

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA
MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

CAROLINE PAOLA MICKOSZ DALLEGRAVE

PROPOSTA DE UMA UNIDADE TERAPÊUTICA DOMICILIAR
BASEADA NO PROTOCOLO *PEDIASUIT*TM

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2014

CAROLINE PAOLA MICKOSZ DALLEGRAVE

**PROPOSTA DE UMA UNIDADE TERAPÊUTICA DOMICILIAR
BASEADA NO PROTOCOLO *PEDIASUIT*[™]**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Francisco Godke
Co-orientador: Prof. Dr. Eduardo Borba
Neves

CURITIBA

2014

AGRADECIMENTOS

Essa dissertação é resultado de muitas vivências profissionais e pessoais, da troca de experiências com professores, colegas, especialistas e voluntários. Esse trabalho carrega, portanto, um pouco do que cada um me trouxe ao longo da vida.

Agradeço ao prof. Dr. Francisco Goëdke, orientador, pela competência e exigência e por me fazer trabalhar sempre mais.

Ao prof. Dr. Eduardo Borba Neves, coorientador, por sua contribuição direta nas fases das avaliações clínicas.

Aos professores do Mestrado, que com suas discussões e conhecimentos, proporcionaram novas ideias enriquecendo este trabalho.

Aos profissionais do Centro de Pesquisa Vitória, da Associação Erceana Campolarguense, da Escola Especial Vívian Marçal, da clínica D'Paula e Nicoletti e da Associação Paranaense de Reabilitação pela disponibilidade em me auxiliar nos levantamentos antropométricos e nas avaliações clínicas, bem como pela presteza em me sanar quaisquer dúvidas.

Ao aluno Roberto Stremel, pela construção do protótipo e auxílio nas questões técnicas do projeto.

À minha mãe, Juslaine Lucilia Mickosz Dallegrave, companheira de leituras e escrituras.

Ao meu noivo, Carlos Augusto Mendes Soares, pela compreensão, paciência e carinho.

RESUMO

DALLEGRAVE, CarolinePaola Mickosz. **Proposta de uma Unidade Terapêutica Domiciliar Baseada no Protocolo PediaSuit™**.2014. 103 f. Dissertação(Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

Introdução:O comprometimento de determinados grupos musculares e alterações sensório motoras são algumas das características apresentadas por crianças com paralisia cerebral, fazendo-se necessária a utilização de andadores e estabilizadores para auxiliar no ortostatismo e na marcha desses pacientes. Atualmente, existem equipamentos que favorecem estes aspectos, porém o custo ainda é bastante alto, tornando-os inacessíveis a uma grande parcela da população. Com o intuito de se apresentar uma alternativa de qualidade e custo reduzido, desenvolveu-se na UTFPR um andador/ estabilizador baseado no protocolo PediaSuit™, confeccionado em PVC. O suporte é dado através de elastômeros fixados a um cinto, permitindo assim uma marcha mais próxima do natural. **Objetivo:** Avaliar a marcha e a postura de crianças com Paralisia Cerebral a partir do uso de uma Unidade Terapêutica Domiciliar de baixo custo e baixa mecanização. **Método:** Foram realizados testes visando analisar a resistência mecânica do material utilizado e ensaios com o protótipo construído. O PVC mostrou ser um material com alta resistência nos testes de flexão e impacto. A massa máxima suportada pelo andador no teste realizado foi de aproximadamente 226 kg. Após a avaliação do equipamento, três crianças foram filmadas utilizando o andador em PVC e um andador comum. Aspectos da marcha e da postura foram avaliados por trinta fisioterapeutas através desses vídeos.**Resultados:** O andador em PVC apresentou melhores resultados em relação a todos os aspectos da marcha avaliados, promovendo uma deambulação mais próxima do normal. Em relação à resistência mecânica, os ensaios mostram que o PVC Ø32mm é um material adequado para a confecção de equipamentos de tecnologia assistiva, por ser capaz de suportar cargas elevadas sem se romper. A utilização desse material também proporcionou uma redução significativa no custo final do equipamento

Palavras-chave:Paralisia Cerebral. Andador. Tecnologia Assistiva.

ABSTRACT

DALLEGRAVE, Caroline Paola Mickosz. **Proposal of a Home Care Unit Based on PediaSuit™ Protocol**. 2014. 103 p. Dissertation (Masters in Biomedical Engineering) - Federal Technology University - Parana. Curitiba, 2014.

Introduction: The involvement of certain muscle groups and sensorimotor deficits are some of the characteristics displayed by children with cerebral palsy, making necessary the use of stabilizers and gait trainers to assist posture and gait of those patients. There are assistive technology devices that promote these aspects, but the cost is still quite high, making them inaccessible to most people. In order to present an alternative with lower cost, a PVC stabilizer/ gait trainer based on PediaSuit™ protocol was developed at UTFPR and Vitória Research Center. The support is provided by elastomers fixed to a belt, thereby allowing a more natural gait pattern. **Objective:** To evaluate the gait and posture of children with cerebral palsy during the use of a low cost/ low mechanization Therapy Unit Homecare. **Method:** Some tests were carried out to determine the strength of the prototype and the material itself. PVC proved to be a material with high strength in bending and impact tests. The maximum mass supported by the walker in the test conducted was approximately 226 kg. After evaluating the equipment, images of three children using a regular gait trainer and the PVC home care unit were taken. Aspects of gait and posture were analysed by thirty physiotherapists through these videos. Results: The PVC home care unit showed better results in regarding all aspects of gait evaluated by promoting closer to normal gait. The mechanical strength tests show that PVC Ø32mm is a suitable material for fabrication of assistive technology equipment, to be able to withstand high loads without breaking. The use of this material also provided a significant reduction in the final cost of the product.

Keywords: Cerebral palsy. Gait trainer. Assistive technology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Pé plano (a) e luxação de quadril (b).....	11
Figura 2 - Regiões cerebrais	17
Figura 3 - Classificação da paralisia cerebral	18
Figura 4 - Órtese <i>PediaSuit</i> TM (a) e órtese sendo utilizada (b).....	22
Figura 5 - Unidade Monkey (a) e exercício de fortalecimento na unidade (b)	23
Figura 6 - Unidade Spider	24
Figura 7 - Análise postural através de simetrógrafo.....	25
Figura 8 - Classificação GMFCS	28
Figura 9 - Fases da Marcha	29
Figura 10 - Andador Infantil Simples.....	30
Figura 11 - Andador infantil com rodízios	31
Figura 12 - Andador infantil pré marcha	32
Figura 13 - Andador com suporte de tronco	33
Figura 14 - Andador Infantil de Suspensão	33
Figura 15 - Andador infantil com assento	34
Figura 16 - Barras Paralelas.....	36
Figura 17 - Muletas Axilares	36
Figura 18 - Colete de Suspensão	37
Figura 19 - UTD metálica	39
Figura 20 - UTD em PVC	41
Figura 21 - Encaixe de tubos e conexões da UTD.....	41
Figura 22 - Partes que compõem a UTD	43
Figura 23 - Rodízio em gel com trava.....	44
Figura 24 - Cinto para sustentação (a) e faixas para sustentação pélvica (b).....	46
Figura 25 - Sustentação da criança através de elastômeros	47
Figura 26 - Liberação do martelo no ensaio de impacto	48
Figura 27 - Teste de resistência em um único ponto	49
Figura 28 - Teste em andador comum (a) e na UTD (b).....	52
Figura 29 - corpos de prova após lançamento a 30° (a) e a 45° (b).....	53
Figura 30 - Fases da marcha com andador comercial: pé plano (a), golpe de calcanhar (b), meio do apoio (c) e calcanhar fora (d).	62

Figura 31 - Fases da marcha com UTD: pé plano (a), golpe de calcanhar (b), meio do apoio (c) e calcanhar fora (d)	62
Figura 32 - Estrutura fixa do andador (a) e UTD com sustentação por elastômeros (b)	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Carga máxima aplicada pelo cilindro sobre o corpo de prova.....	54
Tabela 2 - Deformação do corpo de prova durante aplicação de força.....	54
Tabela 3 - P valor para os fatores de avaliação entre o equipamento desenvolvido e um andador comercial	56
Tabela 4 - Resultados da avaliação dos fatores de marcha entre a UTD e um andador comercial para o paciente A	57
Tabela 5 - Resultados da avaliação dos fatores de marcha entre a UTD e um andador comercial para o paciente B	57
Tabela 6 - Resultados da avaliação dos fatores de marcha entre a UTD e um andador comercial para o paciente C	58
Tabela 7 - Custos para Confecção da UTD.....	59

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
1.1 OBJETIVOS.....	12
1.1.1 Objetivo Geral	12
1.1.2 Objetivos Específicos	13
1.1.3 Estrutura da dissertação	13
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	14
2.1 PARALISIA CEREBRAL	14
2.1.1 Considerações Iniciais	14
2.1.2 Fatores de Risco	19
2.1.3 Tratamentos Clínicos	20
2.1.4 Tratamentos Fisioterapêuticos	21
2.2 ANÁLISE POSTURAL.....	24
2.3 ANÁLISE DA MARCHA.....	25
2.3.1 Instrumentos de Avaliação da Marcha	26
2.3.2 Biomecânica da Marcha.....	28
2.4 ESTADO DA ARTE EM ANDADORES E EQUIPAMENTOS DE AUXÍLIO À MARCHA PARA CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL.....	29
2.4.1 Andadores convencionais	29
2.4.2 Outros Equipamentos em Auxílio à Marcha	35
2.5 REVISÃO DE LITERATURA SOBRE ANDADORES	37
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
3.1 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	39
3.1.1 Requisitos do Projeto	40
3.1.2 O Equipamento	40
3.1.3 Transporte.....	43
3.1.4 Locomoção	43
3.1.5 Sustentação	45
3.2 AVALIAÇÕES DO EQUIPAMENTO	47
3.2.1 Testes de Resistência Mecânica.....	48
3.3 AVALIAÇÃO CLÍNICA.....	51
4 RESULTADOS	53

4.1 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA.....	53
4.1.1 Ensaio de Impacto	53
4.1.2 Ensaio de Flexão	54
4.2 AVALIAÇÃO DA FORÇA DE DESLOCAMENTO.....	55
4.3 AVALIAÇÃO CLÍNICA.....	55
4.4 CUSTOS.....	59
5 DISCUSSÃO.....	60
5.1 METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO E EFICIÊNCIA DO DISPOSITIVO.....	60
5.2 ANÁLISE DE CUSTOS	65
5.3 APLICABILIDADE	65
6 CONCLUSÕES.....	67
REFERÊNCIAS	69
ANEXOS.....	77

1 INTRODUÇÃO

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2013) a paralisia cerebral é “um grupo heterogêneo de transtornos motores não progressivos causados por lesões cerebrais crônicas, que se originam entre o período gestacional e os primeiros anos de vida”. É caracterizada principalmente por uma desordem musculoesquelética, que normalmente resulta em irregularidades como espasticidade, fraqueza muscular ou perdas sensoriais, afetando a postura e o equilíbrio. Por consequência, a deambulação também é prejudicada, dificultando a realização de tarefas diárias e o acesso ao lazer (MACKEY *et al.*, 2005; O'BYRNE *et al.*, 1998).

