiência de manutenção postural e reações de endireitamento; com proteção e equilíbrio alterados que propiciam a dismetria (paralisia cerebral) em todos os seus atos. A criança com ataxia apresenta dismetria nos seus movimentos por incapacidade hipotônica (flácida), portanto a concretização dos movimentos torna-se prejudicada, sendo possível visualizar cada momento do movimento que ocorre por provável lesão cerebelar.
- d. A forma mista de manifestação é consequente de associações entre os padrões semiológicos da paralisia cerebral que têm como consequência, muitas vezes, a união de movimentos diatônicos e coreoatetoides, a combinação de ataxia com espasticidade ou então a ataxia e os movimentos coreoatetoides.

A espasticidade normalmente apresenta características da lesão do primeiro neurônio motor (padrões motores anormais, hiperreflexia, fraqueza muscular, diminuição da destreza) com provável lesão do sistema piramidal no córtex motor cerebral. A movimentação das extremidades é feita vagarosamente e com muito esforço, a resistência à movimentação passiva e os padrões motores anormais podem não se manifestar clinicamente (BOBATH, 1989). A dificuldade de controlar o movimento abrange ampla variedade de distúrbios, desde a inaptidão para movimentos simples até a descoordenação mais severa que pode descrever as marchas como diplégica, atáxica, ataxia com hipertonia leve e ataxia com alguns movimentos involuntários. Esta última, segundo o autor, pode ser subdividida em duas variedades de distúrbios, os tipos de movimento implicados, tais como os movimentos posturais grandes, movimentos finos ou ambos e as dificuldades locomotoras adicionais como o hipotônus, o hipertônus e os reflexos (BOBATH, 1989).

2.1.3 Tratamento

Os pacientes com PC devem ser e normalmente são tratados por equipes multidisciplinares na qual o principal enfoque terapêutico é, sem dúvida, o fisioterápico.

Os diferentes métodos utilizados em fisioterapia normalmente são empregados de acordo com o quadro clínico. Entre eles, utiliza-se, principalmente, o método de Bobath, que se baseia na inibição dos reflexos primitivos e dos padrões patológicos de movimentos. O método Bobath, é a forma de tratamento mais utilizada em crianças com PC, e se baseia em dois fatores muito importantes: o atraso e/ou impedimento do desenvolvimento motor normal devido à interferência da maturação do cérebro e a presença de padrões anormais posturais e de movimentos causada pela atividade reflexa anormal ou interrupção do controle normal dos reflexos de postura e de movimento (ROTTA, 2002). O processo tem como objetivo *“inibir os padrões de atividade reflexa anormal e facilitar padrões motores mais normais como uma preparação para maiores variedades de habilidades funcionais”* (BOBATH, 1993). Esse estudo desenvolvido por Bobath no início da década de 40, na Inglaterra, veio com a finalidade de tratar indivíduos com patologias do SNC, principalmente crianças com PC e adultos com acometimento neuromuscular. A meta do método visa uma continuação efetiva das sessões de tratamento na vida cotidiana, ou seja, o aperfeiçoamento e a aprendizagem motora para adaptar os pacientes para a independência nas atividades de vida diária (TECKLIN, 2002).

Nessa direção, para inibir a atividade reflexa anormal podem ser utilizados os seguintes manuseios:

- Manter a cabeça da criança em linha média, que reduzirá o efeito do RTCA;
- Fletir os joelhos e quadris para minimizar o efeito do RTL na posição de supina e rodar a pelve e o tronco para assim diminuir os espasmos extensores; para facilitar movimentos podem ser utilizados os pontos chaves de controle os quais são executados normalmente nas regiões proximais dos ombros e pelve (RATLIFF, 2000).

As técnicas de facilitação neuromuscular têm normalmente como referência as inovações terapêuticas desenvolvidas por Herman Kabat consistem em movimentos espirais e diagonais com aplicação de resistência máxima em toda amplitude dos movimentos, incluindo alongamentos de grupos musculares, com ação sobre os com mais de uma articulação, contração repetitivas e inversões lentas. O procedimento fisioterapêutico de facilitação neuromuscular em pacientes com paralisia cerebral leva a melhoras quantitativas em relação às atividades funcionais estáticas e dinâmicas. A melhora do quadro tônico influenciado pelo incremento do controle motor na realização das atividades funcionais, observado a importância da utilização de estratégias terapêuticas que envolvem facilitação nos moldes preconizados pela técnica de facilitação neuromuscular, podem e devem ser consideradas entre as opções no tratamento da Encefalopatia Crônica não Progressiva da Infância (MORIMOTO, *et al.* 2004).

Na PC do tipo espástica pode se observar clinicamente certa hipertrofia elástica que predomina nos primeiros graus de movimento e cedem nos últimos graus do tratamento, acometendo alguns grupos musculares. Geralmente a espasticidade não é o único sinal clínico de lesão do sistema nervoso central; ela está normalmente associada a outros sinais clínicos tais como a hiperreflexia, o clônus, o sinal de Babinski, e a sincinesia (tendência apresentada em executar de forma involuntária e simultânea). As condutas utilizadas no tratamento da espasticidade visam corrigir e prevenir alterações anormais do tônus, da postura e do movimento. As mais usadas englobam o tratamento medicamentoso, o tratamento cirúrgico, os bloqueios neuromusculares, os tratamentos fisioterapêuticos e o tratamento com toxina Botulínica A (FERRARETO; SOUZA, 1997).

O tratamento medicamentoso atua na redução da excitabilidade dos reflexos espinhais e é indicado quando a espasticidade acomete globalmente vários grupos musculares. Já o tratamento cirúrgico pode ser dividido em ortopédico e neurocirúrgico. As cirurgias ortopédicas são indicadas particularmente para impedir e corrigir deformidades, melhorar o bem estar, e aperfeiçoar a função. As técnicas cirúrgicas mais utilizadas são a tenotomia, indicada para liberação de tendão em músculos intensamente espásticos; o alongamento realizado para debilitar os músculos espásticos e melhorar o posicionamento articular e a transferência, é utilizado em músculos que tenham funcionalidade parcial e que realizem

movimentos úteis. Neste contexto, os procedimentos de transferências e alongamentos são indicados para membros inferiores com objetivo de melhorar a deambulação. (RATLIFFE, 2000).

2.2 Marcha Normal

A marcha humana é um movimento complexo e altamente automatizado e esse processo envolve um grande número de músculos que atuam com eficiência. Dentre as formas de locomoção, o andar é a forma mais comum. De modo geral, o andar humano é uma atividade motora complexa que requer controles de vários elementos, além da condição do corpo ereto em movimento ser sustentado pelas pernas, onde permanece pelo menos um pé em contato com o chão (ROSE; GANBLE, 1994). A locomoção humana é alcançada através de um sistema de regulação sensório e motora que controla a contração dos músculos esqueléticos, como resultado das atividades neurais complexas nos sistemas sensórios e motores centrais e periféricos (POPOVIC et al., 2002).

A marcha é composta por ciclos repetidos de passos e passadas. Um passo se refere ao início de um evento com um membro agindo até o início desse mesmo evento com o outro membro em posição contra lateral; já a passada de um ciclo completo do andar se refere ao início de um evento pelo mesmo membro (SODERBERG, 1990; ROSE & GANBLE, 1994). O ciclo completo de uma caminhada é composto por uma fase de suporte duplo, quando os dois pés estão no chão (esta fase começa quando o calcanhar do pé antecessor toca o chão e termina quando o dedo maior do pé posterior deixa o chão) e de uma fase de suporte único, quando apenas um pé está estacionário e o outro está se movendo. Para manter a estabilidade, o centro de gravidade deve se transferir do pé posterior para o pé que antecede a marcha durante a fase de suporte duplo (HUANG, *et al.* 2001; ROSE; GAMBLE, 1994).

Observando apenas um dos membros inferiores de um paciente durante a marcha, podem-se verificar as suas duas fases: a fase de apoio, onde esse membro inferior encontra-se apoiado no solo e em balanço flexionado, que dura aproximadamente 60 % do ciclo completo e a fase de balanço, que dura aproximadamente 40 %. Nesta última fase, o equilíbrio do corpo, a suavidade do

movimento e a minimização do gasto energético são garantidas por uma fina conjunção de movimentos auxiliares do corpo, tais como a movimentação dos braços, o deslocamento do centro de massa para perto do plano de movimentação do membro inferior de apoio e uma leve flexão do membro inferior de apoio (ROSE; GAMBLE, 1998). Esta flexão tem o objetivo de diminuir impactos na transição da fase de balanço para a de apoio e as oscilações verticais do centro de massa, ambos responsáveis por gastos excessivos de energia durante a marcha (CROCE et al., 2001; ROSE; GAMBLE, 1998).

De acordo com lunes et al., (2005), em análises da marcha em crianças utilizando eletromiograma - EMG para avaliar a fase de oscilação e apoio da marcha, comprovou-se que a ação conjunta dos músculos quadríceps e tibiais anteriores é maior na fase de apoio e que os músculos isquiotibiais e tríceps sural são mais acionados durante a fase de oscilação, como pode se observar na Figura 2.1 onde os músculos ativados estão destacados na cor verde como mostra o gradiente de ativação muscular da figura, que ilustra as oito fases da marcha segundo Rose & Gamble, 1998, descritas como se segue.

1ª. Fase - Contato Inicial: postura momentânea, que determina a transição da fase de balanço para a de apoio, na qual o indivíduo toca o calcâneo (parte posterior do pé) no solo. Neste momento, o quadril encontra-se flexionado a aproximadamente 30º e o joelho, à 5º.

2ª. Fase - Resposta de Carga: este período corresponde à aceitação do peso corporal pelo membro inferior após o contato inicial. O calcâneo funciona como um mata borrão e o joelho flexiona-se rapidamente a 15º, ação conjunta esta que garante uma progressão suave do movimento, sem choques, e que diminui a amplitude de oscilação vertical do centro de gravidade corporal. Nesta subfase, a linha do vetor peso corporal passa posteriormente ao joelho e cria um momento flexor no joelho. A flexão excessiva do joelho é evitada pela ação de seus músculos extensores.

3ª. Fase - Apoio Médio: nesta fase da marcha, ocorre o avanço do corpo sobre o pé estacionário cuja planta se apóia inteiramente no solo. O pé do membro oposto é elevado, dando início à fase de apoio simples. O vetor do peso corporal se move anteriormente, criando um momento de dorsiflexão (flexão da articulação do

tornozelo de tal forma a aproximar os dedos do pé à tíbia; é o movimento oposto ao de flexão plantar). A flexão do joelho atinge um máximo de 18° e depois passa a diminuir no sentido da extensão. A flexão do quadril diminui gradualmente e se inicia a sua extensão. Para evitar a queda excessiva do quadril do membro em balanço, os músculos abdutores do quadril do membro em apoio passam a agir, evitando a inclinação da pelve.

Figura 2.2 – Fases da Marcha

Fonte: Rose; Gamble (1998); Iunes et al., (2005).

4ª. Fase - Apoio Terminal: nesta fase, o calcâneo se eleva e o contato do pé com o solo passa a ser feito apenas pelo antepé. O corpo avança, “caindo para

frente” sobre a sua área de suporte. O peso corporal começa a ser transferido para o membro contralateral (membro oposto ao analisado).

5ª. Fase - Pré-balanço: o contato do pé do membro contralateral se inicia neste intervalo, que coincide então com a fase de duplo apoio. Nesta fase ocorre o preparo do membro para o início da fase de balanço através da rápida transferência do peso corporal para o membro contralateral. A anteriorização do peso corporal sobre o antepé provoca uma flexão passiva da articulação do joelho de aproximadamente 40º sem que haja o desprendimento do antepé do solo. O quadril flexiona-se para sua posição neutra e o fêmur fica alinhado com o tronco.

6ª. Fase - Balanço Inicial: nesta fase, ocorre a elevação do pé do solo. O quadril flete para 20º. Para elevar os dedos do solo, o joelho flexiona-se em um ângulo de até 70º, adicionando-se de 20º a 30º à flexão de 40º do pré-balanço.

7ª. Fase - Balanço Médio: neste período, a flexão do quadril atinge 30º e é mantida pela ação dos músculos flexores do quadril durante o início da extensão do joelho, a qual ocorre passivamente pela ação da gravidade. O término desta fase se dá quando as flexões tanto do joelho quanto do quadril são de 30º.