O ortostatismo e a locomoção são partes fundamentais para a independência funcional do paciente, uma vez que facilitam a realização de atividades cotidianas como brincar e relacionar-se com outras pessoas e com o entorno (KYTTÄ, 2003). Essas capacidades também são importantes para o desenvolvimento psicológico, uma vez que a “educação psicomotora é indispensável para a criança, a fim de assegurar o desenvolvimento mental, ajudar sua afetividade e expandir sua aprendizagem” (RODRIGUES, 2012).

Em casos de desordens motoras que dificultem estas habilidades, as mesmas podem ser auxiliadas através do uso de recursos de tecnologia assistiva como órteses suropodálicas, andadores, cadeiras de rodas e coletes de suspensão (ØSTENSJØ *et al.*, 2005). A seleção e o uso desses dispositivos deve permitir uma solução efetiva para superar necessidades específicas do usuário, promovendo assim uma maior autonomia (CURY *et al.*, 2013).

Em algumas crianças, o nível de comprometimento causado pela paralisia é grave, com mobilidade bastante comprometida mesmo com o uso de equipamentos de apoio. Mesmo assim, esses equipamentos são importantes para garantir conforto e prevenir alterações causadas pelo excesso de tempo em decúbito (TOBIN *et al.*, 1983). Uma dessas complicações é a restrição do movimento torácico, que ocasiona acúmulo de secreções, redução da capacidade vital, insuficiência respiratória e risco aumentado de edema pulmonar (BRUNI *et al.*, 2004). A manutenção da postura ortostática, possível com o auxílio de uma tecnologia assistiva, permite a

movimentação adequada do diafragma e consequente alargamento e encurtamento da caixa torácica, prevenindo complicações (SARMENTO, 2005).

O excesso de tempo em decúbito também é prejudicial para o desenvolvimento ósseo. Osteoporose e propensão a fraturas são comuns em pacientes com paralisia cerebral moderada ou grave, uma vez que as limitações motoras inibem o impacto causado pela postura ereta e pela deambulação, prejudicando a calcificação (HENDERSON *et al.*, 2002). De acordo com Guarniero (2010), esses fatores também podem ocasionar alterações esqueléticas, como pé plano (figura 1a) e luxação de quadril (figura 1b). No caso do pé plano, as estruturas ligamentares e musculares da região que se fortaleceriam devido ao peso suportado não são solicitadas, fazendo com que não ocorra a formação do arco plantar (MINGHELLI *et al.*, 2011). O mesmo acontece com a luxação de quadril. A fossa do acetábulo, região óssea do quadril que se articula com o fêmur, é formada devido a pressão que a fóvea femoral exerce sobre a mesma na posição ortostática. Quando não há ortostatismo, a fossa permanece plana e a articulação com a coxa é prejudicada, causando dores (DEMANGE *et al.*, 2007).

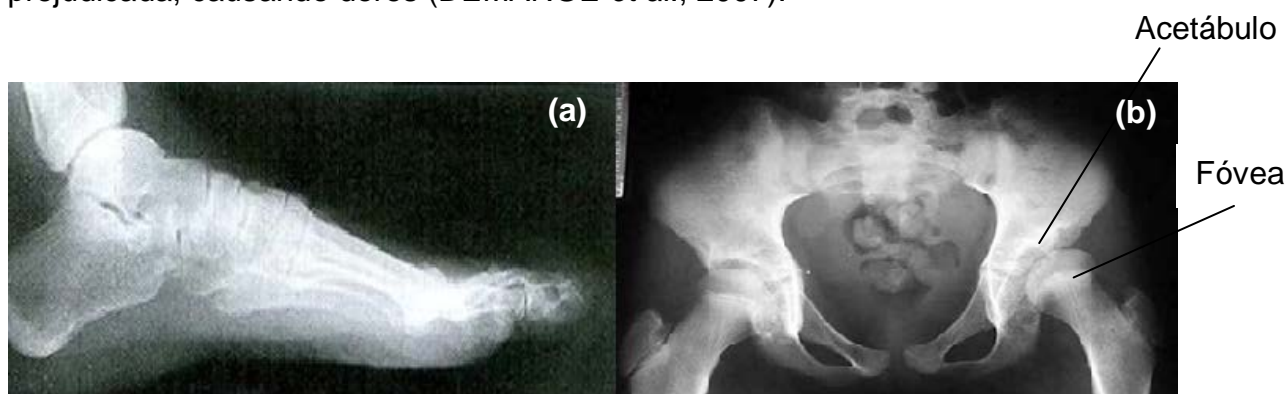


Figura 1 - Pé plano (a) e luxação de quadril (b)
Fonte: Radiologia Rio Preto (2014)

A maior parte da literatura disponível descreve a mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral com base em pesquisas realizadas em países desenvolvidos (RIGBY, 2001). Porém, em países em desenvolvimento, os recursos costumam ser limitados e a disponibilidade de tecnologias assistivas é mais restrita. Nesse contexto, o nível socioeconômico dos habitantes provavelmente terá impacto nas oportunidades de mobilidade dessas crianças, uma vez que famílias com maior poder aquisitivo poderiam ter maior acesso a tratamentos e produtos de ajuda técnica (CURY *et al.*, 2013).

A prevalência de casos de paralisia cerebral também é maior em países subdesenvolvidos, uma vez que algumas das causas da síndrome estão relacionadas à saúde materna, ao cuidado perinatal e à prevenção de acidentes durante o período gestacional (WESTBOM, 2007). Da mesma forma, essa precariedade também ocorre no Brasil. Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2010), 45.606.048 brasileiros apresentam algum tipo de necessidade especial. Entre eles, 13,3 milhões de habitantes possuem algum grau de deficiência motora. A mesma pesquisa aponta que 46,4% das pessoas com deficiência em idade ativa ganham até um salário mínimo ou não possuem rendimento, sendo que entre a população geral essa porcentagem é de 37.1%.

Esses dados mostram a necessidade de se desenvolver tecnologias assistivas de menor custo, e que estariam disponíveis a mais usuários. Portanto, desenvolver um equipamento de auxílio à reabilitação utilizando materiais de fácil aquisição e que não exijam maquinário específico para a confecção, é de grande importância para fornecer a crianças com desordens neuromotoras um equipamento que auxilie na locomoção e/ou estabilização do tronco aumentando seu nível de independência funcional, estimular a propriocepção e favorecer melhores condições para os pais, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais no trato com indivíduos com deficiência, facilitando a interação com a criança e protegendo-os contra lesões desnecessárias.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Avaliar uma unidade terapêutica domiciliar (UTD) de baixo custo e baixa mecanização desenvolvida na UTFPR a partir de um modelo em aço já existente, e comparar seu desempenho com um equipamento comercial em relação à marcha de crianças com paralisia cerebral.

1.1.2 Objetivos Específicos

- a) Avaliar a estrutura e resistência mecânica de uma Unidade Terapêutica Domiciliar (UTD) desenvolvida na UTFPR
- b) Avaliar a marcha de crianças com paralisia cerebral durante o uso da UTD;
- c) Avaliar a marcha de crianças com paralisia cerebral durante o uso de um andador comercial;
- d) Comparar as avaliações da marcha quando do uso da UTD e do andador comercial.

1.1.3 Estrutura da dissertação

No capítulo 2 a paralisia cerebral é descrita, bem como sua classificação, causas e os tratamentos utilizados, com ênfase no protocolo *PediaSuit*TM. As análises de marcha e de postura também são apresentadas. Os dispositivos de auxílio à marcha também são abordados.

O projeto e a construção da UTD em PVC, assim como os métodos utilizados para a escolha dos materiais e avaliação mecânica do andador são expostos no capítulo 3, bem como os procedimentos de avaliação com o usuário. No capítulo 4 são apresentados os resultados das avaliações realizadas com relação a resistência mecânica e ao comportamento da marcha e postura da criança durante a utilização do andador. A discussão a respeito dos resultados e suas relações com pesquisas já desenvolvidas é abordada no capítulo 5. Por fim, no capítulo 6, são apresentadas as principais conclusões desta pesquisa, assim como sugestões de novas oportunidades de estudos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo a paralisia cerebral será abordada sob seus aspectos clínicos, bem como a análise postural, análise de marcha e biomecânica da marcha. Também serão apresentados os tratamentos fisioterapêuticos comumente empregados, com ênfase no protocolo *PediaSuit*TM. Em seguida, serão mostrados alguns dos equipamentos mais utilizados em auxílio às terapias, em especial os voltados à estabilização e deambulação dos pacientes.

2.1 PARALISIA CEREBRAL

Para um correto desenvolvimento do projeto, foi feito um estudo bibliográfico acerca da paralisia cerebral, suas causas e efeitos sobre o corpo. Desse modo, foi possível compreender as reais necessidades das crianças que apresentam essa condição.

2.1.1 Considerações Iniciais

De acordo com o *National Institute of Neurological Disorders and Stroke* (NINDS, 2007), descrições clínicas referentes à paralisia cerebral (PC) foram documentadas pela primeira vez pelo cirurgião inglês William Little em 1860. Nesses documentos, Little descreve uma desordem que acomete crianças em seus primeiros anos de vida, causando enrijecimento e espasticidade nos membros a ponto de dificultar a realização de tarefas cotidianas como falar, engatinhar ou andar. Essa condição, ao contrário da maior parte das desordens neurológicas, não se agravava com o tempo.

Hoje, essa desordem que acomete as crianças é conhecida como diplegia e faz parte de um grupo de condições neuromusculares reunidas sob o termo paralisia cerebral.

Uma vez que a maior parte dos pacientes diagnosticados por Little eram prematuros ou nasceram de partos difíceis, ele sugeriu que a condição poderia ser

resultante da falta de oxigenação durante o parto. Essa hipótese foi refutada em 1897 pelo austríaco Sigmund Freud, que defendeu que a doença poderia ter início também durante a gestação, após notar que muitos pacientes com paralisia cerebral apresentavam outros problemas neurológicos, como dificuldades de aprendizado, distúrbios visuais ou intelectuais.

Assim, a paralisia cerebral, também conhecida como encefalopatia crônica não progressiva, é um grupo de desordens permanentes de movimento e postura, atribuídas a distúrbios não progressivos no cérebro em desenvolvimento (LEITE, 2004). Esses distúrbios resultam em ativação muscular ineficiente ou sem controle, decorrente dos obstáculos no desenvolvimento dos mecanismos neurológicos de controle postural, equilíbrio e movimento (LEVITT, 2010).

Por ser não progressiva, a paralisia cerebral tem caráter benigno, uma vez que a lesão não se agrava com o passar dos anos (BOBATH, 1984). Mas a disfunção muscular decorrente dessa lesão pode apresentar mudanças de acordo com o desenvolvimento da criança. Problemas musculoesqueléticos podem se agravar no final da infância e início da adolescência. Tratamentos fisioterapêuticos contribuem positivamente para a prevenção desse agravamento e para a melhora da função corporal (LEVITT, 2010).

Diversos sintomas estão relacionados à paralisia cerebral. Entre eles, podem-se citar:

- a) Espasmos;
- b) Hipertonicidade ou hipotonicidade;
- c) Falta de coordenação muscular durante a execução de movimentos voluntários (atáxia);
- d) Salivação excessiva, dificuldade para engolir ou falar;
- e) Marcha ausente ou dificultosa;
- f) Variações no tônus muscular, apresentando áreas rígidas e flácidas;
- g) Pernas em tesoura;
- h) Comprometimento da motricidade fina;
- i) Músculos rígidos e espasmódicos.

Esses sintomas e sua severidade variam enormemente de um paciente para outro, já que estão relacionados a fatores como o local e a dimensão do dano no cérebro (STANTON, 2012). Apesar de ser irreversível, atualmente existem diversos medicamentos, cirurgias e tratamentos fisioterapêuticos capazes de corrigir total ou

parcialmente cada uma das sequelas causadas pela paralisia, permitindo assim um maior grau de independência aos indivíduos (LEITE, 2004). É importante ressaltar que a paralisia cerebral não deve ser considerada como uma doença, uma vez que não é contagiosa ou hereditária.

Para Bobath (1978), a paralisia cerebral é chamada de congênita nos casos em que a criança nasce com a condição. Quando a lesão ocorre durante o parto ou após o nascimento, classifica-se como adquirida. No entanto, segundo Rotta(2002), a paralisia cerebral também pode ser classificada levando-se em conta os sintomas prevalentes e os membros onde se localizam esses sintomas.

Assim, enquanto classificada por sintomas, a paralisia cerebral é dividida em três categorias (LEVITT, 2010):

- a) Espasmódico: Lesões no córtex cerebral (camada mais externa do encéfalo) podem levar à perda do controle muscular, gerando uma contração espontânea dos músculos extensores e flexores e conseqüente dificuldade para se movimentar. A paralisia do tipo espasmódico é caracterizada por movimentos irregulares, rigidez dos membros, tremores e instabilidade postural;
- b) Atetóide: A paralisia do tipo atetóide geralmente afeta mãos e braços, mas também pode envolver outras áreas, como cabeça, ombros e pés. É caracterizado por movimentos involuntários e lentos do membro afetado. Pode também atingir os músculos da garganta e do diafragma, dificultando a fala e a deglutição. Geralmente é causado por lesões que atinjam os gânglios basais, conforme mostra a figura 2;
- c) Atáxico: Causado por danos no cerebelo, a paralisia do tipo atáxico está ligada não a reações musculares, mas à dificuldade na manutenção do equilíbrio. Caracteriza-se por complicações na estabilidade e na manutenção da postura, o que dificulta ou impossibilita o ortostatismo e a deambulação.

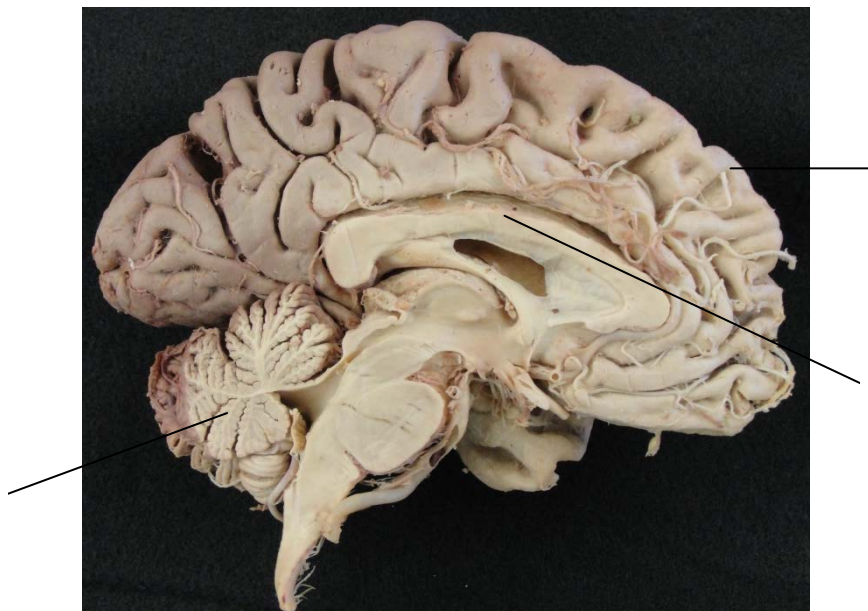


Figura 2 - Regiões cerebrais
Fonte: Sobotta (2006)

De acordo com Finnie (2000), a Paralisia Cerebral também pode ser classificada de acordo com a topografia dos sintomas ou número de membros afetados (figura 3). Sendo assim, classificam-se como:

- a) Hemiplegia: afeta os membros de um dos lados do corpo. Costuma ser caracterizada pelo comportamento espástico nos membros afetados;
- b) Diplegia: condição normalmente relacionada à prematuridade, afeta todos os membros, com ênfase nos membros inferiores. Junto com a hemiplegia, corresponde a cerca de 60 a 75% dos casos de paralisia cerebral;
- c) Paraplegia: normalmente se restringe aos membros inferiores. Nos casos de paraplegia, é importante considerar outras possibilidades de diagnóstico, como lesão medular ou paraplegia espástica hereditária;
- d) Quadriplegia: envolve os membros superiores e inferiores, bem como o controle de tronco, pescoço e cabeça. Como desordem de movimento, pode apresentar coreoatetose, espasticidade ou ainda uma desordem mista. Em regiões desprivilegiadas, a tetraplegia tem predominância maior que a diplegia, podendo ainda ser associada a traumatismo cerebral ou anóxia severa;

A Figura 3 ilustra as três classificações por localização mais comuns. Nela, a cor alaranjada indica as partes do corpo com pouco ou nenhum comprometimento, e a cor vermelha, os membros acometidos.

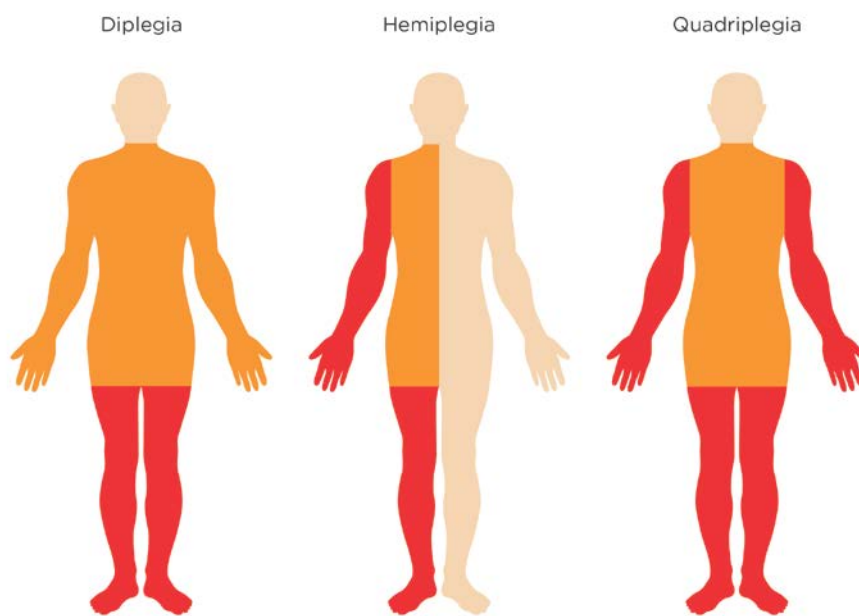


Figura 3 - Classificação da paralisia cerebral
Fonte: CPL (2014)

Bebês prematuros estão mais propensos a sofrer disfunções cerebrais, entre elas a paralisia. Diversas causas podem estar relacionadas a danos no encéfalo, tais como desenvolvimento anormal, anóxia, hemorragia intracraniana, traumas físicos (como o causado pelo uso de fórceps), afogamento, vírus neurotrópicos e algumas infecções (HIMMEL-MANN *et al.*, 2005).

Os danos cerebrais gerados por essas causas são divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de lesão (STANTON, 2012):

- a) Desenvolvimento anormal do encéfalo: São mais comuns durante as primeiras vinte semanas de gestação, quando o cérebro do feto é particularmente vulnerável. Quaisquer anormalidades no processo de desenvolvimento podem causar má formação encefálica, interferindo em seu funcionamento. Entre as condições de risco estão mutações genéticas, infecções e traumas físicos;
- b) Asfixia: Uma baixa oxigenação pode causar a encefalopatia isquêmica, ou seja, uma destruição do tecido do córtex e de outras áreas do

encéfalo. Em fetos, essa falta de oxigênio é chamada de hipóxia neonatal e pode ter diversas origens, como pressão baixa da mãe, ruptura do útero, problemas envolvendo o cordão umbilical e deslocamento da placenta. Em crianças nascidas, essa asfixia geralmente está relacionada a obstrução de vias aéreas, infecções ou paralisação dos músculos respiratórios;

- c) Hemorragia intracraniana: A hemorragia intracraniana é causada pelo bloqueio ou rompimento de vasos sanguíneos no cérebro. A principal causa dessa hemorragia é o derrame fetal, devido à má formação dos vasos, coágulos presentes na placenta, pré-eclâmpsia ou doença inflamatória pélvica;
- d) Periventricular leukomalacia (PVL): A periventricular leukomalacia é uma lesão na substância branca do encéfalo, em forma de pequenas fissuras, que interfere na emissão de sinais elétricos entre os axônios. O PVL é mais suscetível de acontecer entre a 26^a e a 34^a semanas de gravidez, período em que a camada periventricular está mais propensa a danos.

2.1.2 Fatores de Risco

Algumas condições médicas ou situações ocorridas durante a gravidez e o parto podem aumentar significativamente o risco de a criança vir a ter paralisia cerebral (EDEL MUTH, 1992). Entre esses fatores, destacam-se:

- a) Prematuridade e baixo peso ao nascer: são considerados prematuros os recém-nascidos com idade gestacional inferior a 37 semanas, o que confere a esse grupo grande heterogeneidade, por abranger desde crianças com idades gestacionais próximas ao termo até aquelas nascidas no limite da viabilidade. Os riscos de lesões cerebrais são crescentes com a acentuação da prematuridade (NAUFEL, 2000);
- b) Nascimentos múltiplos: Gêmeos, trigêmeos e outros nascimentos múltiplos – mesmo quando não são prematuros- representam risco de paralisia cerebral. A morte intrauterina de um dos bebês é relacionada a um aumento desse risco (PETTERSON, 1993);

- c) Incompatibilidade sanguínea: Ocorre quando o fator Rhesus (rh) da mãe é negativo, e do bebê é positivo. Como pode haver troca de células sanguíneas durante a gravidez, e o sistema imunológico da mãe não tolera a presença das hemácias positivas.