8ª. Fase - Balanço Terminal: neste período, a flexão do quadril é mantida em 30º e o joelho continua a estender-se, agora sob a ação dos músculos extensores agindo contra a força de gravidade.

2.3 Marcha na Paralisia Cerebral

Uma das alterações padrão na criança com paralisia cerebral como resultado da lesão neurológica é o acometimento da motricidade que normalmente impede a realização da marcha independente. Para definir o grau de dependência para a marcha dessas crianças é necessário realizar o diagnóstico funcional das crianças individualmente, pois a localização e dimensão da lesão não são padrões de acometimento.

2.3.1 Análise e Diagnóstico da Marcha

No contexto da análise e diagnóstico de marchas, é preciso conhecer primeiramente os padrões da marcha normal baseado em terminologia cinemática e anatômica funcional para, eventualmente, ter o entendimento de uma marcha atípica. Como as crianças com paralisia cerebral normalmente apresentam padrões específicos desta patologia e um conjunto de possíveis causas relacionadas, tudo pode ser conectado com um protocolo de tratamento específico e prognóstico da marcha (DANIELS et al., 2006). A paralisia cerebral é uma condição que, freqüentemente, interfere na aquisição de habilidades motoras na infância, as quais são essenciais para o desempenho de atividades e tarefas da rotina diária. A locomoção é uma das atividades motoras que, geralmente, apresenta-se alterada em crianças com PC, quando comparada com crianças normais. Essa dificuldade na marcha independente pode ser atribuída ao descontrole postural, anormalidades do tônus muscular e controle motor alterado (CURY et al., 2006).

A ausência de motivação, as dificuldades em seguir instruções ou um padrão de marcha imaturo, pode influenciar a capacidade de, consistentemente, não executar as tarefas motoras. A análise da marcha é observacional e deve ser realizada regularmente em crianças com PC para avaliar e determinar as metas do tratamento (SORSDAHL, 2008). Os quadros clínicos de paralisia cerebral que normalmente podem adquirir a deambulação independente são hemiplegia e diplegia leve; esses quadros clínicos compreendem 48% a 79% de todas as pessoas com paralisia cerebral (BJORNSON et al., 2008).

Decidir os diferentes tipos de marcha dessas crianças pode ser uma tarefa subjetiva, propensa a variabilidade ou a falta de validade. Os tipos de marcha devem ser decididos por consenso de especialistas ou por interrogação sistemática de dados estatísticos de marcha de cada caso, para assim determinar os distúrbios da marcha dos diferentes tipos de paralisia cerebral. Já ocorreram várias tentativas dos pesquisadores na área de fisioterapia para caracterizar os padrões de marcha padrões que estão relacionados com a paralisia cerebral (TORO et al., 2007).

A análise da marcha é reconhecida como um elemento central na avaliação quantitativa de marchas bem como nos planos de tratamentos para os indivíduos com distúrbios do movimento tais como as causadas por paralisia cerebral (PC). A

análise da marcha gera uma grande quantidade de dados; isso muitas vezes torna a análise um instrumento complicado de se usar e difícil de interpretar. Existe, todavia, uma crescente necessidade clínica dos índices que permitem um objetivo quantitativo na validação da marcha patológica. Atualmente, a literatura contém vários cálculos dos índices e relatórios de procedimentos que tornam possível a centralização em um conjunto específico de músculos, um determinado músculo somente, ou na função de um grupo muscular (ROMEIA et al., 2004).

No paciente com PC há uma diminuição significativa da velocidade da marcha livre com perda da capacidade de aumentar a velocidade a partir da marcha livre para marcha rápida; uma diminuição significativa da força para elevação da passada e/ou passos assimétricos, com diminuição significativa da força para a elevação ou passada plana do posicionamento do calcanhar (CURY et al., 2006). Pode se observar nessa avaliação, segundo o autor, a hipertonía de tríceps sural durante a fase de oscilação do membro atrapalhando ou até mesmo impedindo a criança de realizar a marcha independente; para auxiliar esse processo, muitas vezes são indicados órteses de posicionamento da articulação do pé e do tornozelo, segundo esse mesmo autor.

2.3.2 Característica da Marcha na Paralisia Cerebral

Na criança com paralisia cerebral as estratégias motoras são definidas pela ativação de padrões musculares que refletem o planejamento neural do mecanismo de movimento e contração muscular, levando em conta as modificações sistêmicas do organismo e as restrições ambientais sofrida pela criança; as adaptações para essas estratégias são esperadas na paralisia cerebral como uma condição caracterizada pela postura e movimentos anormais, provenientes de uma lesão no SNC em desenvolvimento e adaptações neurais (DAN et al., 1999). Portanto, os pacientes com paralisia cerebral têm que organizar um limitado repertório motor decorrente de um restrito potencial neural para a realização do movimento. Normalmente, as crianças com diagnóstico funcional de diparesia espástica, demonstram estratégias motoras distintas e movimentos alternativos para o desenvolvimento da marcha. O acometimento da locomoção pode se agravar com a

presença de movimentos associados, contraturas musculares e deformidades ósseas.

A marcha mais comum em crianças com paralisia cerebral (PC) com diplegia espástica é a de pé equino com excessiva flexão plantar do tornozelo durante a deambulação, podendo ocorrer a contratura muscular plástica do tríceps sural. São esses os casos em que as crianças nascem prematuras com flexão plantar e com contração precoce e prolongada do grupo de tríceps sural que tem papel importante durante esta posição; os joelhos apresentam-se com extensão excessiva e anormal durante a postura ortostática que muitas vezes acompanham o posicionamento do pé eqüino (RADTKA, 2005). Essa marcha é caracterizada pela ausência do toque do calcâneo no chão no início da fase de apoio da marcha, e se agrava com a flexão permanente da articulação do joelho proveniente de hipertonia do conjunto dos músculos flexores dos joelhos.

O padrão da marcha de crianças com paralisia cerebral é marcado pela flexão plantar do tornozelo ou marcha na ponta dos pés durante a fase de apoio do ciclo da marcha, que pode ser observado durante a caminhada independente nessas crianças; este padrão é normalmente substituído pelo padrão de suporte (reflexo primitivo) e o peso do corpo é progressivamente descarregado no calcanhar. Algumas crianças, no entanto, continuam andando na ponta dos pés, sem sinais clínicos, e comprometimento sensório motor ou muscular da paralisia (CRENNA et al., 2005).

As alterações na cinemática da marcha, tais como o aumento plantar da flexão do pé e flexão do joelho no momento do impacto, ou maior descolamento do ângulo da articulação do tornozelo, são mais intensas em comparação com o pé equino da marcha de crianças com paralisia cerebral (PC). Da mesma forma, o exame eletromiográfico, que inclui a contração anormal dos músculos da panturrilha com ativação dos músculos tibial posterior e tríceps sural, na fase de balanço final, foi também encontrado em crianças diplégicas e até mesmo em crianças em desenvolvimento durante a caminhada independente precoce. Vários estudos, além disso, relatam que a cinemática e as características podem ser reproduzidas em condições com crianças normais, quando solicitadas a caminhar em seus dedos (CRENNA et al., 2005).

A presença de deformidades de contraturas musculares nos membros inferiores afeta a marcha de crianças com paralisia cerebral e, neste contexto, a deformidade em equino é a mais freqüente nesses pacientes com diagnóstico funcional do tipo espástica. Nesses casos, existem várias técnicas cirúrgicas propostas para a correção desta deformidade, que está associada na maioria das vezes por hipertonía do conjunto gastrocnêmio - sóleo, que permanece contraturado em todas as fases da marcha. Essa contratura diminui a força do tibial anterior e o sinergismo muscular entre os membros podendo gerar o padrão de marcha eqüina (SVARTMAN et al., 1994).

O andar na ponta dos pés é um desvio de marcha muito comum que está associado normalmente com a paralisia cerebral, a distrofia muscular, neuropatias e deformidades ósseas como o pé torcido congênito. O andar na ponta dos pés é definido como o fracasso do calcanhar para fazer contato com o chão no início da posição da marcha como uma ausência de um *Balanço do Calcanhar*. Em marcha normal, o termo *Balanço do Calcanhar* corresponde à progressão do membro inferior, enquanto o calcanhar é a área central de apoio que toca o chão; essa parte posterior do pé é que toca o chão e faz a flexão plantar. A ausência desta fase no ciclo da marcha faz com que as crianças toquem primeiramente o antepé ao andar e realizem a dorsiflexão do tornozelo (ARMAND et al., 2006).

Muitas crianças com paralisia cerebral necessitam de equipamentos para alcançar a deambulação, no entanto, existem poucos estudos científicos que mostram o benefício dos equipamentos que auxiliam a reabilitação da marcha; pouco tem sido feito para compreender os mecanismos de indicações e uso destes equipamentos. Bachschmidt e colaboradores, em 2000, realizaram uma comparação da utilização de equipamentos auxiliares de marcha com apoio anterior e posterior analisando a velocidade e a cinética da marcha. Os resultados desse estudo mostraram um aumento no tempo de apoio duplo dos membros inferiores, com o andador anterior e, com o andador posterior, houve um aumento da velocidade da marcha. Outros dispositivos auxiliares da deambulação, tais como bengalas, muletas ou andadores, são equipamentos que melhoram o equilíbrio e, teoricamente, facilitam a progressão da marcha (BACHSCHMIDT, 2000). A Fraqueza dos músculos dos membros inferiores e do tronco muitas vezes torna a deambulação impossível, mesmo com a ajuda de auxiliares deambulatorios e órteses. Por outro

lado, o problema é agravado pela tendência que essas crianças têm para desenvolver contraturas provenientes da ausência de sinergismo muscular causado pelo do desequilíbrio entre o tempo de contração da musculatura antagonista e agonista e também pela falta natural de sensibilidade causada pela PC.

2.4 Auxiliares Deambulatórios

Como as crianças portadoras de PC não possuem o controle total da contração muscular, elas não conseguem permanecer na postura ortostática e realizar a marcha independente. Para que isso seja possível, é necessária a utilização de estruturas rígidas ao redor dos membros inferiores da criança tais como as órteses de ação recíproca da marcha, andadores, órteses rígidas ou articuladas de quadril Joelho-tornozelo-pé. Para a realização da marcha com esses equipamentos muitas vezes torna-se necessária a utilização de muletas para fornecer a estabilidade nesta postura, bem como para servir de apoio para descarregar o peso corporal nos membros superiores (ACKERMANN et al., 2002). Cada vez mais são difundidos os estudos dos benefícios da utilização de equipamentos que auxiliam na reabilitação do membro inferior, com movimentos funcionais para a realização das tarefas básicas de rotina em pacientes com redução na mobilidade por problemas neuromusculares. Dessa forma, os resultados reconhecem a importância da reabilitação funcional com exercícios que estimulem a ativação do sistema nervoso central não afetado, para que este possa se adaptar, reorganizar e reaprender as funções perdidas, promovidas pelo sistema de plasticidade neuronal do sistema nervoso central (JEZERNIK et al., 2002). Grande parte dos auxiliares deambulatórios existentes no mercado, como o ilustrado na Figura 2.3 (GERRITSMA-BLEEKER et al., 1997), oferece apoio e estabilidade para a criança na postura ortostática, quando em movimento, porém é necessário e de extrema importância que a criança tenha força para se autotransferir e iniciar a marcha auxiliada com auxílio desses equipamentos (BOTEGA, 2007).

Figura 2.3 – Criança deambulando com o auxílio de um RGO

Fonte: GERRITSMAN-BLEEKER et al., (1997).

As deficiências e lesões neurológicas frequentemente resultam no comprometimento da deambulação independente. Assim, os auxiliares deambulatorios são comumente prescritos na tentativa de restaurar a função locomotora de crianças com essas deficiências. A cadeira de rodas foi, durante vários anos, o único meio para paraplégicos se locomoverem por conta própria. A utilização prolongada desse artefato, todavia, provoca nos usuários resultados negativos que incluem a osteoporose, atrofia muscular, baixa circulação, repartição da pele, alterações cardiovasculares, espasticidade do intestino e bexiga com vários problemas psicológicos posteriores. Tentativas para que esse tipo de paciente pudesse caminhar com uma postura ereta resultou na concepção e aplicação de órteses de ação recíproca de marcha (RGO) e órteses de quadril Joelho-tornozelo-pé (HKAFO) (SOLOMONOW, et al., 1989). Tais auxiliares deambulatorios podem ser ponderados para fornecer a estabilidade durante a marcha, como também a sustentação para crianças debilitadas. Outro dispositivo

para melhorar o padrão de marcha em crianças com paralisia cerebral é o *Swivel Walker*; esse equipamento usa a ação recíproca da marcha e transfere a força gerada na oscilação do tronco inferior para mobilizar os membros inferiores (HOLT, 1991).