As Causas da paralisia cerebral também podem ser divididas de acordo com o período em que ocorreu a lesão encefálica. Segundo Stanton (2012), essa divisão é feita da seguinte maneira:

- a) Causas pré-natais: são os danos cerebrais ocorridos desde o período gestacional até o nascimento. Durante a gestação, fatores como doenças contraídas pela mãe e traumas físicos podem causar esses danos. Durante o trabalho de parto, essas lesões podem ser causadas por nascimentos prematuros ou difíceis, sofrimento fetal (tempo de parto muito longo, durante o qual o fluxo de oxigênio para o feto é menor) uso de fórceps e a liberação súbita de pressão durante a cesariana.
- b) Causas pós-natais: correspondem às lesões ocorridas entre o nascimento e o final da maturação do sistema nervoso, por volta dos três anos de idade. Entre as causas das lesões pós-natais, destacam-se o fluxo de oxigênio reduzido, devido a fatores como afogamentos e febre alta, bem como traumatismos cranianos decorrentes de acidentes graves. É importante ressaltar que as causas natais e pós natais são difíceis de serem separadas, uma vez que as lesões podem não ser detectadas de imediato.

2.1.3 Tratamentos Clínicos

Os tratamentos existentes são apenas paliativos, uma vez que não se pode reverter uma lesão já ocorrida e cicatricial. O tratamento medicamentoso se restringe a anticonvulsivantes e, quando há deficiência intelectual conjunta, medicamentos psiquiátricos também são prescritos (LEITE, 2004).

Para Wissel (1999), bloqueadores musculares também podem ser empregados no relaxamento de músculos espásticos, prevenindo deformidades secundárias. Para tanto, utilizam-se aplicações de toxina botulínica no local afetado.

De acordo com Lee (1992), o tratamento cirúrgico é recomendado para corrigir deformidades ou para estabilização articular, quando o tratamento medicamentoso por si só não é suficiente para manter a funcionalidade dos membros e evitar dores.

2.1.4 Tratamentos Fisioterapêuticos

Os tratamentos fisioterapêuticos em casos de déficit neurológico devem atingir as principais necessidades motoras de cada paciente. Em geral, os métodos de reabilitação são baseados na avaliação psicomotora da criança em relação ao padrão normal (LEITE, 2000).

Entre os métodos mais utilizados, se destacam:

- a) Método de Kabat: baseia-se no estímulo da propriocepção, de modo a favorecer as respostas osteomusculares através de trabalhos de força e movimentação reflexa;
- b) Método de Bobath: criado por Bertha e Karel Bobath na década de 50, é um dos métodos mais utilizados na atualidade, servindo como base para diversos protocolos de reabilitação. Consiste no trabalho postural e na inibição dos padrões patológicos dos movimentos, favorecendo assim respostas musculares mais próximas possíveis do padrão normal (DUARTE, 2004);
- c) Método de Phelps: neste método, os grupos musculares são estimulados por etapas, até a obtenção da independência motora. Para isso são utilizadas técnicas de condicionamento físico associadas a padrões musicais, favorecendo a contração muscular ritmada (DUARTE, 2004);
- d) Método Medek: o método Medek, ou Cuevas Medek Exercise (CME), criado pelo fisioterapeuta chileno Ramón Cuevas em 1972, procura reforçar o potencial de recuperação natural do paciente através de exercícios que o expõem à gravidade através de um apoio distal progressivo (CUEVAS, 1996). O protocolo, composto por exercícios e alongamentos que dispensam a cooperação e motivação da criança, estimula as funções motoras automáticas, possibilitando a melhora da marcha.

e) *PediaSuit*TM: o *PediaSuit*TM é uma órtese ortopédico terapêutica (figura 4a) que objetiva corrigir o reposicionamento biomecânico e a descarga de peso, importantes para a normalização da função sensório-motora e do tônus muscular. Essa correção se dá por meio de cintas elásticas presas ao traje através de ganchos, de modo a realinhar a postura do paciente (Figura 4b). Com essa órtese, são realizados exercícios intensivos que procuram desenvolver a motricidade, força muscular, equilíbrio, coordenação motora e flexibilidade (*PEDIASUIT*TM METHOD, 2008).

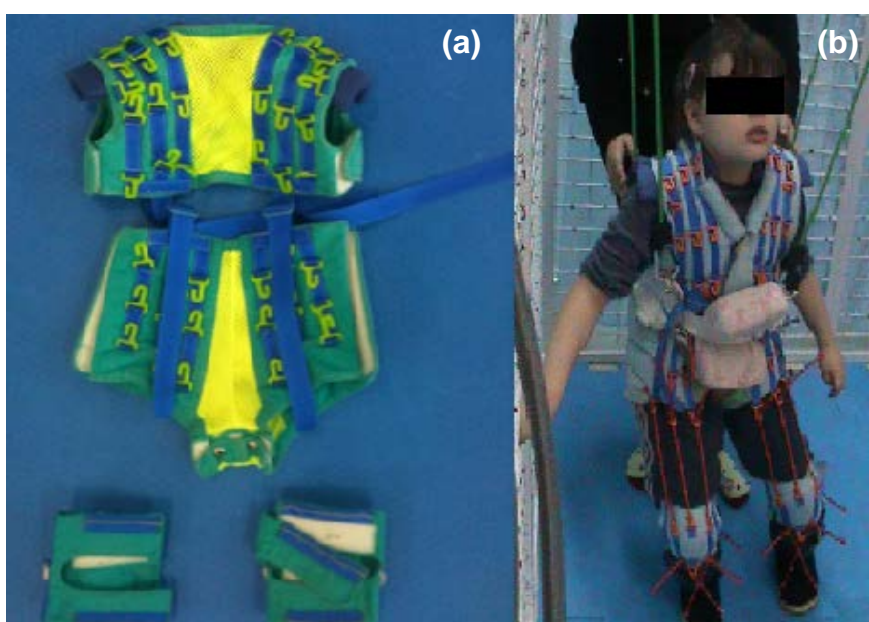


Figura 4 - Órtese *PediaSuit*TM(a) e órtese sendo utilizada (b)
Fonte: autoria própria

O projeto conhecido como *Penguin Suit*, que mais tarde deu origem ao protocolo *PediaSuit*TM, foi desenvolvido pelo Centro Russo de Aeronáutica e Medicina Espacial no final da década de 60, com o intuito de reverter efeitos da falta de gravidade sobre os astronautas, como perda de densidade óssea, atrofia muscular, alterações cardiovasculares e alteração das respostas sensório-motoras e vestibulares. Nesse projeto, o paciente, utilizando uma órtese de correção postural, era suspenso em uma estrutura metálica por meio de elastômeros presos a um cinturão, simulando os efeitos da gravidade (BAR-HAIM *et al.*, 2006).

Mais tarde, pesquisadores poloneses perceberam que os astronautas que não participaram do projeto apresentavam uma insegurança postural semelhante à de crianças com paralisia cerebral. Logo adaptaram o traje para esses pacientes, criando assim o Adeli Suit. Seguindo o mesmo conceito, em 2004 o PediaSuit™ foi criado pelo terapeuta ocupacional Leonardo Oliveira, que aperfeiçoou o traje e o vinculou a um protocolo de exercícios específicos (SCHEEREM, 2012).

Essa órtese é parte de um programa de terapia intensiva de quatro semanas que combina atividades de fisioterapia e de terapia ocupacional. Esses exercícios são realizados com o auxílio de duas *Ability Exercise Units* (AEU), ou “gaiolas funcionais”. A primeira delas, chamada *Monkey* (Figura 5a), conta com pesos e sistemas de polias, utilizados em exercícios para alongamento e fortalecimento de grupos musculares específicos (Figura 5b). Nessa unidade, também são realizados alongamentos e aquecimento da musculatura antes de cada sessão.

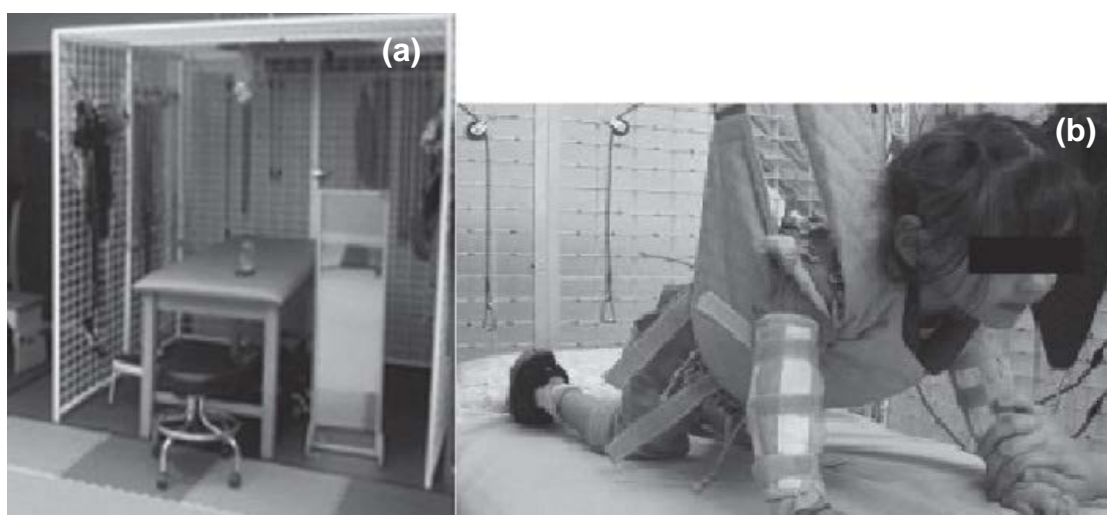


Figura 5 - Unidade Monkey (a) e exercício de fortalecimento na unidade (b)
Fonte: Scheeren *et.al.*(2012)

Na outra AEU, chamada *Spider* (Figura 6), o paciente é suspenso por elastômeros à estrutura por meio de um cinto. A esse cinto também são presas faixas de tecido que auxiliam na sustentação da pelve do paciente. Assim permite-se a realização de exercícios de controle postural e funcional em posição ortostática devido à sustentação oferecida pelo conjunto. Diversos itens como bolas, esteiras ergométricas, camas elásticas e *videogames* com sensor de movimento podem ser empregados na execução desses exercícios.



Figura 6 - Unidade Spider
Fonte: Fonte: Scheeren *et.al.* (2012)

2.2 ANÁLISE POSTURAL

De acordo com Magee (2002), a postura é um composto das posições das diferentes articulações do corpo num dado momento. Já para Palmer e Apler (2000), a postura correta consiste no alinhamento do corpo com eficiências fisiológica e biomecânica máximas, o que minimiza os estresses e as sobrecargas sofridas ao sistema de apoio pelos efeitos da gravidade. Um alinhamento esquelético ideal envolve esforço e sobrecarga mínimos sobre as articulações, garantindo assim a máxima eficiência do corpo.

A postura correta é a posição na qual um mínimo de estresse é aplicado em cada articulação. A análise postural de indivíduos com Paralisia Cerebral é importante para avaliar a qualidade da estabilização do tronco, podendo assim definir qual a opção mais adequada entre os equipamentos de auxílio à postura, caso seja necessário.

A análise postural envolve a identificação e a localização dos segmentos corporais em relação ao eixo de gravidade. Costuma ser feita através de observação com o auxílio de um simetrógrafo (Figura 7), um equipamento com linhas verticais e horizontais utilizadas para visualização do alinhamento esquelético. Após um levantamento do histórico clínico, o paciente é analisado nas posições coronal-anterior (frente), coronal posterior (costas) e sagital (lado) em frente ao

equipamento. A partir dessas imagens, o avaliador observa o alinhamento de cada segmento corporal.



Figura 7 - Análise postural através de simetrógrafo
Fonte: Santos et al. (2009)

2.3 ANÁLISE DA MARCHA

Com o objetivo de desenvolver um andador de baixo custo baseado no protocolo *PediaSuit*TM, foram realizados estudos bibliográficos iniciais focando os métodos de análise normalmente empregados para mensurar a qualidade da marcha de crianças com hemiplegia e diplegia, formas mais comuns da paralisia cerebral.

A análise da marcha é importante para distinguir anormalidades de movimento e seu grau de comprometimento, bem como definir as correções necessárias. Diferentes recursos podem ser utilizados nessa análise, tais como *Gross Motor Function Measure* (GMFM), análise biomecânica e *BioFeed*.

O GMFM, ou medição da função motora grossa, é uma avaliação clínica desenvolvida para avaliar o desenvolvimento da motricidade grossa em pessoas com deficiências motoras, sendo utilizada tanto para avaliar a marcha quanto a postura do paciente. Essa avaliação é composta por oitenta e oito itens, agrupados em cinco dimensões (deitado/rolando, sentado, ajoelhado/em pé, andando/correndo/pulando), sendo que cada um desses itens recebe uma

pontuação de 1 a 4. O nível GMFM é dado pela somatória desses pontos (ROSENBAUM, 2002).

Para Paula (2002), a análise biomecânica pode classificar a marcha como normal ou patológica, através da observação de padrões corporais com a utilização de recursos de visualização como fotografia e cinematografia. A avaliação é feita a partir dos dados obtidos nessa análise, como angulações dos segmentos corporais ou evolução de um determinado movimento.

O *BioFeed* é um *software* que procura avaliar a movimentação corporal. Nesse sistema, sensores posicionados nas articulações enviam para o *software*, por meio de radiofrequência, informações sobre a inclinação de um determinado membro em relação ao solo, ou mesmo o grau de abertura de uma articulação (CRUZ, 2003).

2.3.1 Instrumentos de Avaliação da Marcha

Diversas escalas de avaliação têm sido desenvolvidas para mensurar a qualidade da marcha e da atividade funcional. De acordo com o Conselho Europeu (2006) para os tratamentos da Paralisia Cerebral, é imprescindível que se empreguem métodos validados de acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde.

Algumas das escalas mais utilizadas em pacientes com Paralisia Cerebral são:

- a) *Functional Assessment Questionnaire* (FAQ): a criança é avaliada pelos pais, que registram a deambulação em atividades cotidianas. Consiste em duzentas e setenta perguntas, divididas em quatro seções. Os resultados são entregues aos profissionais responsáveis, que irão prescrever o tratamento adequado;
- b) *Functional Mobility Scale* (FMS): visa avaliar a mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral, levando em consideração a quantidade de equipamentos de auxílio à marcha que podem ser utilizados. Essa escala é avaliada por um fisioterapeuta através de perguntas para as crianças e para os pais, não por observação direta (HARVEY, 2008).

- c) *Gross Motor Function Classification System (GMFCS)*: É uma escala bastante utilizada, uma vez que a avaliação é feita pelos próprios pais da criança, segundo sua resposta motora em situações cotidianas.

As classificações do GMFCS, como mostra a Figura 8, são feitas da seguinte maneira:

- a) Nível 1: as crianças andam, pulam e sobem escadas sem ajuda; boas habilidades motoras grossas, mas a velocidade, a coordenação e o equilíbrio são limitados.
- b) Nível 2: andam na maioria dos ambientes. Fatores ambientais, como irregularidade do terreno, inclinações e longas distâncias, interferem na escolha do equipamento de auxílio à mobilidade adequado. Sobem e descem escadas com o apoio de um corrimão ou com assistência física.
- c) Nível 3: são capazes de caminhar com o auxílio de um dispositivo manual de mobilidade em distâncias curtas e auto-impulsionar cadeiras de rodas em distâncias maiores. Podem necessitar de órteses para alinhamento pélvico e equilíbrio quando sentados. Necessitam assistência física ou uma superfície de apoio para ficarem em pé.
- d) Nível 4: utilizam mobilidade sobre rodas na maioria dos ambientes, com assento adaptado para controle do tronco e da pelve. São fisicamente capazes de operar cadeiras de rodas motorizadas. Em espaços íntimos, podem andar curtas distâncias com assistência física ou andador de apoio corporal, quando posicionados. Podem apoiar o peso com as pernas para transferências.
- e) Nível 5: as crianças são transportadas em cadeiras de rodas manuais em todos os ambientes. Não possuem controle de tronco ou de cabeça, sendo necessário o uso de tecnologias assistivas, mas as limitações não são completamente compensadas pelos equipamentos. Podem conseguir auto mobilidade utilizando adaptações extensas para sentar e para controlar o trajeto. Assistência física ou elevação mecânica são necessárias para realizar transferências.

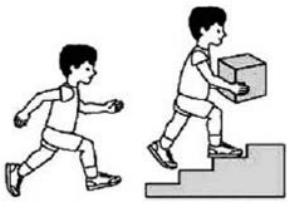
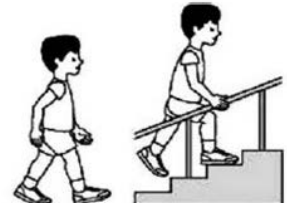
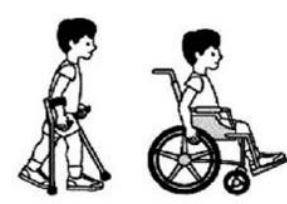
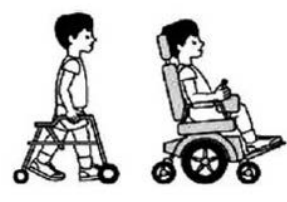
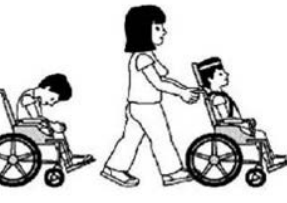
	<p>Nível I Marcha independente sem limitações (domicílio e comunidade) Pula e corre Velocidade, coordenação e equilíbrio prejudicados</p>
	<p>Nível II Anda no domicílio e na comunidade com limitações mesmo para superfícies planas Anda de gato em casa Dificuldade para pular e correr</p>
	<p>Nível III Anda no domicílio e na comunidade com auxílio de muletas e andadores Sobe escadas segurando em corrimão Depende da função dos membros superiores para tocar a cadeira de rodas para longas distâncias</p>
	<p>Nível IV Senta-se em cadeira adaptada Faz transferências com a ajuda de um adulto Anda com andador para curtas distâncias com dificuldades em superfícies irregulares Pode adquirir autonomia em cadeira de rodas motorizada</p>
	<p>Nível V Necessita de adaptações para sentar-se É totalmente dependente em atividades de vida diária e em locomoção Podem tocar cadeira de rodas motorizada com adaptações.</p>

Figura 8 - Classificação GMFCS
Fonte: Sposito *et al.* (2010)

2.3.2 Biomecânica da Marcha

A marcha da pessoa com paralisia cerebral varia de acordo com o tamanho e localização da lesão. O início precoce da estimulação sensório-motora na reabilitação também interfere na qualidade da deambulação (SILVA *et al.*, 2010).

Segundo Pappas (2001), a marcha considerada normal é dividida em duas fases: fase de apoio e fase de balanço. A fase de apoio consiste no momento em que a superfície plantar (ou parte dela) se encontra com o solo. Divide-se em toque de calcanhar, aplanamento do pé, médio apoio e impulsão. Já na fase de balanço, o

membro inferior está em movimento livre no espaço, sem contato com o solo. Essa fase se divide em início da aceleração, metade da aceleração e desaceleração. A Figura 9 exemplifica essas duas fases, sendo que a região em vermelho mostra o membro inferior solicitado durante a fase de apoio, e a região em azul, o membro inferior solicitado no balanço.

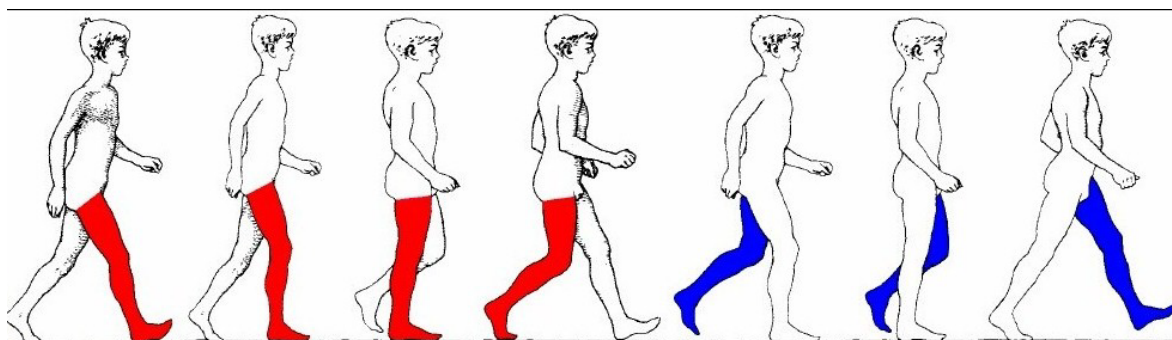


Figura 9 - Fases da Marcha
Fonte: Rocha et al. (2010)

2.4 ESTADO DA ARTE EM ANDADORES E EQUIPAMENTOS DE AUXÍLIO À MARCHA PARA CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

A marcha independente de crianças com transtornos neuromotores deve ser estimulada desde cedo. Caso contrário, a criança poderá desenvolver “impotência aprendida”, tornando-se passiva e dependente de outras pessoas, o que dificulta seu crescimento pleno (FERNANDES, 2006). A mobilidade independente pode ser adquirida com a utilização de andadores e outros equipamentos de auxílio à marcha ou até mesmo de veículos customizados, como triciclos e cadeiras de rodas.

Dessa forma, nesta etapa será apresentado um panorama dos andadores e equipamentos utilizados atualmente para o auxílio e treino da marcha de crianças com paralisia cerebral ou que apresentem outras desordens neuromotoras.