Devido ao grande número de dispositivos disponíveis, bem como a importância de selecionar o melhor para cada paciente, uma avaliação formal deve ser sempre realizada por um fisioterapeuta pediatra antes compra de um aparelho (HOLT, 1991). Assim que o aparelho é comprado, o terapeuta pode fazer o ajuste customizando o equipamento para atender às especificações de cada paciente para proporcionar um treinamento no uso adequado do dispositivo. Todavia, potenciais problemas podem ser avaliados pelo fisioterapeuta antes do aparelho ser utilizado. Atualmente, existem três tipos mecânicos básicos de dispositivos para auxiliar a marcha de pacientes com distúrbios neuromusculares: Cana e bengalas(1), caminhanças (2) e cadeirantes dos tipos Wheelchairs e scooters (3) (CONSTANTINESCUL et al., 2007).

A postura durante a marcha de crianças auxiliadas por equipamentos sem mecanismos para controle da descarga de peso deve ser bem observada pelo terapeuta para que os membros inferiores não fiquem com flexão de quadris e joelhos (HOLT, 1991) para não gerar movimentos compensatórios. Associadas ao uso de um auxiliar deambulatorio podem ser utilizadas órteses de posicionamento de pé e tornozelo para corrigir o padrão eqüino da marcha e impedir as contraturas em flexão plantar em crianças com paralisia cerebral espástica (CURY et al,2006; LUCARELLI et al, 2007). Essas órteses de posicionamento de pé e tornozelo podem ser de polipropileno rígido tradicional, ou material equivalente, com a função de limitar o movimento normal da tibia com o pé resultando na diminuição da dorsiflexão (RADTKA, S.A, 2005; LUCARELLI et al, 2007).

Essas órteses de posicionamento têm sido utilizadas para facilitar e melhorar o padrão da marcha. Neste contexto, diversos recursos têm sido utilizados, tais como as órteses de pé e tornozelo (AFO) que são usadas para corrigir o padrão eqüino de marcha em crianças com paralisia cerebral espástica. As órteses de pés e tornozelo (AFO) de polipropileno rígido tradicional são utilizadas para diminuir o posicionamento eqüino do tornozelo e impedir a contraturas em flexão plantar. A

desvantagem da órtese de pé e tornozelo AFO rígido é a sua limitação do movimento normal da tíbia com o pé, resultando na diminuição da dorsiflexão. O AFO de polipropileno articulado com uma flexão plantar tem sido cada vez mais recomendado pelos especialistas para diminuir o posicionamento eqüino do pé. Ao contrário dos AFO's rígidos, a órtese articulada permite à tíbia movimentar durante a marcha (RADTKA, 2005).

As lesões no sistema nervoso central afetam a motricidade dos pacientes reduzindo a mobilidade ou até mesmo impedindo-os de realizar a marcha, no entanto a locomoção de pacientes paraplégicos pode ser alcançada com o auxílio das órteses híbridas (PEREZ-ORIVE; MAYAGOITIA, 1994). Está disponível uma ampla variedade de dispositivos que podem auxiliar e beneficiar pacientes com dificuldade de locomoção (CONSTANTINESCUL et al., 2007). Em geral, esses dispositivos deambulatórios permitem, mesmo sem o controle da descarga de peso gerada nos membros inferiores, uma redução no peso de rolamento durante a marcha. Um dos equipamentos comumente prescritos para auxiliar na marcha de pacientes são as muletas axilares, que permitem a deambulação de pacientes, transferindo até 100% de seu peso corporal para a região axilar e braço oscilante durante a marcha. Em muitos casos, um dos efeitos colaterais negativos da utilização de uma muleta axilar é a passividade do membro associado do esqueleto muscular e a atrofia muscular esquelética como resposta da inatividade predominante (ACKERMANN, et al., 2002). Por outro lado, os auxiliares deambulatórios que dispõem de controle da descarga de peso corporal nos membros inferiores contribuem para a eliminação de movimentos compensatórios gerados pela ausência da força muscular de sustentação durante a marcha; facilitam o fortalecimento gradativo da musculatura dos membros inferiores e melhoram o sinergismo muscular durante a marcha de crianças com paralisia cerebral, bem como aumentam a independência nas atividades de vida diária (BOTEGA, 2007).

Várias órteses estão atualmente disponíveis comercialmente que permitem aos paraplégicos a deambulação em uma boa postura vertical, tais como o "*Long Leg Brace (LLB)*", o "*Reciprocating Gait Orthosis (RGO)*", o "*Hip Guidance Orthosis (HGO)*", o "*Knee Ankle Foot Orthosis (KAFO)*", conforme ilustra a Figura 2.3; também, se utiliza a estimulação elétrica muscular para auxílio na locomoção desses pacientes com ou sem esses equipamentos. A locomoção recíproca da marcha foi

desenvolvida e inicialmente aplicada em equipamentos que se utilizam da força do tronco para movimentar os membros inferiores realizando assim a locomoção do paciente; a avaliação da eficácia da utilidade dos diversos sistemas ortóticos torna-se necessária e deve receber a orientação de ortopedistas para que seja prescrita a melhor órtese para o tratamento de um paciente específico (HIROKAWA, 1989; NENE, 1989).

Figura 2.4 – Modelos de Órteses para auxílio na marcha de paraplégicos.

Fonte: ACKERMANN, et al., (2002).

As órteses de RGO podem resultar em uma marcha com maior velocidade e cadência quando comparada com o *Brace-Only Walking*. As órteses do tipo *Hybrid Orthosis Systems* (HOS) exploraram a força mecânica gerada por torque muscular da musculatura do tronco e a sua estabilidade para algumas articulações, transmitindo a força para a mobilidade de outras articulações, usando a ação recíproca do movimento nos músculos paralisados. Essas órteses híbridas foram desenvolvidas para reduzir inclinação do tronco com a finalidade de aumentar a velocidade e distância percorrida pelo paciente, reduzindo o gasto energético durante a marcha. Apesar das muitas vantagens potenciais de uma abordagem híbrida para as órteses de deambulação, a técnica tem sido aplicada apenas de forma limitada, principalmente para fornecer uma limitada mobilidade do quadril e joelho sem considerar o tornozelo (CURTIS, *et al.* 2005). Essas órteses híbridas com

sistemas de ação recíproca da marcha como o RGO, entre outros, foram inicialmente desenvolvidas para permitir a deambulação com reciprocidade através da ajuda de muletas em crianças paraplégicas (NENE, 1989). Os estudos comprovam que um requisito fundamental para o projeto de um auxiliar deambulatorio ou órtese, é a presença de uma articulação no quadril e no joelho que possa ser totalmente estendida, flexionada e controlada para auxiliar com eficiência a marcha de crianças debilitadas (ACKERMANN, *et al.* 2002; YELTEKIN; CORBIN, 1992). A Figura 2.4 ilustra uma órtese desse tipo.

A órtese RGO tem como base a rigidez lateral do membro inferior para evitar adução do quadril durante a postura de balanceio contralateral da perna. Quando usada em adultos paraplégicos traumáticos a adução pode ser impedida e a carga pode ser colocada nos membros superiores. Essa órtese híbrida *RGO* é normalmente utilizada para a locomoção com ajuda do impulso de muleta, reduzindo o gasto energético durante a locomoção, minimizando assim o grau de adução do quadril e o impulso do membro superior andando com muletas (NENE, 1989).

A deambulação com o auxílio de uma órtese de ação recíproca da marcha (RGO) pode proporcionar benefícios físicos em pessoas com dificuldade na locomoção independente devido à paralisia dos membros inferiores, contudo, o elevado gasto energético associado com esse tipo de órtese limita o uso desses equipamentos como auxiliar da marcha. Estudos demonstram que uma postura ereta para caminhar pode beneficiar pessoas com paralisia dos membros inferiores com benefícios que incluem a redução da incidência de contraturas articulares, fraturas ósseas, prevenção a úlceras de pressão e osteoporose; também melhora a função intestinal e age como dreno urinário e da circulação periférica, além de estimular os membros inferiores (HOOPED, 1987).

Figura 2.5 – Equipamento de ação recíproca da marcha provido de articulações nos joelhos e no quadril.

Fonte: HOOPED (1987).

Outros estudos também alegam que deambulação vertical melhora os fatores psicossociais, como uma melhor integração com o ambiente e aumenta a percepção do corpo no espaço. Muitos dispositivos auxiliares de marcha foram desenvolvidos para ajudar as pessoas com paralisia de membros inferiores a andar na postura ortostática. Estes dispositivos vão desde o simples *Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis* (HKAFO) até as órteses mais complexas como a órtese marcha recíproca (RGO), ilustrado na Figura 2.5. Essas duas órteses imobilizam os joelhos e tornozelos em uma posição de alinhamento do pé para permitir a deambulação com muletas ou andadores (JOHNSON, *et al.* 2009). Os dispositivos mais comuns são, portanto, a *Reciprocating Gait Orthosis* (RGO), a *Advanced Reciprocating Gait Orthosis* (ARGO) e o *Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis* (HKAFO).

Existem muitas razões pelas quais os pacientes devem ser encorajados a andar com essas órteses, pois a mobilidade vertical pode produzir melhorias na função cardiorrespiratória, na drenagem urológica, melhora na função intestinal, diminui a perda óssea, os espasmos e as contraturas musculares (SCIVOLETTO, *et*

al. 2003). A órtese HKAFO convencional também imobiliza a articulação do quadril dos usuários que normalmente adotam padrão de marcha com o tronco flexionado. Outros aparelhos ortopédicos, tais como RGO's, o *Hip Guidance Orthosis (HGOs)*, o *Walkabout Orthosis*, permitem o movimento do quadril no plano sagital e os usuários adotam um padrão de marcha recíproca que é mais semelhante ao andar de pessoas sem deficiência e com um balanço padrão. Enquanto o HGO e o *Walkabout* são concebidos com a intenção de eliminar a gravidade durante a fase de balanço do membro inferior, o RGO é provido de mecanismo especial que mobiliza a perna com um sistema de ação recíproca da marcha. Esse equipamento destina a facilitação da marcha pela ação recíproca do movimento de engate entre duas articulações no quadril, de modo que o joelho na contralateral fique em flexão, conforme ilustra a Figura 2.6 (JOHNSON, *et al.* 2009).

Embora uma marcha com ação recíproca seja considerada distinta de um balanço alternativo, ela parece compartilhar da dinâmica com característica semelhante as da marcha normal; os movimentos dos braços e do tronco são semelhantes, e a fase de balanço alternativo da marcha pode ser comparada com a fase balanço durante marcha sem auxílio. O tronco flexiona para frente durante o primeiro apoio duplo e se estende para trás durante o balanço. Na marcha com auxílio, a inclinação para frente do tronco durante o primeiro apoio duplo é usado para suportar uma grande parcela do peso corporal durante o balanço.

Em pessoas com paralisia nos membros inferiores, a parte superior do corpo produz força suficiente para movimentação dos membros paralisados. Esta descoberta pode explicar a diferença significativa no gasto de oxigênio entre as crianças que usam um balanço alternativo através do padrão de marcha e as crianças que utilizam um modelo alternativo de RGO. Com base nessas considerações, uma marcha recíproca poderia ser considerada como uma forma de balanço através da marcha que arrasta uma perna, alternadamente atrás da outra. Embora a órtese RGO deixe a perna em postura adequada para rolamento de peso por exploração passiva dos membros inferiores e tronco ereto, os usuários da RGO continuam a suportar uma grande parcela do seu peso corporal através dos braços durante um único membro superior de suporte. O rolamento de peso através dos braços contribui para um provável aumento do gasto energético da marcha associada ao uso da órtese RGO (JOHNSON, *et al.* 2009).