2.4.1 Andadores convencionais

Em se tratando de andadores, alguns modelos com diferentes características são facilmente encontrados no mercado. Abaixo, são apresentados

os dispositivos mais utilizados de acordo com pesquisa de mercado realizada em Agosto de 2012 nas empresas Ortocuritiba e H.N. Adaptações, em Curitiba.

a) andador infantil simples

Andador dobrável e articulável em alumínio (Figura 10), para crianças entre seis e doze anos de idade. A altura do equipamento é regulável, entre 0,62 e 0,72m de altura. Permite a dissociação das cinturas pélvica e escapular, o que possibilita uma marcha mais próxima do natural. O equipamento é levantado e reposicionado à frente a cada passada, exigindo do paciente bom equilíbrio, controle motor e força.



Figura 10 - Andador Infantil Simples
Fonte: Fisiobras (2014)

b) andador infantil com rodízios

Assim como o equipamento **a**, o andador retratado (Figura 11) é dobrável e articulável, com regulagem de altura entre 0,62 e 0,72m. Ao invés de levantar e reposicionar o equipamento à frente, a presença de rodízios permite que o usuário se locomova utilizando o peso do corpo. Ainda assim, é indicado apenas para pacientes com bom controle motor e sem grandes comprometimentos em relação à força.



Figura 11 - Andador infantil com rodízios
Fonte: autoria própria

c) andador infantil pré marcha

Andador para crianças que não mantêm ortostatismo, o equipamento **c** (Figura 12) apresenta ajustes na altura e na profundidade, comportando usuários de dois a oito anos de idade. Apresenta abductor para evitar pernas em padrão equino e oferece apoio para a lombar, mantendo a coluna ereta. Permite a possibilidade de acoplar um apoio para cabeça, para crianças com dificuldade de controle cervical. Porém, uma vez que o equipamento foi concebido para uso da criança sentada, a marcha resultante é em bloco, ou seja, apenas as pernas se movimentam, sem trabalhar o quadril e a coluna. Por esta razão, é comercializado como um andador pré marcha, e não como auxílio da marcha.



Figura 12 - Andador infantil pré marcha
Fonte: Specialneeds (2013)

d) andador infantil com suporte de tronco

O andador com suporte de tronco (Figura 13) possui faixas de suporte postural na região lombar e assento de sustentação pélvica, permitindo seu uso por pacientes com pouca ou nenhuma força muscular. Porém, o assento imobiliza a pelve do paciente, promovendo uma marcha não natural, uma vez que apenas as pernas se movimentam. Este modelo é o mais utilizado em clínicas, já que o dispositivo é produzido em diferentes tamanhos ajustáveis em largura e profundidade, podendo comportar desde bebês até pré-adolescentes. Por essa razão, este foi o andador utilizado nos testes clínicos para fins de comparação de desempenho com a UTD.



Figura 13 - Andador com suporte de tronco
Fonte: Snugseat (2013)

e) andador infantil de suspensão

O andador de suspensão (Figura 14) mantém a criança em posição ortostática através de faixas presas a um colete, permitindo a livre movimentação das pernas e do quadril. De acordo com o fabricante, o dispositivo acomoda crianças de até 54kg. Pode ser utilizado juntamente com esteiras ergométricas, para o treino da marcha. Por se tratar de um equipamento pesado e grande, não é indicado para o uso externo, e suas medidas não se adaptam à utilização em residências. Ainda assim é dobrável, permitindo alguma facilidade no armazenamento.



Figura 14 - Andador Infantil de Suspensão
Fonte: Specialneeds (2013)

f) andador infantil com assento

O andador infantil com assento (Figura 15) é composto por uma estrutura metálica com ajuste de altura, assento e faixa de contenção para o tronco. Possui também abdutor e faixas para evitar o padrão tesoura (cruzado para dentro) das pernas.



Figura 15 - Andador infantil com assento
Fonte: autoria própria

Após este levantamento, os dados técnicos dos andadores apresentados acima foram levantados e comparados entre si.

Os equipamentos **a**, **b** e **c** apresentaram regulagem por pinos, que permite um rápido ajuste de altura de acordo com a necessidade do paciente. Nos demais modelos a regulagem se dá por meio de rosca, apresentando assim maior dificuldade para a realização do ajuste.

Os andadores **a** e **b** permitem uma maior liberdade de locomoção do usuário, uma vez que possibilitam que a criança transite por diferentes cômodos de uma residência. Os produtos **c** e **d** também possuem essa característica e podem ser utilizados em conjunto com equipamentos auxiliares (mesa de trabalhos, esteira ergométrica) para o estímulo de habilidades específicas. Já o andador e por ser um produto maior e mais pesado, dificulta a locomoção da criança e a estrutura não permite sua utilização concomitante com outras tecnologias assistivas.

Quanto à higienização, os equipamentos **a**, **b** e **d** são inteiramente metálicos, permitindo uma fácil assepsia. Os andadores **c** e **e** apresentam uma higienização mais trabalhosa por terem partes em tecido, impossibilitando assim seu uso por mais de um paciente, como ocorre em clínicas.

Os equipamentos **a** e **b** permitem uma maior qualidade da marcha, uma vez que permite a dissociação da cintura e do tronco durante a caminhada. Porém, essa característica é válida apenas para crianças com comprometimento leve ou moderado, uma vez que não há auxílio postural. O andador **d**, por sua vez, possibilita a livre movimentação das pernas e do quadril, além de auxiliar no posicionamento da coluna. O colete, porém, pode dificultar a torção do tronco, criando assim uma marcha pouco natural. Os andadores **c** e **e** induzem a uma marcha pouco natural, em bloco, pois mantêm a pelve fixa e permitem apenas o movimento das pernas.

2.4.2 Outros Equipamentos em Auxílio à Marcha

Concomitante ao levantamento de andadores, foi feito também um levantamento de outros equipamentos utilizados no auxílio ou treino da marcha. São produtos ortopédicos ou fisioterápicos que auxiliam no desenvolvimento de habilidades necessárias para a locomoção.

a) barras paralelas

As barras paralelas (Figura 16) são compostas por dois corrimãos sobre uma superfície lisa. Possuem papel fundamental nos processos de reabilitação, uma vez que se destinam ao treino da marcha e no fortalecimento da musculatura. Podem ser utilizadas em conjunto com corretores posturais, como órteses suropodálicas e talas.



Figura 16 - Barras Paralelas
Fonte: Fisiostore (2013)

b) muletas axilares

Desenvolvida para oferecer apoio à marcha, as muletas axilares (Figura 17) possuem estofamento na parte superior, para fornecer maior conforto ao usuário. Sua utilização, por envolver trabalho de braços e tronco, é indicada apenas para pacientes com bom controle motor e pouco comprometimento no que se refere à força.



Figura 17 - Muletas Axilares
Fonte: Fisiostore (2013)

c) colete de suspensão

Preso a uma plataforma ou ao teto, o colete de suspensão (Figura 18) mantém a criança em ortostatismo com correção de tronco, permitindo alguma movimentação ao redor do eixo onde o colete é fixado. É utilizado em tratamentos fisioterápicos para o estímulo da marcha de crianças com comprometimento neuromotor avançado, ou que ainda se sentem inseguras ao usar a barra paralela e outros dispositivos.



Figura 18 - Colete de Suspensão
Fonte: Liko (2013)

2.5 REVISÃO DE LITERATURA SOBRE ANDADORES

A partir da pesquisa com os descritores “*Walkerfor cerebral palsy*” na base de dados do *Institute of Electrical and Electronic Engineers*(IEEE), nove artigos foram encontrados. Os trabalhos resultantes desta pesquisa foram analisados com o intuito de responder quais metodologias de avaliação são empregadas na comprovação de eficácia de andadores para crianças com paralisia cerebral.

Dentre os artigos obtidos na pesquisa, cinco se referem a andadores mecânicos utilizados em pessoas com paralisia cerebral. Um deles não utiliza nenhum tipo de avaliação, apenas descreve o equipamento (GOTTLIEB *et. al.*, 1999). Os quatro artigos restantes são apresentados a seguir.

Lipse *et. al.* (2003) propõem o projeto e validação de um suporte postural, destinado à utilização em conjunto com andadores comerciais. Para a validação clínica, um voluntário utilizando o equipamento foi posicionado sobre uma plataforma

vibratória, de modo a criar um distúrbio de movimento. A flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo foram então mensuradas.

O artigo de Baker *et. al.* (2004) avalia o comportamento dos ombros, cotovelos e punhos durante a utilização de um andador posterior. Para tanto, é feita uma análise cinemática que objetiva determinar os ângulos destas articulações. Esta análise se dá através da filmagem de voluntários praticando a marcha com auxílio do dispositivo. O posicionamento de pontos de captura colocados sobre as articulações é identificado pelas câmeras de vídeo e transferido para um modelo 3D, por onde são avaliadas as angulações.

Uma análise quantitativa também foi empregada em outros dois artigos referentes ao mesmo trabalho, que compararam o comportamento de andadores anteriores e posteriores. A metodologia aplicada por Bachschmidt *et. al.* (2000) também consistiu em uma análise cinemática, na qual o posicionamento do tronco e dos membros superiores era passado para um modelo biomecânico.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse capítulo é descrito o projeto e a construção da Unidade Terapêutica Domiciliar (UTD), bem como o estudo de dimensionamento e os testes mecânicos conduzidos. Também são expostos os testes clínicos realizados com crianças com diferentes comprometimentos motores associados à paralisia cerebral.

3.1 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

A Unidade Terapêutica Domiciliar é o reprojeto (anexo A) de um equipamento já existente (Figura 19), criado pela clínica Vitória, em Curitiba. Esse equipamento consiste em uma estrutura retangular metálica, onde a criança é suspensa através de elásticos presos a um cinto, da mesma forma que acontece nas unidades de tratamento *Monkey* e *Spider* do protocolo *PediaSuit™*.



Figura 19 - UTD metálica
Fonte: autoria própria

O reprojeito contempla as alterações ou modificações feitas em um produto já existente, com o objetivo de satisfazer novos requisitos ou melhorar seu desempenho (MARIBONDO, 2000). Essas alterações podem ter o objetivo de corrigir ou melhorar aspectos de uso, bem como atender causas técnicas, de mercado, legais ou de segurança (BITTENCOURT, 2000).

3.1.1 Requisitos do Projeto

O principal requisito contemplado no reprojeito da UTD foi o emprego de uma matéria prima facilmente encontrada no mercado, de menor custo e que seja de fácil confecção, sem a exigência de equipamentos especiais. Além disso, deve ser leve, possuir boa resistência mecânica e proporcionar uma fácil assepsia de todo o conjunto. O Policloreto de Vinila (PVC) com diâmetro 32mm, utilizado em encanamentos residenciais, foi o material selecionado por abranger esses aspectos. Segundo Toyoda (2008), o PVC é um termoplástico comercializado em forma de tubos e cujas conexões, por serem padronizadas, vem sendo amplamente utilizado em equipamentos de reabilitação. No entanto, a fim de verificar seu comportamento mecânico na fabricação da Unidade Terapêutica Domiciliar, foram conduzidos testes de resistência do material e funcionalidade mecânica do conjunto. Esses testes são apresentados no item 3.2.1.