A marcha com a órtese HKAFO prevê uma marcha perto da natural e com boa eficiência energética. Esta órtese consiste em um apoio de tronco com uma banda pélvica bilateral do Quadril-Joelho-Tornozelo-Pé, relacionada com cabos móveis nas articulações do quadril, conforme mostrado na Figura 2.6. O acoplamento nas laterais do quadril dá estabilidade do quadril quando em pé, impedindo a flexão. A flexão do quadril ativa o sistema de cabos para alargar o quadril na contralateral, permitindo a deambulação. A desconexão das articulações no quadril e no joelho permite a flexão simultânea para sentar. Nessa órtese, o joelho pode ser bloqueado em extensão para a posição de deambulação. Embora a experiência inicial com este dispositivo da órtese não tenha sido otimista, os relatos de uso a longo prazo mostram a melhoria na deambulação e no consumo de energia (GERRITSMA-BLEEKER et al., 1997).

Figura 2.6 – Paciente deambulando com HKAFO convencional.

Fonte: JOHNSON et al., (2009).

Apesar dos benefícios potenciais que trazem o uso desse tipo de órteses, registra-se como experiência freqüente o elevado abandono na utilização desses equipamentos pelos usuários. A apreciação geral de uma órtese para deambulação,

todavia, não é um indicador de rejeição como aconteceu com a órtese ARGO ilustrada na Figura 2.7, pois os pacientes que deixaram de usar essa órtese estavam satisfeitos com os seus aspectos positivos particularmente à possibilidade de assumir a posição ereta e poder conversar com outras pessoas em um mesmo nível (SCIVOLETTO et al., 2003).

Figura 2.7 – ARGO com ajuste avançado

Fonte: Scivoletto et al., (2003).

2.4.1 Indicações e Contra indicações para a Utilização de uma Órtese de Ação Recíproca da Marcha.

Os desenvolvedores do primeiro equipamento com sistema de ação recíproca da marcha elaboraram um manual com informações das indicações e contra-indicações para auxiliar os terapeutas indicarem a utilização de órteses providas com sistema de ação recíproca da marcha.

2.4.1.1 Indicações

As principais indicações para o uso de uma órtese de ação recíproca são as que se seguem (HOOPED, 1987).

- Os joelhos do paciente devem estar livres e ausentes de contraturas significativas, com uma angulação na faixa máxima de 5-10°.
- O quadril deve estar livre de contratura e estar flexível, não pode estar rígido ou espástico.
- Crianças com luxação unilateral do quadril e portadoras de desigualdade no comprimento dos membros inferiores. Neste caso, esta postura é indicada, pois as órteses alinham e realizam a coaptação de ambas as articulações do quadril, auxiliando na formação do acetábulo.
- Boa força na extremidade superior.
- O paciente estar bem motivado.
- Existir um suporte familiar cooperativista.
- As metas e expectativas serem realistas.

Obviamente, com o uso deste tipo de órtese, um paciente severamente acometido não se restabelecerá até a normalidade. A utilização de dispositivos de auxílio da marcha proporciona uma deambulação em baixa velocidade, e com baixo gasto energético e um balanço da marcha para as velocidades mais rápidas ainda é possível. Se os critérios acima foram satisfeitos, o paciente pode esperar da órtese a manutenção de uma postura ortostática e, com o uso diário prolongado, pode evitar posteriores contraturas.

2.4.1.2 Contra Indicações

Existem, todavia, contra indicações para a não utilização da órtese RGO, tais como as que se seguem.

- A existência de contraturas graves Irredutíveis que impedem o estabelecimento do alinhamento normal.
- A presença de espasticidade ou outra atividade muscular involuntária que impede a coordenação no livre do movimento.
- A obesidade.
- A diminuição da força na extremidade superior.

Em geral, a órtese RGO - *Reciprocating Gait Orthosis* tem sido utilizada por crianças com coluna bífida que de outra forma seriam incapazes de andar, mas ainda não possuem força suficiente na extremidade superior para uso de muletas e tenham dificuldade de manter o equilíbrio. Obviamente, se a criança tem força suficiente para manter o quadril em uma posição ereta e o adiantamento dos membros de uma perna de cada vez, ela pode ser considerada como possível usuária de uma órtese RGO (HOOPED, 1987).

3 METODOLOGIA

A necessidade de desenvolver e lançar novos produtos na área da reabilitação terapêutica vem sendo cada vez mais reconhecida em pesquisa e desenvolvimento. Para facilitar a fabricação, tornar o produto economicamente viável e, se possível, eliminar gastos excessivos na produção, ferramentas de desenvolvimento de novos produtos são utilizadas para alimentar bancos de dados nas empresas; um banco de dados pode ser utilizado com eficiência para aperfeiçoar os produtos com um mínimo de gasto e também para evitar ou corrigir erros de construção.

Basicamente, as metodologias de projetos são compostas por quatro fases. A primeira é constituída de uma fase exploratória ou de estabelecimento das tarefas na qual é definido o problema ou necessidade. Posteriormente se passa para outra fase conhecida como a fase do projeto conceitual onde se avalia a viabilidade econômica e financeira e a de construção do produto; nesta fase se conceitua o produto e, para “sair desta fase”, torna-se necessário ter um croqui do produto bem como a sua matriz morfológica definida. Na terceira fase, a do projeto preliminar, apresenta um projeto assistido por computador onde o anteprojeto do produto é realizado com ferramentas CAD (desenho assistido por computador) e são avaliadas as características mecânicas e chega-se a um modelo computacional em 3D (três dimensões) do produto; ainda nesta fase pode ser realizada a construção de um protótipo, onde se avalia a ergonomia e funcionalidade do produto. Para chegar à quarta fase do projeto, fase esta conhecida como de projeto detalhado e lançamento do modelo funcional do produto é necessário realizar as etapas ou fases anteriores seguindo uma metodologia sistemática de pesquisa e desenvolvimento direcionado a atingir o público alvo do projeto; dessa forma, é nesta fase em que pode ser feito o registro do produto, a divulgação dos eventuais resultados de ensaios e testes através dos meios convencionais e o seu lançamento para a sociedade.

3.1 Anteprojeto do Auxiliar Deambulatório Autotransferente

O Auxiliar Deambulatório Autotransferente deste trabalho foi desenvolvido com base em um projeto mecânico com conceitos predefinidos onde o peso e o volume mínimos foram muito bem definidos para facilitar a locomoção do usuário, visando em particular a recuperação ou a aquisição do autoequilíbrio através do controle da descarga de peso sobre os membros inferiores. A Figura 3.1 ilustra a idéia inicial que motivou o anteprojeto do ADA, onde se destaca a estrutura articulada com travas de mobilidade.

Figura 3.1 – Anteprojeto do Auxiliar Deambulatório Autotransferente - ADA.

3.2 Metodologia Aplicada no Desenvolvimento do Auxiliar Deambulatório

O estudo do Auxiliar Deambulatório Autotransferente é composto basicamente em três etapas que englobam o ciclo de desenvolvimento de um produto. A primeira etapa do estudo diz respeito ao projeto conceitual e está relacionado com as atividades de estudo de mercado, plano de viabilidade econômica e a engenharia reversa do produto; a segunda etapa deste projeto é o

desenvolvimento propriamente, que engloba o projeto (desenho) do produto, o estudo dos respectivos processos de manufatura e a preparação para produção do produto; e a terceira etapa do produto envolve basicamente a construção de um protótipo do Auxiliar Deambulatório Autotransferente para tornar possível a sua avaliação e validação, em particular, a ergonomia do equipamento. A Figura 3.2 ilustra o diagrama de fluxo da metodologia utilizada no desenvolvimento do projeto.

Figura 3.2 – Fluxograma da metodologia utilizada no projeto.

3.2.1 Projeto Conceitual do Auxiliar deambulatório Autotransferente

A necessidade de desenvolver um equipamento que satisfaça as restrições de projeto e que atenda os requisitos dos clientes foi necessária a realização uma análise de mercado buscando os requisitos dos clientes atuantes na área de reabilitação neuromuscular.

3.2.1.1 Investigação da Necessidade

Nesta etapa do trabalho foi realizado o projeto conceitual do Auxiliar Deambulatório Autotransferente. Para isso, foi coletado o maior número de idéias possíveis, tendo em vista o problema e a categoria do produto a ser desenvolvido. Assim, foram utilizadas várias fontes para coletar essas idéias, tais como contatos com consumidores/clientes/usuários dos deambuladores existentes no mercado e a busca no mercado dos produtos concorrentes. Essas pesquisas tiveram basicamente caracteres qualitativos e quantitativos, onde os consumidores/usuários da categoria em questão, onde fisioterapeutas do LADI que exerciam atividades nas diferentes áreas de tratamento infantil foram investigados através da técnica de *brainstorming*.

Foi aplicado um questionário, conforme consta no Anexo 1, contendo três perguntas para fisioterapeutas do LADI, onde foram observados os requisitos apontados como sendo os de maior importância para os entrevistados. As respostas dos questionários foram interpretadas pelo pesquisador e transformadas em pequenas frases referentes às características desejáveis para o ADA, contendo fundamentalmente um verbo de ação e um substantivo, como se segue.

- Seja leve.
- Seja confortável.
- Tenha boa aparência.
- Proporcione segurança.
- Facilite a movimentação.
- Seja de fácil colocação.
- Seja fácil de limpar.
- Proporcione alinhamento biomecânico.
- Tenha regulagem de altura.
- Tenha regulagem da angulação articular.
- Tenha regulagem dos movimentos rotacionais e de abdução dos membros inferiores.
- Proporcione apoio durante a marcha.
- Tenha um volume pequeno.
- Estimule o autoequilíbrio.
- Tenha baixo custo.
- Facilite a marcha.

Os requisitos citados alimentaram um banco de dados que ficou à disposição do pesquisador o tempo todo, possibilitando a consulta sempre que necessário para nortear o desenvolvimento de um deambulador que satisfizesse as necessidades e cumprisse com exatidão os requisitos apontados como de maior importância pelos entrevistados.

3.2.1.2 Desdobramento da Qualidade do Auxiliar Deambulatório Autotransferente

Com os requisitos apontados com sendo os de maior importância pelos entrevistados, foi aplicada a técnica do QFD (*Quality Function Deployment*), para traduzir os requisitos do cliente em termos de requisitos técnicos mecânicos do Auxiliar Deambulatório Autotransferente para satisfazer as necessidades dos usuários. O QFD é uma metodologia organizacional que atua em todas as fases do processo e consegue converter de forma sistemática os requisitos do cliente em características de qualidade, custo, atendimento, moral e segurança, buscando a total satisfação dos clientes (HUNTER, 1994). O QFD surgiu na década de 60, no Japão, quando a Mitsubishi recorreu ao apoio do governo japonês para que fosse possível desenvolver uma logística que permitisse a construção de navios tanque e de superpetroleiros com menores gastos.

O QFD foi utilizado neste trabalho para discutir as principais diretrizes do projeto, como também para obter um equipamento com desempenho satisfatório para tal função. Com esta técnica, foi possível desdobrar a função qualidade do Auxiliar Deambulatório Autotransferente, com o objetivo de: reduzir os custos, melhorar a qualidade do deambulador, reduzir tempo de desenvolvimento e ter maior atração (visual e ergonômica) para as crianças com paralisia cerebral. Assim, foi também possível atender as necessidades dos clientes apontadas como sendo as mais importantes na avaliação efetuada.

Na avaliação, a terceira pergunta do questionário aplicado no *brainstorming* foi para que os entrevistados fizessem uma avaliação comparativa entre o preprojeto do Auxiliar Deambulatório Autotransferente e os dois tipos de deambuladores convencionais encontrados no mercado. Essa pergunta foi de caráter numérico, para que os entrevistados pudessem quantificar as vantagens e desvantagens de cada um dos deambuladores em uma marcação de zero a dez, gerando a Figura 3.3.

Com essa avaliação numérica e os dados da Figura 3.3 construiu-se de um gráfico comparativo para avaliar o índice de melhoria do anteprojeto do Auxiliar Deambulatório Autotransferente conforme mostra a Figura 3.4.