Outros requisitos que motivaram a construção de uma nova UTD se relacionam à função do equipamento, no que se refere a maior liberdade de movimentos do usuário, segurança durante o uso, facilidade de locomoção e de transporte para diferentes localidades. Os itens considerados no projeto que abrangem esses requisitos são explanados a seguir.

3.1.2 O Equipamento

A estrutura da Unidade Terapêutica Domiciliar (Figura 20) é composta por uma parte superior, onde são fixados os elastômeros, e três laterais. A parte frontal do equipamento é composta apenas por uma barra transversal, de altura ajustável, que funciona como apoio para as mãos, permitindo a condução do equipamento.

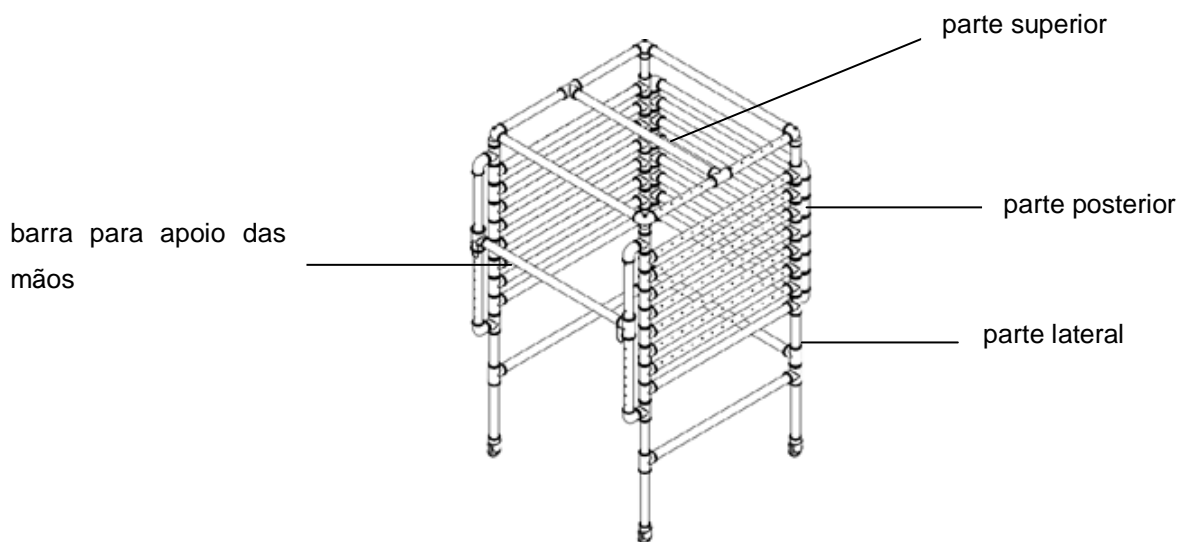


Figura 20 - UTD em PVC
Fonte: autoria própria

Complementando a unidade inicialmente desenvolvida pela clínica Vitória, esta nova unidade permite que a confecção das partes componentes seja feita apenas com o encaixe de tubos e conexões, sem a necessidade de se usar cola (Figura 21).

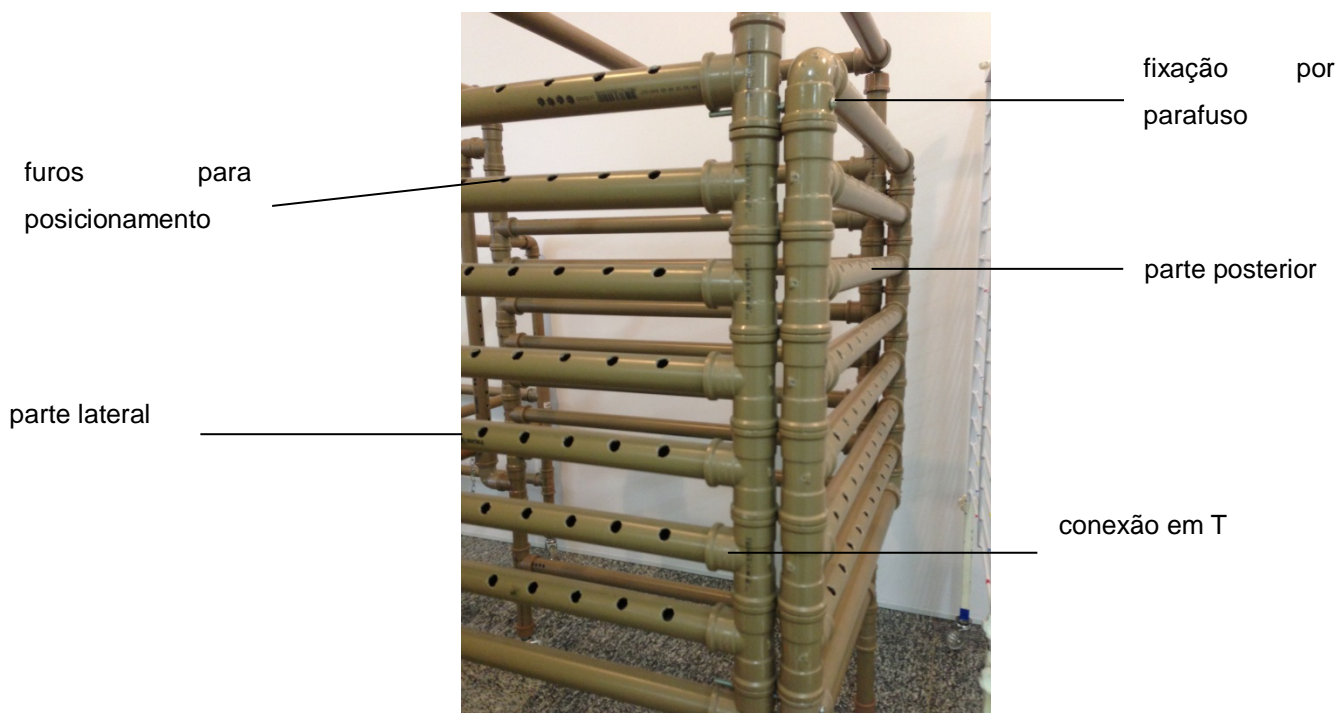


Figura 21 - Encaixe de tubos e conexões da UTD
Fonte: autoria própria

Uma das principais características da Unidade Terapêutica Domiciliar é a melhora da independência do usuário. Portanto, o dimensionamento adequado permite a liberdade de movimentos do usuário dentro do equipamento e a locomoção entre os cômodos de uma residência.

A definição correta das dimensões do projeto também é importante para a segurança dos usuários, no que se refere a dores ou lesões causadas por má postura durante a utilização. O espaçamento adequado à antropometria da criança é fundamental para permitir a manutenção de uma postura correta e o conforto durante o uso do equipamento (LUEDER; RICE, 2008). Já para os pais ou terapeutas que irão auxiliar a criança no uso do equipamento, esse dimensionamento facilita o manuseio, evitando dores ocasionadas por sobrecarga nas articulações (PASCHOARELLI; SANTOS, 2009).

Para a definição desse dimensionamento, foi realizada uma pesquisa de campo com vinte crianças, entre três e dez anos de idade, com diferentes níveis de paralisia cerebral (NEVES *et al.*, 2012). Essa pesquisa foi realizada nas escolas especiais Vívian Marçal e Vinte e Nove de Março em Curitiba, na Associação Erceana Campolarguense (ERCE), em Campo Largo, e no Centro de Pesquisa Vitória, em Curitiba. Os dados foram coletados com a presença de um fisioterapeuta das próprias instituições, após a permissão dos responsáveis através de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (anexo B). As medidas verificadas foram peso, altura e envergadura dos cotovelos, a 60° do solo.

A altura média registrada na análise foi de 115 centímetros, com desvio padrão de 13,5cm. O peso médio foi de 19,21 quilogramas, com desvio padrão de 6,81kg, e a envergadura média foi de 57,9cm, com desvio padrão de 8,6cm.

Definiu-se então que a UTD deve comportar, tanto na altura quanto na largura, o maior valor do 3º quartil¹ mais 20% (porcentagem adotada como margem de segurança), abrangendo assim usuários com peso até 35kg e altura de até 130cm. Como dimensões finais, portanto, a UTD terá 75cm de lado e 140cm de altura.

¹Na estatística descritiva, um **quartil** é qualquer um dos três valores que divide o conjunto ordenado de dados em quatro partes iguais, e assim cada parte representa 1/4 da amostra ou população. Desse modo, tem-se que o 3º quartil, ou quartil superior, representa 25% dos valores mais altos em uma amostra ordenada

3.1.3 Transporte

Um dos objetivos da Unidade Terapêutica Domiciliar é a possibilidade de a criança praticar a marcha e ortostatismo mesmo durante os períodos em que não frequenta a fisioterapia, como durante as férias ou em viagens. Logo, é importante que a Unidade Terapêutica Domiciliar seja de fácil transporte.

Para possibilitar o transporte em veículos de passeio, a UTD foi reprojeta de modo a permitir seu desmembramento em quatro partes (três laterais e topo). A fixação dessas partes é feita por meio de parafuso e contraporca (Figura 22), permitindo sua montagem com ferramentas simples, como chaves de boca.