Casa da Qualidade Função do ADA

Pirâmide de Conflito
entre os Requisitos
Técnicos

Requisitos dos Clientes Apontados com maior importância pelos entrevistados		Requisitos técnicos								Avaliação Concorre			Obj. Melhoria	Ind. Melhoria	Arg. Venda	Peso Absoluto	Peso Relativo
		Estabilidade	Mobilidade	Carga MMII	Ergonomia	Vol./Peso	Instabilidade	Regulagens	Locomoção	AFAA	ADA	RGO					
Segurança	8	9	3							9	8	7	9	1	1	10,8	22,1
Articulação	9		9		9					1	9	7	9	1	1,5	13,5	27,6
Regulagens de Altura	9		9	9					3	9	9	7	9	1	1,5	13,5	27,6
Confortável	6				9		3			7	6	1	6	1,2	1	1,4	2,9
Pequeno e Leve	7				3		9			7	7	6	7	1,2	1,2	1,2	2,5
Equilíbrio	9				3	9	1		9	6	9	6	9	1,2	1	1,2	2,5
Alinhamento Articular	9				3	1	9			9	8	4	9	1	1	3,6	7,4
Auxiliar a Marcha	9		3	1				9	9	8	9	4	9	1	1	3,6	7,4
Importância do Projeto		Estabilidade	Mobilidade	Carga MMII	Ergonomia	Vol./Peso	Instabilidade	Regulagens	Locomoção								
Importância absoluta		66,8	81,8	67,8	84,8	76,8	82,8	66,8	78,8	606							
Importância relativa		11,0	13,5	11,2	14,0	12,7	13,7	11,0	13,0	100							

Figura 3.3 – Casa da Qualidade do Auxiliar Deambulatório proposto.

A pirâmide da Figura 3.3 mostra os conflitos entre os requisitos técnicos definidos para o projeto do equipamento. Um dos conflitos encontrados nos pré-requisitos do projeto é instabilidade x estabilidade, onde as definições são estimulação do autoequilíbrio x estabilidade biomecânica. Outro conflito importante para ser observado é ergonomia x peso/volume, ou seja, siga o contorno do membro inferior x posicione as articulações.

A importância absoluta da qualidade do produto é igual à soma do peso absoluto mais a importância do cliente em cada requisito técnico. A importância relativa é igual a importância absoluta de cada requisito dividido pela soma da importância absoluta de todos os requisitos.

3.2.1.3 Comparação entre Auxiliares Deambulatórios Similares

O gráfico comparativo mostrado na Figura 3.4 foi obtido como resultado da aplicação do questionário aos clientes para avaliarem numericamente os requisitos do anteprojeto do ADA bem como para compará-lo com os equipamentos pesquisados para o desenvolvimento do anteprojeto. Esse gráfico constituiu uma excelente ferramenta de auxílio para o projetista durante o desenvolvimento do projeto do ADA, particularmente em sua fase final.

Figura 3.4 – Gráfico comparativo de avaliação.

Como se observa no gráfico da Figura 3.4, o anteprojeto do ADA (linha azul na figura), em função dos resultados da entrevista efetuada à clientela potencial, proporcionou uma maior satisfação à necessidade dos clientes entrevistados nesta fase do desenvolvimento do projeto. É possível observar que os outros dois equipamentos propostos, o ARGO e o RGO, comparativamente ao ADA, não registraram boa aparência e não estimulam o auto-equilíbrio. Nessa análise não foi comparado o requisito do anteprojeto relativo ao ajuste na descarga de peso corporal nos membros inferiores dos pacientes.

3.2.1.4 Estrutura de Função

Tendo em vista a necessidade de se desenvolver um equipamento para facilitar a marcha de crianças com paralisia cerebral e que atendesse os requisitos de maior importância apontados pelos entrevistados, aplicou-se ao projeto do ADA a ferramenta *estrutura de função*. Isso foi feito com o objetivo de chegar à melhor solução para cada componente de função da estrutura do Auxiliar Deambulatório Autotransferente. A Figura 3.5 mostra esquematicamente a primeira estrutura de função aplicada ao projeto do ADA.

Figura 3.5 – Estrutura de função definida para o projeto do ADA.

A função principal do ADA, como previsto, é auxiliar na locomoção do paciente com dificuldade na marcha independente tornando as crianças com paralisia cerebral cada vez mais independente para realizarem as atividades de vida diárias - AVDs. Na tentativa de desenvolver o equipamento baseado na necessidade da criança, os estudos efetuados foram realizados na estrutura de função baseada nos requisitos do usuário. A retribuição da criança, em termos de função, é o torque muscular dos membros inferiores e da musculatura do tronco inferior. Por isso optou-se para o desenvolvimento de um auxiliar deambulatório com sistema de ação recíproca da marcha para transformar esse torque muscular em movimentos para a locomoção e realização das AVDs. A Figura 3.6 mostra esquematicamente o

desdobramento da primeira estrutura de função aplicada ao projeto do ADA, durante o seu desenvolvimento.

Figura 3.6 – Desdobramento da estrutura de função inicial definida para o projeto do ADA.

Outras observações puderam ser visualizadas com o desmembramento da estrutura de função como, por exemplo, as que se seguem.

- Vestir o equipamento.
- Transformar o torque muscular em movimentos para a locomoção.
- Fazer a instrução e treinamento da criança para a locomoção independente.
- Desenvolver o equipamento que permita os movimentos da marcha com articulações no quadril, joelho e tornozelo.

- Tornar a criança cada vez mais independente para a realização de suas atividades de vida diária.

3.2.1.5 Matriz Morfológica

O projeto conceitual terminou definindo soluções de materiais possíveis de aplicação na estrutura do projeto preliminar. Definiu-se 4 possibilidades de materiais para ser aplicado no projeto do ADA, neste conteúdo é importante selecionar a solução de materiais que satisfaz os requisitos técnicos definidos no anteprojeto do ADA. É preciso ainda nesta etapa do projeto definir os materiais das estruturas pré-definidas no anteprojeto, que alimentará um banco de dados que foi consultado durante todo o projeto preliminar do equipamento.

Parâmetros de Projetos	Soluções			
	1º	2º	3º	4º
Material das Hastes	Alumínio	Aço 1020	Materiais compósitos	Aço Inox 304
Formato das Hastes	Cilíndrico/Oblongo	Cilíndrico/Oblongo	Cilíndrico/Oblongo	Cilíndrico/Oblongo
Assento	Polímero	Polímero	Polímero	Polímero
Mecânica do Movimento	Torque Muscular	Torque Muscular	Torque Muscular	Torque Muscular
Peso ($\pm g$)	1500	5000	1200	5000
Articulações do ADA	Mobilidade Controlada	Mobilidade Controlada	Mobilidade Controlada	Mobilidade Controlada
Acabamento	Tecido Estofado	Tecido Estofado	Tecido Estofado	Tecido Estofado

Figura 3.7 – Matriz morfológica definida para o projeto do equipamento.

As possíveis possibilidades de materiais para o projeto foi definido com ajuda da matriz morfológica, onde obteve quatro possibilidades de construção da estrutura. Inicialmente optou-se pela solução 4 com hastes de aço inoxidável de formato oblongo, pela resistência e possibilidade de reduzir o volume de uma estrutura do

deambulador. O aço inox 304 é provido de modo de elasticidade 193-200 Gpa Dureza vickers de 129hv.

As melhores opções de materiais para construção desse equipamento seria as de materiais de menor densidade, portanto com o aço inox 304 utilizado no projeto foi aplicado para desenvolver uma estrutura rígida com menor volume. Após a definição da estrutura detalhada do equipamento e estudo da distribuição de carga no equipamento será possível aplicar outros materiais com tentativa de reduzir o máximo o peso do equipamento.

4 PROJETO PRELIMINAR

4.1 Descrição do Auxiliar Deambulatório Autotransferente Projetado

O presente trabalho trata do desenvolvimento de um *Auxiliar Deambulatório Autotransferente* com a característica de *autotransferência* para crianças, jovens e adultos com dificuldade na marcha independente; tem seu uso destinado a clínicas fisioterápicas, médicas, ambiente domésticos ou similares; ao *Auxiliar Deambulatório Autotransferente* foi desenvolvido com vista em melhorar sua utilização e eficiência com relação aos atuais auxiliares deambulatórios existentes no mercado.

O projeto do ADA foi realizado com ajuda de ferramentas de projeto assistido por computador no caso o programa *Solid Edge Versão 20 licença acadêmica*, onde foi possível realizar o projeto do equipamento obtendo o modelo tridimensional do equipamento, bem como todos os desenhos cotados para a fabricação do equipamento.

O *Auxiliar Deambulatório Autotransferente* foi projetado para ser construído por uma estrutura tubular de aço inox moldado e soldado, articulada com regulagens de mobilidade nas articulações e de altura nas hastes verticais para diversas fases do treinamento e tratamento de pacientes.

Figura 4.1 - Sistema de regulagem de altura e controle na descarga de peso do equipamento.

O controle da descarga de peso do paciente será realizado pelos sistemas de regulagens com rosca direita e esquerda. As regulagens de altura são feitas pelos

ajustadores expansores localizados na parte mediana das hastes femoral lateral e medial, haste fibular, e haste tibial. Os ajustadores de altura são compostos de espiga e porcas com rosca direita e esquerda para controlar a altura ou comprimento das hastes e, para travar a regulação na altura necessária, são utilizadas contraporcas.

A estrutura tubular do *Auxiliar Deambulatório Autotransferente* é articulada com controles de mobilidade nas articulações tais como, o pélvico flexor que se localiza na altura do trocanter maior do fêmur na parte lateral e na parte medial das pernas que articula com o assento; o geno flexor localizado na altura do joelho na parte medial e lateral; e o maléolo flexor localizado na altura da articulação do tornozelo. Essas articulações do *Auxiliar deambulatório Autotransferente* possuem um controle de mobilidade que pode variar de 0º a 50º. Dessa forma o terapeuta pode controlar a quantidade de movimento necessária e funcional para as crianças com deficiência.

Figura 4.2 – Assento, alinhador pélvico e articulação do quadril com controle de mobilidade

O arco pélvico é fixado rigidamente à estrutura do *Auxiliar deambulatório Autotransferente* e tem a função de fixar o aparelho deambulatorio ao corpo do paciente. Outra função do arco pélvico é a estabilização e alinhamento do tronco do paciente durante a marcha. As ventosas do arco pélvico proporcionam conforto ao usuário e tem a função de alinhamento do paciente, juntamente com o assento, que serve de apoio ao paciente. O assento deve ser composto por material plástico revestido por espuma com densidade adequada, se articula com as hastes femorais

mediais através de articulações. O assento permite a retirada de até cem por cento (100%) do peso do paciente. O peso do paciente é descarregado no equipamento no selim que distribui para a estrutura metálica do equipamento.

Figura 4.3 - Alinhadores e articulações com controle de mobilidade do joelho e tornozelo.

Os alinhadores femorais do Auxiliar deambulatorio Autotransferente promovem um alinhamento do ângulo “Q” do joelho, dando ao terapeuta a opção de alinhar o joelho do paciente, deixando-o posicionado corretamente durante a marcha, assim corrigir o valgismo e o varismo do joelho, deformidade comum nestas crianças com paralisia cerebral. Os alinhadores maléolo flexor promovem o alinhamento correto dos pés do paciente durante a marcha. Os arcos posteriores do alinhador femoral e do alinhador maléolo flexor são rigidamente montados nos terminais dos ramos verticais internos e externos da estrutura do *Auxiliar deambulatorio Autotransferente*. Os arcos anteriores desses alinhadores são articulados pelas articulações e fixados através de travas apropriadas na estrutura do *Auxiliar deambulatorio Autotransferente*.

Ambos os alinhadores, femoral e maléolo flexor, possuem assim ventosas de ajuste acopladas a manípulos roscado para permitirem o ajuste e posicionamento dos membros inferiores do paciente na estrutura do *Auxiliar deambulatorio Autotransferente*.

A palmilha posicionadora dos pés do paciente, que é composta por duas partes, a fibular e a tibial e se articula com as hastes fibular e tibial através das articulações maléolo flexor do *Auxiliar deambulatorio Autotransferente*. A palmilha

posicionadora estabiliza o tornozelo do paciente em posição neutra de 90º e também se adapta dentro do calçado do usuário. A articulação do tornozelo permite controle de mobilidade onde será mais indicado para permitir apenas a dorsiflexão, que normalmente está acometida nesses pacientes.

Figura 4.4 - Modelo tridimensional do Auxiliar Deambulatorio Autotransferente

4.2 Ergonomia do Projeto

A angulação do equipamento foi baseada em estudo anatômico das proporções corporais do ser humano para projetar o equipamento com ergonomia, ao termino do projeto chegou-se a uma estrutura articulada, regulável e que segue o contorno dos membros inferiores. Outro sistema diferencial desenvolvido para o ADA quando comparado com os exoesqueletos hodiernos foi o assento; esse diferencial é de extrema importância para a reabilitação da ,marcha correta, pois ele serve apoio para que o paciente possa transferir seu peso corporal para o equipamento com controle pelos ajustadores. O *Auxiliar Deambulatório Autotransferente* tem sua estrutura baseada em estudo anatômico e funcional, com seu volume e peso mínimos.

Figura 4.5 – Angulação encontrada para o Auxiliar deambulatório Autotransferente.

4.3 Simulação da Mobilidade

Como pode se observar na vista anterior o ADA aumenta a base de apoio do paciente, que conseqüentemente aumenta a estabilidade e alinha os membros inferiores dos usuários. Outro diferencial do ADA é que o centro de gravidade do paciente se torna o centro de gravidade do equipamento, assim o paciente equilibra o equipamento e o seu próprio corpo.

Figura 4.6 – Análise da mobilidade do Auxiliar deambulatorio Autotransferente

As articulações do equipamento como descrito anteriormente é provida de trava com mobilidade controlada para que não limite a mobilidade e libere a mobilidade exata para que não faça compensações. Como pode se observar na imagem, a mobilidade inicial permitida nas articulações do quadril do equipamento será de 10° , mas poderá ser alterada de acordo com as limitações dos pacientes, as outras articulações do ADA também é provida de trava para controle de mobilidade, que deverá ser controlada de acordo com as limitações neuromuscular do usuário. A

articulação do joelho deve permanecer travada em pacientes que não suportam o peso corporal mínimo, isso implica em elevação excessiva do quadril durante a marcha.

Na marcha com o ADA, a maneira utilizada para evitar a flexão do joelho durante a fase de apoio é a manutenção da articulação do joelho da órtese travada na posição estendida. No entanto, com o joelho estendido, a transição entre a fase de balanço e apoio é bem menos suave e a amplitude de oscilação do centro de massa corporal é maior. Além disso, como comentado anteriormente e detalhado adiante, a manutenção da articulação do joelho em sua posição estendida durante a fase de balanço da marcha implica na necessidade de elevação excessiva da articulação do quadril. Para suprir esta necessidade é utilizado o artifício pela maioria dos pacientes para evitar a colisão do pé com o solo; que é a inclinação lateral do tronco para o lado do membro em apoio. Estes artifícios se tornam ainda mais proeminentes quando não há controle dos músculos abdutores do membro inferior em apoio, cuja ativação evitaria a inclinação da pelve e a conseqüente queda da articulação do quadril do membro em balanço. Estas ações claramente prejudicam a estética e a eficiência da marcha (ACKERMANN et al., 2002).

As articulações dos joelhos do equipamento permitem movimentos de flexão e extensão, porém essas articulações são providas de travas de mobilidade que permitem apenas a mobilidade funcional para locomoção. Essa trava permite o controle de mobilidade de 0° à 90°, que é regulado de acordo com a limitação do usuário. Essa trava também tem a utilidade de impedir a hiper-extensão dos joelhos impedindo a formação de deformidades nesta postura do usuário.

No entanto, com os joelhos e tornozelos bloqueados é utilizada para impedir o desabamento quando o peso é distribuído no ADA. A cinemática da deambulação com um auxiliar deambulatoria com mecanismo de ação recíproca da marcha exige que os usuários elevem o membro do lado do balanceio através do esforço da parte superior do corpo; isso pode ser auxiliado por um dispositivo de apoio como muletas e bengalas, a fim de alcançar uma distância ao solo adequado para o pé de balanceio. Além disso, a flexão do quadril pode ser realizada por rotação tronco

posterior, a fim de forçar o quadril em posição extensão. Isto leva a um processo lento, de muita energia, e marcha dinamicamente instável (CURTIS et al., 2005).

Na simulação de mobilidade do joelho foi possível liberar 10° nas articulações onde se avaliou a cinética da marcha do ADA, e também auxiliou a observar uma otimização ainda em fase preliminar de projeto. Com essa análise foi possível concluir que os usuários que tiverem a mobilidade comprometida de joelho necessitarão de um atuador mecânico no joelho para auxiliar o paciente na movimentação do joelho. É mostrado também na Figura 4.7 que o equipamento permite uma marcha bastante parecida com a marcha humana.

Figura 4.7 – Simulação da marcha com o Auxiliar deambulatorio Autotransferente.

A marcha de um paciente que utiliza uma órtese convencional pode, de maneira geral, ser descrita pela seguinte seqüência: o paciente eleva o quadril no lado do membro a ser deslocado de maneira a diminuir a força de contato do pé com o solo; inclina o tronco ligeiramente para frente e para o lado do membro que permanecerá em apoio; movimenta o quadril para cima e para frente de tal forma a “lançar” o membro inferior em balanço para frente; abaixa, então, o quadril e apoia novamente a parte posterior do pé; reposiciona as muletas para garantir o equilíbrio durante o próximo passo e só então inicia o mesmo procedimento para o outro membro (ACKERMANN et al., 2002).

Os usuários poderão assim utilizar um equipamento desse tipo que poderá auxiliá-las relativamente a sua integração à sociedade e as ensinará a caminhar com independência, a fim de promover um fortalecimento da musculatura de membros inferiores bem como adquirir ou recuperar o auto-equilíbrio. O ADA pode ser um treinador de marcha para crianças e adultos debilitados que não conseguem andar, em função da falta de condições de sustentar o próprio peso, como também dar suporte para pacientes que necessitam apenas de auxílio para a deambulação.

4.4 Simulação Mecânica

Para a simulação foi selecionado os materiais da solução 4 da matriz morfológica do capítulo 3 (Figura 3.7). O aço inox 304, na forma de tubos, foi selecionado como material das hastes, pois é um material de resistência característica que suporta altas cargas e também pela possibilidade de atender o requisito de baixo peso. Com a estrutura mecânica do equipamento definida e projetada tridimensionalmente, foi realizada uma investigação da estrutura projetada, simulando numericamente pelo ANSYS 2009 - versão acadêmica. Essa simulação numérica analisou a resistência à carga de 200,0 kg e tensão da ordem de 0,230 MPa; analisou também a distribuição de carga, deformação na estrutura e fator de segurança. A simulação foi realizada com a estrutura estática para avaliar a resistência ao peso do usuário descarregando 100% do seu peso no equipamento. Foi simulado numericamente pelo ANSYS 2009 - versão acadêmica.

4.4.1 Distribuição de Carga

A distribuição da carga ocorre de acordo com o esperado. O arco posterior dos alinhadores dos joelhos e tornozelos por estarem soldados entre as hastes formam uma estrutura rígida que aumenta a rigidez do equipamento. Com a aplicação da carga (simulação do paciente sentando no equipamento) as hastes femorais mediais sofrem a maior descarga de peso que é transmitida para as hastes externas femorais que descarregam o peso de forma equilibrada nas base em “U” do equipamento como se observado na Figura 4.8.

A Figura 4.8 mostra que a maior descarga de peso ocorre em todas as hastes mediais do equipamento, pois o assento descarrega o peso diretamente nelas. Os

alinhadores pélvicos não sofrem ação da descarga de peso do usuário, porém são de extrema importância para a transferência do torque muscular do tronco inferior para os membros inferiores. É possível também observar que os manípulos e ventosas não sofrem ação da descarga de peso, possibilitando o alinhamento correto dos membros inferiores.

Figura 4.8 - Distribuição da carga aplicada na simulação mecânica do equipamento.

Com os resultados apresentados na simulação numérica foi possível observar a distribuição de carga e os pontos de deformação do equipamento. Os pontos de maior carga como as hastes femorais mediais e hastes mediais da base em "U" do ADA. Pode se observar que a tensão encontrada nos locais críticos da estrutura é de 33,0 MPa na haste femoral medial e a menor carga é de $2,6 \times 10^{-16}$ MPa nos parafusos dos manípulos. A tensão máxima encontrada como resultado da estrutura do ADA não ultrapassa o limite de escoamento do aço inox 304 que é de 215,0 MPa. Como

a estrutura foi simulada em situação estática não foi levado em consideração o equipamento em movimento, portanto é possível considerar essa simulação estática do equipamento e o limite de resistência do aço inoxidável que é de 215,0 MPa para avaliar as condições de resistência do ADA em movimento.

4.4.2 Deformação do equipamento

A deformação do equipamento com a aplicação da carga de aproximadamente 200,0 kg foi mínima, embora o equipamento tenha sido projetado para suportar 100,0 kg nessas condições. A deformação máxima do equipamento foi de 0,140 mm nas hastes femorais medial, e a menor deformação ocorreu na base “U” do equipamento 0,110 mm. Para a simulação estática do equipamento foi imposta uma massa maior, a fim de se obter uma maior confiabilidade da estrutura do ADA comparativa com uma possível simulação dinâmica.

Como é possível observar na Figura 4.9, a deformação das hastes femorais medial provoca o deslocamento anterior das estruturas deformadas. Como se pode observar na Figura 4.9 e 4.10, a deformação de compressão acontece nas haste mediais da base em “U”.

Figura 4.9 – Deformação da haste femoral medial na simulação mecânica do equipamento.

Figura 4.10 – Deformação da base “U” do equipamento durante a simulação mecânica.

4.4.3 Fator de Segurança

O método de simulação numérica é normalmente utilizado para relacionar a resistência de uma estrutura mecânica de um projeto relativamente às cargas aplicadas. Contudo, não se considera uma abordagem geral, pois considera apenas materiais e carregamentos específicos. O fator de segurança da simulação numérica dá um enfoque geral para o problema de carga admissível e carga de perda de função para a estrutura mecânica.

O coeficiente de segurança utilizado para o projeto do ADA foi definido com um valor mínimo de 4,0, entretanto como pode ser observado na Figura 4.11, com a simulação numérica o menor fator de segurança encontrado para a estrutura foi de 7,5 e o maior foi de 15. Dessa forma a simulação numérica demonstra a eficiência e a rigidez da estrutura do equipamento projetado e a confiabilidade para a aplicação do ADA como auxiliar deambulatório em pacientes com paralisia cerebral.

Figura 4.11 – Imagem da deformação e fator de segurança do equipamento.

5 DISCUSSÃO E RESULTADOS ESPERADOS

Como neste trabalho não foi possível chegar à construção de um protótipo físico utilizando o melhoramento de projeto observado ainda na fase de projeto preliminar, os resultados clínicos esperados com a utilização do ADA são baseados nos resultados obtidos com a utilização de órteses de ação recíproca da marcha analisados. Esses resultados são esperados em função da similaridade estrutural e funcional do ADA com esses equipamentos citados em estudo clínicos.

A cadeira de rodas foi, durante vários anos, o único meio para paraplégicos dar a volta por conta própria. A utilização prolongada desse artefato provoca resultados com diversos problemas incluindo a osteoporose, atrofia muscular, baixa circulação e repartição da pele, prejudica as funções cardiovasculares, e provoca a espasticidade nos intestinos e bexiga com vários problemas psicológicos posteriores no usuário. Tentativas para que esse tipo de paciente pudesse caminhar com uma postura ereta resultou na concepção e aplicação de órteses de ação recíproca de marcha (RGO), de quadril, joelho, tornozelo e pé (HKAFO) (SOLOMONOW, *et al.* 1989).

As melhorias nos projetos de próteses para amputados e nos equipamentos auxiliares deambulatórios para paraplégicos permanecem em ritmo lento comparado com o avanço da medicina de reabilitação. Neste contexto, um pré-requisito para o sucesso de um dispositivo para auxílio na marcha é a presença de uma articulação no joelho e no do quadril, que pode ser totalmente estendida e controlada. Devido às a idade e as condições musculoesqueléticas dos paraplégicos serem restringidas a estabilidade, mobilidade e força Muscular, há uma necessidade de sustentação para a reabilitação desses pacientes especialmente durante a fase de apoio da marcha (YELTEKIN, A.; CORBIN, M, 1992)

Vários tipos de órteses estão disponíveis para permitir aos paraplégicos a deambulação em uma posição vertical incluindo boa postura, tais como o “Long Leg Brace (LLB), o Reciprocating Gait Orthosis (RGO), o Hip Guidance Orthosis (Hgo)”, bem como a locomoção com estimulação elétrica muscular por si só. A avaliação da eficácia e da utilidade dos diversos sistemas ortóticos é necessária para ajudar o

ortopedista com orientações para o tratamento e prescrição da categoria de órteses melhor para cada paciente (HIROKAWA et al., 1989).

Os auxiliares de marcha como o Reciprocating Gait Orthosis (RGO) e o Trunk-hip-Knee-Ankle-Foot-Orthosis (THKAFO) são órteses que atuam para controlar o grau de mobilidade do quadril, joelho e tornozelo. Essas órteses auxiliam na locomoção de pacientes paraplégicos promovendo a ação recíproca da marcha, transferindo o momento gerado pela extensão do quadril e pela força gerada no balanceio do membro contralateral, para auxiliar a flexão de quadril (CURTIS, *et al.* 2005). É comum a prescrição de muletas para auxiliar no equilíbrio e transferência de carga para paciente sem autoequilíbrio.

Figura 5.1 – Esquema de mobilidade de uma órtese de reciprocção da marcha.

Fonte: CURTIS, et al., (2005).

No entanto, com os joelhos e tornozelos bloqueados para impedir o desabamento, a cinemática da deambulação com um RGO exige que o usuário eleve o membro do lado do balanceio através do esforço da parte superior do corpo; isso pode ser auxiliado por um dispositivo de apoio como muletas e bengalas, a fim de alcançar uma distância ao solo adequado para o pé de balanceio. Além disso, a flexão do quadril é realizada por rotação do tronco posterior, a fim de forçar o quadril em posição de extensão. Isto leva a um processo lento, de muita energia, e marcha dinamicamente instável (CURTIS et al., 2005).

Assim como os equipamentos citados o ADA é provido de um controle de mobilidade nas articulações onde, liberando a mobilidade de uma ou mais articulações resulta em uma maior velocidade e cadência, como o *Brace-Only Walking*. As *Hybrid Orthosis Systems* (HOS) exploraram a força mecânica gerada por torque muscular da musculatura do tronco e a estabilidade das órteses para algumas articulações, transmitindo essa força para a mobilidade de outras articulações, usando a ação recíproca do movimento nos músculos paralisados. Essas órteses híbridas foram mostradas para reduzir inclinação do tronco para aumentar a velocidades e distâncias percorridas, reduzindo o gasto energético com a marcha. Apesar das muitas vantagens potenciais de uma abordagem híbrida, a técnica tem sido aplicada apenas de forma limitada, principalmente para fornecer a limitação do quadril ou mobilidade do joelho sem considerar o tornozelo (CURTIS et al., 2005).

Durante os períodos de apoio simples, as muletas desempenham um papel importante no que se refere à manutenção da estabilidade e do equilíbrio do usuário. Através da utilização das muletas, o deficiente usuário de órtese consegue manter, durante toda a marcha, a projeção de seu centro de massa no plano horizontal no interior de um triângulo ou quadrilátero imaginários cujos vértices são os pontos de apoio das muletas e membros inferiores, o que caracteriza uma situação de equilíbrio estático (MCGHEE et al., 1978).

Figura 5.2 – Fases da Marcha Utilizando Equipamentos Auxiliares Deambulatórios nos membros superiores e inferiores

Fonte: CURTIS, et al., (2005).

Além do desempenho funcional que essas órteses de ação recíproca da marcha com mobilidade no joelho se observam as seguintes mudanças após a sua utilização: redução da espasticidade nos músculos dos membros inferiores, a redução da incidência de infecções urinárias, redução do gasto de energia nas

atividades de vida diária e melhora no desempenho da marcha dessas crianças (SOLOMONOW et al., 1989).

Botega, (2007) afirma que a utilização de um equipamento que reduza a descarga de peso nos membros inferiores de crianças com paralisia cerebral melhora o padrão da marcha e o sinergismo muscular.

A finalidade de se utilizar o *ADA* é para reaprender ou aprender a deambulação, fortalecer gradativamente a musculatura utilizada durante a marcha através da descarga de peso gradativa proporcionada pela ação combinada do arco pélvico, do assento e das regulagens de altura, pois este equipamento é provido de uma estrutura rígida e instável que exige do usuário o auto-equilíbrio para permanecer na postura ortostática. Os pacientes que não tenham movimentos voluntários ou tenha fraqueza muscular excessiva na musculatura dos membros inferiores poderão se locomover com a transferência de torque muscular do tronco inferior para as pernas do equipamento, locomovendo os usuários. O *Auxiliar deambulatorio Autotransferente* que sana as situações negativas oferecidas pelos equipamentos existentes no mercado, na implantação de um auxiliar deambulatorios cujo diferencial baseia-se no controle na descarga de peso nos membros inferiores dos usuários.

O novo equipamento, *Auxiliar deambulatorio Autotransferente*, refere-se à área de equipamentos para auxílio e treinamento de marcha para fisioterapia, na utilização mais específica em pessoas com dificuldade de locomoção independente, deficientes físicos e pessoas fragilizadas. O *Auxiliar deambulatorio Autotransferente* abre novas portas para as pessoas especiais que necessitam de auxiliares deambulatorios para se locomoverem. Pessoas que não tenham força ou controle de tronco e não conseguem se manter na postura ortostática pode utilizar equipamentos que as integrem completamente à sociedade e as ensinem a caminhar com independência, a fim de promover um fortalecimento da musculatura dos membros inferiores bem como adquirirem ou recuperarem o auto-equilíbrio.

O *Auxiliar Deambulatorio Autotransferente* foi desenvolvido visando uma melhora na qualidade de vida das pessoas, bem como um artefato para trabalhar a independência na locomoção de pacientes com paralisia cerebral, distúrbios neuromusculares ou ortopédicos. A descarga gradativa do peso parcial ou total do paciente proporcionada pela combinação do arco pélvico, regulagem de altura e o

assento, poderá evitar deformidades irreversíveis causadas pelas compensações durante o treino de marcha com descarga de peso total em membros inferiores.

O *Auxiliar deambulatório Autotransferente* proporcionará aos pacientes a possibilidade de manter o tronco ereto e alinhado, seguro e confortável, onde será possível adquirir a habilidade para andar facilmente, deixando os membros superiores livres para se movimentarem e realizarem suas atividades de vida diárias.

6 CONSIDERAÇÕES E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho apresentou uma solução para deambuladores autotransferentes e atingiu um nível adequado para um projeto completo e para a fabricação de protótipos deste equipamento projetado com peso e volumes mínimos. O protótipo completo todavia não pode ser concluído devido às otimizações de relevância para o equipamento que foram observadas na fase de projeto preliminar do desenvolvimento, não sendo passível de serem comentadas devido ao sigilo no processo da patente previamente a defesa da dissertação. Isso está relacionado com um dos importantes problemas observados nos equipamentos de RGO com articulações no joelho bem como no modelo 3D do ADA apresentado neste trabalho, que é a dificuldade de entenderem ativamente a articulação do joelho desses aparelhos.

O *Auxiliar deambulatorio Autotransferente* pode ser um treinador de marcha para pacientes (crianças e adultos) bastante debilitados que não conseguem andar, e que não tenham condições de sustentar seu próprio peso, como também dar suporte para pacientes que necessitem apenas de auxílio para a deambulação.

Ferramentas utilizadas para o desenvolvimento do produto podem reduzir gastos, pois foi possível observar melhoramento na estrutura mecânica ainda em fase de projeto preliminar no modelo tridimensional do ADA; essa otimização no projeto o tornará ativo-assistido à extensão do joelho durante a marcha para pacientes com dificuldade na marcha independente.

Com as simulações numéricas foi possível concluir que o equipamento além de apresentar um volume mínimo, também poderá ter peso reduzido, pois a carga descarregada na estrutura do equipamento seria suportada por outros materiais como compósitos reforçados de baixo peso apresentados como solução 1 e 3 respectivamente para o projeto.

Com a simulação de mobilidade do equipamento foi possível observar que o equipamento apresenta uma boa mobilidade que aproxima ao máximo o da marcha humana. Pode também se concluir que a mobilidade deve ser iniciada com poucos graus de liberdade graduando de acordo com as possibilidades de cada usuário.

REFERÊNCIAS

ABDULHADI, H.M.; KERRIGAN, D.C.; LARAIA, P.J. Contralateral shoe-lift: effect on oxygen cost of walking with an immobilized knee. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.77, p.670-2, July 1996.

ACKERMANN, M.; COZMAN, F.G.; DIAS, A.S. Sistema para flexão de joelho mecanizada em órteses de membros inferiores. In: **XVI CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA**, Uberlândia - MG, 2001. Anais. Bioengenharia, v.1, p.254-261.

ADAM, B. Z.; KAZEROONI, H.; ANDRW, C. Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). **IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS**, VOL. 11, Nº 2, APRIL 2006.

ALLARD, P.L.; DUHAIME, M.; THIRY, P.S.; DROWN, G. Use of gait stimulation in the evaluation of a spring-loaded knee joint orthosis for Duchenne muscular dystrophy patients. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v.19, p.165-70, 1981.

ARMAND, S.; WATELAIN, E.; MERCIER, M.; LENSEL, G.; LEPOUTRE F. X. Identification and classification of toe-walkers based on ankle kinematics, using a data-mining method. **Gait & Posture**, volume 23, 2006; 240–248.

BACHSCHMIDT, R.; HARRIS, G. F.; ACKMAN, J.; HASSANI, S.; CARTER, M.; CAUDILL, A.; REINERS, K.; OLSON, W.; Smith. P.; Quantitative Study of Walker-Assisted Gait in Children With Cerebral Palsy: Anterior Versus Posterior Walkers. **Shriners Hospital for Children**, Chicago, IL 60707, Abril, 2000, P. 217 - 223.

BJORNSEN, K. F. ; BELZA, B.; KARTIN, D.; LOGSDON R.G.; MCLAUGHLIN J. Self-Reported Health Status and Quality of Life in Youth With Cerebral Palsy and Typically Developing Youth. **Arch Phys Med Rehabil** Vol 89, January 2008. 121-7.

BOBATH, K. **Desenvolvimento Motor nos Diferentes Tipos de Paralisia Cerebral**. Tradução Dra.: Elaine Elisabetsky. São Paulo: Manole, 1989.

BOBATH. K. **Notes to Accompany the 8-Week Course in Cerebral Palsy**. Bobath Centre, Londres, 1993.

BOTEGA, R. **Estudo da Influencia do Andador Funcional com Apoio Axilar no Recrutamento Neuromotor e Desempenho e Independência nas Atividades Funcionais de Crianças com Paralisia Cerebral**. Trabalho de conclusão de curso de graduação (Monografia) – Universidade José do Rosário Vellano, Alfenas, 2007.

BOTEGA, R. **Andador Funcional com Apoio Axilar**. MU8701902-7, outubro de 2007.

CAMP, J. Powered “Passive” Dynamic Walking. Ithaca NY: The Sibley School of Mechanical and Aerospace Engineering. **Masters of Engineering Project Report**, Cornell University, aug. 1997.

CHERNG, R.J.; LIU, C.F.; LAU T.W., HONG, R.B. Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.** Jul.; 86 (7) 2007: 548-55.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M.; ORDWAY, N. R.; PLOUTZ-SNYDER, L. L. Leg Muscle Activity During Walking With Assistive Devices at Varying Levels of Weight Bearing. Syracuse, NY, USA. **Arch Phys Med Rehabil** Vol 85, September 2004.

CONSTANTINESCUL, R.; LEONARD, C.; DEELEY, C.; KURLAN, R. Assistive devices for gait in Parkinson's disease. Rochester, NY, **USA Parkinsonism and Related Disorders** 13 (2007) 133–138;

CRENNA, P.; FEDRIZZI, E.; ANDREUCCI, E.; FRIGO, C.; BONOB R. The Heel-Contact Gait Pattern of Habitual Toe Walkers. Milan, Italy, **Gait and Posture**, Volume 21, 2005; p. 311–317.

CROCE, U.D.; RILEY, P.O.; LELAS, J.L.; KERRIGAN, D.C. A refined view of the determinants of gait. **Gait and Posture**, v.14, p.79-84, 2001.

CURTIS S.; KIRSCH, R. F.; KOBETIC, R.; TRIOLO, R. J. Simulation of a Functional Neuromuscular Stimulation Powered Mechanical Gait Orthosis With Coordinated

Joint Locking. **Ieee Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering**, Vol. 13, NO. 2, June 2005; p. 227-235.

CURY, V.C.R.; MANCINI, M.C.; MELO A.P.; FONSECA S.T.; SAMPAIO R.F.; TIRADO M.G.A. Efeito do uso de órtese na mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral. **Rev. bras. fisioter.** Vol. 10, No. 1, 2006.

DANIELS, K.; DESLOOVERE, K.; MOLENAERS, G.; CAMPENHOUTA, A. V.; BEECK, N. O.; CORSTJENS, H.; WALLE. P. V. Objective Classification of Gait Patterns In Children With Cerebral Palsy. Published **Posters / Gait & Posture**, Vol. 24S, 2006; p264–265.

DAY, J.A.; FOX, E.J.; LOWE, J. Locomotors training with partial body weight support on a treadmill in a no ambulatory child with spastic tetraplegic cerebral palsy: **a case report. Pediatric. Phys. Ther. Summer** 16 (2), 2004: 106-13.

ENGELBERT, R.H.; VAN EMPELEN, R. SCHEURER, N.D. Influence of infant-walkers on motor development: mimicking spastic diplegia? **Eur. J. Pediatric. Neural.** 3 (6), 1999: 273-5.

FERRARETTO, I.; SOUZA, A.M.C. **Como tratamos a paralisia cerebral - Reabilitação.** São Paulo: Escritório Editorial, 1997.

FERRARETTO, I.; SOUZA, A.M.C. **Paralisia Cerebral: Princípios e prática.** 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

GERRITSMA-BLEEKER, C. L. E.; HEEG' M.; VOS-NIE H. Ambulation with the reciprocating-gait orthosis. **Acta Orthop Scand**, volume 68, Nº 5, 1997; 470-473

GHAROONI, S.; HELLER, B.; TOKHI, M.O. Hybrid spring brake orthosis for controlling hip and knee flexion in the swing phase. Sheffield, UK: Department of Automatic Control and Systems Engineering, University of Sheffield, **Research Report No.** 764, Jan. 2000..

GOLINELEO, T. **Redefinição do Conceito Neuroevolutivo – Bobath.** Centro de estudos e Reabilitação Neurológica Ltda. São Carlos, 2005.

GREENE, P.J.; GRANAT, M.H. The effects of knee and ankle flexion on ground clearance in paraplegics gait. **Clinical Biomechanics**, vol..15, nº. 7, Agosto, 2000; p. 536-540.

HADZAGIC-CATIBUSI, F.; GAVRANKAPETANOVIC, I.; ZUBECEVIV, S. Infant walker: the prevalence of use. **Med. Arch.**, Vol. 58, nº. 3, 2004: 189-190.

HIROKAWA, S.; GRIMM, M.; LE, T.; SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; SHOJI, H.; D'HBROSIA, R. Jinery Consuhption Of Paraplegics Gait Using Five Different Walking Orttfosis. **IEEE Engineering In Medicine & Biology Society**, Llth Annual International Conference, 1989, 1014/1015".

HOLT, K.S. Mobility aids and appliances for disabled children. **Institute of Child Health. BMJ**, Volume 302, 12 January 1991: 105-7.

HOOPED. **Cable horizontal cable rocker bar reciprocating gait orthosis: a pictorial description and application manual**. Chatt: Fillauer, [1987?], p. 08 – 92.

HUANG, Q.; YOKOI, K.; KAJITA, S.; KANEKO, K. Planning Walking Patterns for a Biped Robot. **IEEE Transactions On Robotics And Automation**, vol. 17, no. 3, june, 2001.

HUNTER, M.; LANDINGHAM, VA.; Richard D. Listening to the Customer Using QFD.In: **QUALITY PROGRESS**. USA: ASQC, abr. 1994.

IUNES, D.H.; SANTOS C.B.A.; FREITAS, F.P.; GONSALVES, A.R. Analise eletromiográfica da atividade muscular durante a marcha, utilizando diferentes tipos de caçados. **Revista brasileira de fisioterapia**. vol.6,2005.

JEZERNIK, S.; JEZERNIK, K.; MORARI, M. Impedance-control-based gait-pattern adaptation for robotic rehabilitation device, in Proc. 2nd IFAC **Conf. Mechatronic Systems Berkeley**, CA, Dec. 2002, pp. 417-421.

JOHNSON, W. B.; GARD, S. A.; FATONE. S. Walking mechanics of persons who use reciprocating gait orthoses. **Journal of Rehabilitation Research & Development - JRRD** Volume 46, Number 3, 2009; P. 435–446.

KAGAYA, M.D.; SHIMADA, Y.; SATO, K.; SATO, M.; IIZUKA, K.; OBINATA, G. An electrical knee lock system for functional electrical stimulation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.77, p.870-3, Sept. 1996.

KAUFMAN, R.K.; IRBY, S.E.; MATHEWSON, J.W.; WIRTA, R.W.; SUTHERLAND, D.H. Energy-efficient knee-ankle foot orthosis: A case study. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v.8, n.3, p.79-85, 1996.

MORIMOTO, M. M.; SÁ, C. S. C.; DURIGON, O. F. S. Efeitos da Intervenção Facilitatória na Aquisição de Habilidades Funcionais em Crianças com Paralisia Cerebral, **Revista de Neurociências**, Vol. 2, N° 1, 2004: 33 – 40.

MANCINI, M.C.; FIÚZA, P.M.; REBELO, J. M.; MAGALHÃES, L. C.; COELHO, Z.A.C.; PAIXÃO, M.L.; GONTIJO, A.P.B.; FONSECA, S.T. Comparação do Desempenho de Atividades Funcionais em Crianças com Desenvolvimento Normal e Crianças com Paralisia Cerebral. **Arquivos de Neuropsiquiatria**. Belo Horizonte, v. 60, n. 2B, jun. 2002.

MCGEER, T. Passive dynamic walking. **The International Journal of Robotics Research**, vol.9, nº.2, April, 1990; p.504-524.

MCGHEE, R.B.; TOMOVIC, R.; YANG, P.Y.; MACLEAN, I.C. An experimental study of a sensor-controlled external knee locking system. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-25, n.2, Mar. 1978.

MINEAR, W.L. Special Article: A Classification of Cerebral Palsy. **In: Official Journal the American Academy of Pediatrics. Pediatrics**, Volume 18, 1956; 841-852.

MURPHY, D. J.; SELLERS, S.; MACKENZIE, I. Z.; YUDIKIN, P. L.; JOHNSON, A. M. Case-control study of antenatal and intrapartum risk factors for cerebral palsy in very preterm singleton babies. National Perinatal Epidemiology Unit, Radcliffe Infirmary, Oxford. **The Lancet**. Vol. 346, December, 1995. 1449 – 1454.

NENE H. V. An Assesment of the Parawalker-Eletrical Stimultion Hybrid Orthxis. - IEEE Engineering In Medicine & Biology Society. **11th Annual International Conference**. 1989; p. 1016-1017.

O'SHEA M. Cerebral Palsy. **Elsevier Inc Semin Perinatol** 32: Winston-Salem, NC. 2008. 35-41.

PARK, E.S.; PARK, C.II, KIM J.Y. Comparison of anterior and posterior walkers with respect to gait parameters and energy expenditure of children with spastic diplegic cerebral palsy. **Yonsei Medical Journal**. 42 (2), 2001: 180-184.

PEREZ-ORIVE, J.; MAYAGOITIA, R. E. Closed-Loop Control System To Be Used With A Hybrid Rgo System. **Engineering in Medicine and Biology Society. 16th Annual International Conference of the IEEE**, vol.1, 1994; p.410 - 411.

POPOVIC, D.; RADULOVIC, M.; SCHWIRTLICH, L.; JAUKOVIC, N. Automatic vs hand-controlled walking of paraplegics. **Medical Engineering and Physics**. Vol. 4.3.1, 2002; p. 01-11.

PROVOST, B.; DIERUF, K.; BURTNER, P.A. Endurance and gait in children with cerebral palsy after intensive body weight supported treadmill training. **Pediatric. Phys. Ther. Spring** 19 (1), 2007: 2-10.

RADTKA, S.A.; SKINNER, S. R.; JOHANSON, M. E. A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. San Francisco – California – USA. **Gait and Posture** 21 (2005) 303–310.

RATLIFFE, k.T. **Paralisia Cerebral. Fisioterapia na clínica pediátrica – Guia para a equipe de Fisioterapeutas**. São Paulo: Editora Santos, 1ª ed., cap. 7, p. 163- 216, 2000.

ROBERTSON, C.; SAUVE, R. S.; CHRISTIANSON, H. E. Province-based study of neurologic disability among survivors weighing 500 through 1249 grams at birth. **Pediatrics** 1994;93:636-40.

ROMEIA, M.; GALLI, M.; MOTTA, F.; SCHWARTZ, M.; CRIVELLINI, M. Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. **Gait and Posture**, Vol. 19 (2004) 85–90

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Human walking**. 2ed. Baltimore; William & Wilkins, 1994.

ROTTA, N. T. **Encefalopatia crônica da infância ou paralisia cerebral**. In: Porto CC. *Semiologia Médica*. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001: 1276-8.

ROTTA, N. T. **Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas**. Rio de Janeiro *Jornal de Pediatria* - Vol. 78, Supl.1, 2002: 48-54.

RUBINSTEIN, S.; RAMALHO, M. H. S.; NETTO, F. C. **O desenvolvimento da criança com Paralisia Cerebral no ambiente familiar**. *Movimento*, Porto Alegre, V. 8, n. 3, 2002: p. 5-18.

SCIVOLETTO, G.; MANCINI, M.; FIORELLI, E.; MORGANTI, B.; MOLINARI, M. A prototype of an adjustable advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) for spinal cord injury (SCI) **International Spinal Cord Society**, vol. 41, 2003; p.187-191

SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; BEAUDETTE, P.; SHOJI AND H.; D'AMBROSIA, R. Gait Performance Of Paraplegics Ambulating Wite Tee Reciprocating Gait Orthosis Wwered By Electrical Muscle Simulation. Bioengineering Laboratory, Department of Orthopaedic Surgery, LSU **Medical Center New Orleans**. Louisiana, 1989, 1013.

SORSDAHL, A.B.; MOE-NILSSEN, R.; STRAND, L.I. Test–retest reliability of spatial and temporal gait parameters in children with cerebral palsy as measured by an electronic walkway. **Gait & Posture** 27 (2008) 43–50

SVARTMAN, C.; FUCS, P. M. M. B.; KERTZMAN P. F.; OLIVEIRA VI. M.; PRIETO E. A. B. Pé eqüino na paralisia cerebral: análise do tratamento. **Revista Brasileira de Ortopedia**, Vol. 29, Nº 1/2, Jan/Fev, 1994; p. 33-36.

TECKLIN, J.S. Fisioterapia para Crianças com Paralisia Cerebral. In *Fisioterapia Pediátrica*. 3ªEd. São Paulo: Editora Artmed, cap.4, 2002; p. 98-140

TORO, B.; NESTER, C.J.; FARREN, P.C. Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. **Gait & Posture**, volume 25, 2007; p.157–165.

VINING, E.P.G.; FREEMAN, J.M.; PILLAS, D.J.; UEMATSU, S.; CARSON, B.S.; BRANDT, J.; BOATMAN, D.; PULSIFER, M.B.; ZUCKERBERG, A. Why Would You Remove Half a Brain? The Outcome of 58 Children after Hemispherectomy - The Johns Hopkins Experience: 1968 to 1996. **PEDIATRICS**, Vol. 100 N°. 2 , August 1997, pp. 163-171.

YELTEKIN, A.; CORBIN, M. Application of External Forces on an Active Orthosis. **IEEE -International Biomedical Engineering Days**, 1992; p.221-225.

WINTER, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. New York: **Wiley Interscience**, 1990. 277p.

ANEXO 1

Universidade de São Paulo
Escola de Engenharia de São Carlos

Requisitos dos Clientes – Pesquisa de Campo

Desenvolvimento de um Auxiliar Deambulatório Autotransferente para Crianças com Paralisia Cerebral

Desenvolvimento de um novo produto.

A) O que você espera de um equipamento de reabilitação da marcha?

B) Como você gostaria que fosse um Deambulador?

C) Dê uma nota de 0 a 10 comparando os equipamentos que segue?

	Autotransfer	AFAA	RGO (Reciprocating Gait Orthosis)
Segurança			
Articulação			
Regulagens de Altura			
Confortável			
Pequeno e Leve			
Equilíbrio			
Alinhamento Articular			
Auxiliar a Marcha			

ANEXO 2