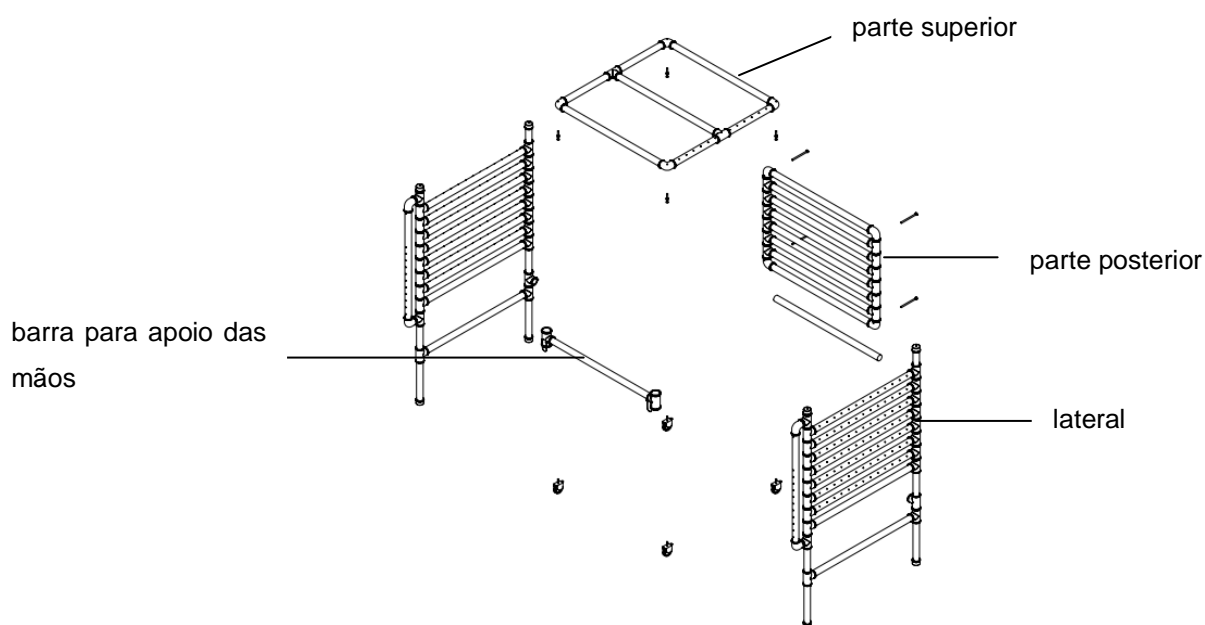


Figura 22 - Partes que compõem a UTD
Fonte: autoria própria

3.1.4 Locomoção

A utilização de um material leve (policloreto de vinila) na confecção da Unidade Terapêutica Domiciliar foi um fator importante como prevenção de lesões

musculoesqueléticas nos usuários secundários², já que o peso das peças a serem transportadas é menor (IIDA, 2005). O PVC contribui para uma diminuição considerável no peso final do produto, uma vez que a massa do material é de 1,4g/cm³ (INSTITUTO DO PVC, 2014), enquanto o aço, utilizado na primeira versão da UTD, tem massa igual a 2,70g/cm³ (EUROAKTION, 2014).

O peso da Unidade Terapêutica original e do reprojeto foi aferido com o auxílio de uma balança mecânica suspensa Franmar com capacidade de 100 kgf. De acordo com essa aferição, o peso da UTD metálica é de 16,9 kgf, enquanto o peso da UTD reprojeta é de 12,7kgf, havendo uma redução de 4,2kgf no peso total do equipamento.

A utilização de rodízios em gel (poliuretano termoplástico), apresentado na Figura 23, também contribui para a facilidade de deslocamento, uma vez que os mesmos exigem baixo esforço para movimentação quando comparados a rodízios de outros materiais (CATÁLOGO SCHIOPPA, 2014).



Figura 23 - Rodízio em gel com trava.
Fonte: Catálogo Schioppa (2014)

É importante salientar que as laterais da UTD metálica são 12,7cm menores que da unidade construída em PVC, além da menor área de ajuste. Ou seja, apesar do aumento das dimensões, a UTD em PVC ainda apresenta uma redução de peso significativa em relação ao dispositivo metálico.

²Usuários primários são aqueles que utilizam diretamente o produto. Já os usuários secundários utilizam o sistema indiretamente, através dos usuários primários. No caso da UTD, os pacientes são usuários primários, e os fisioterapeutas, secundários.

O menor peso também facilita significativamente o transporte do equipamento e minimiza o esforço realizado na montagem e na transposição das peças de um local a outro, evitando lesões por sobrecarga ao cuidador (GONÇALVES, 1998). Cada uma das laterais da UTD reprojeta pesa 3,7kgf enquanto o topo pesa 1.6kgf, podendo ser facilmente deslocadas por apenas uma pessoa.

A redução do peso da UTD também tem um papel importante na melhora de sua usabilidade, pois interfere na resistência oferecida no deslocamento, exigindo menor esforço da criança durante a marcha.

3.1.5 Sustentação

Andadores convencionais costumam oferecer bastante suporte de quadril e coluna, corrigindo a postura da criança. Essa característica, porém, inibe as reações de endireitamento corporal, importantes para a aquisição do próprio controle postural estático e dinâmico (LUSAKOWSKY *et al.*, 1998). Portanto, para permitir essa liberdade de movimentos, caracterizada pela dissociação das cinturas pélvica e escapular, e a possibilidade de movimentação ativa no ortostatismo, a sustentação da criança deve proporcionar certa instabilidade, estimulando-a a manter-se ereta (COELHO, 2005).

Na Unidade Terapêutica Domiciliar, a criança é presa por um cinto de couro (Figura 24a), com duas faixas de tecido sustentando a pelve (Figura 24b). Esse cinto é preso ao equipamento com o auxílio de elastômeros comuns, como os empregados na fixação de bagagens em motocicletas. Assim, a dissociação de cinturas e o movimento ativo são preservados e a sustentação oferece a instabilidade necessária para exigir uma resposta postural, melhorando a qualidade do exercício. Caso o fisioterapeuta responsável pelo paciente julgue necessário, o sistema permite seu uso concomitante com órteses como talas e coletes posturais.

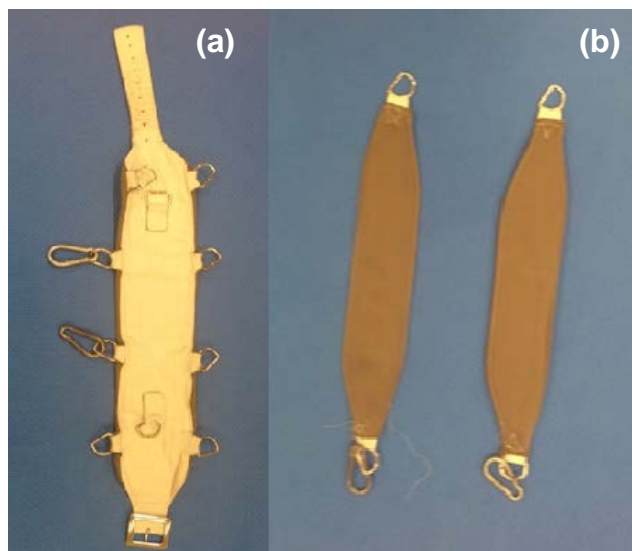


Figura 24 - Cinto para sustentação (a) e faixas para sustentação pélvica (b)
Fonte: autoria própria

As faixas de sustentação (Figura 24b) são cruzadas sob a pelve da criança e presas ao cinto (Figura 24a) por meio dos aros metálicos, com o auxílio de mosquetões de trava simples, utilizados para escalada. O cinto é então ajustado ao paciente, podendo-se utilizar uma pequena almofada na região abdominal para proporcionar maior conforto, caso seja necessário. Quatro elastômeros são responsáveis por conectar o cinto à Unidade Terapêutica Domiciliar, conforme visto na Figura 25. Para tanto, uma das extremidades é afixada a um aro do cinto, e a outra a um dos vértices superiores do equipamento.

Caso o equipamento seja utilizado em clínicas, os furos realizados nas travessas de PVC (Figura 21) possibilitam que o fisioterapeuta faça o ajuste postural através de diferentes posicionamentos dos elastômeros de acordo com a necessidade do paciente. Para o uso doméstico, recomenda-se que os elastômeros sejam fixados aos vértices do equipamento, uma vez que o reposicionamento feito por pessoas leigas pode dificultar o uso da UTD pela criança ou mesmo comprometer sua segurança, deslocando o centro de gravidade.

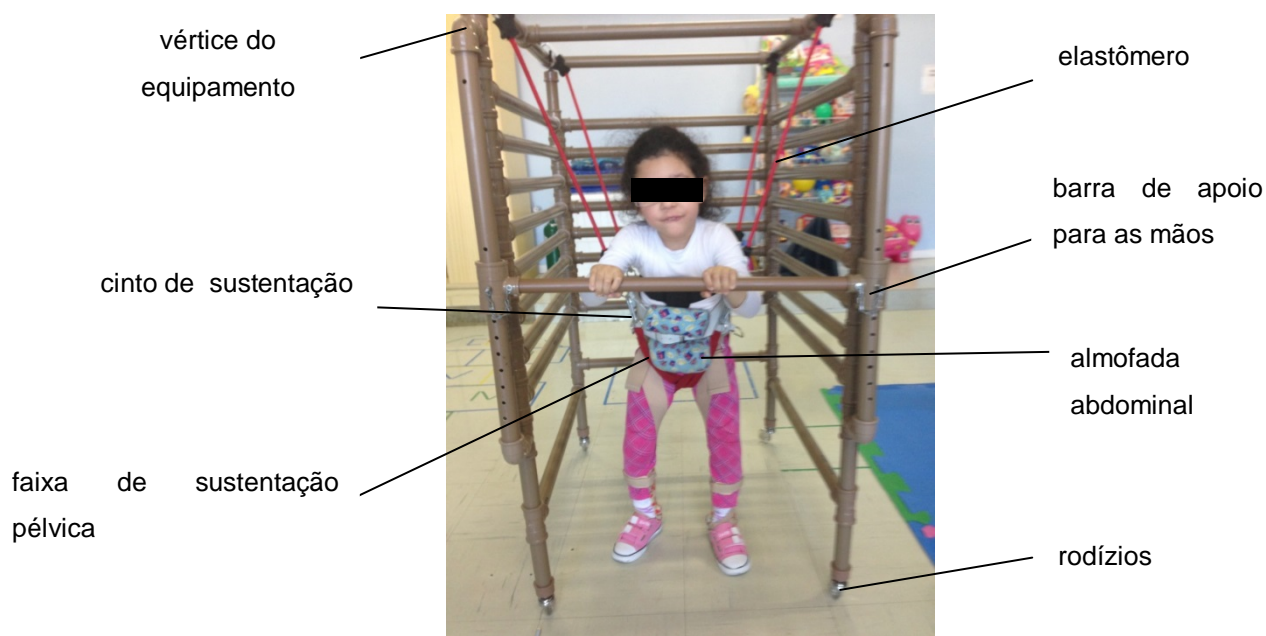


Figura 25 - Sustentação da criança por meio de elastômeros
Fonte: autoria própria

3.2 AVALIAÇÕES DO EQUIPAMENTO

Para a validação da Unidade Terapêutica Domiciliar, foram realizadas avaliações de resistência mecânica em laboratório e testes de campo. As avaliações de laboratório são pesquisas experimentais, nas quais é possível controlar as variáveis, ao passo que os testes de campo permitem levantar informações por meio da observação (GIL, 1999).

Em laboratório, foram realizados dois ensaios para se averiguar a resistência mecânica da matéria prima utilizada (policloreto de vinila) e, em seguida, a estrutura do equipamento também foi testada. Em seguida, foi executado um teste de campo onde foi levantada a força necessária para se colocar o equipamento em movimento.

A quinta avaliação, também um teste de campo, consistiu na utilização da Unidade Terapêutica Domiciliar e de um andador convencional por crianças com paralisia cerebral, comparando-se a eficácia de ambos os dispositivos.

3.2.1 Testes de Resistência Mecânica

Submeter o PVC a testes mecânicos é importante para minimizar possíveis riscos à segurança do paciente e de seus cuidadores durante a utilização do produto. Foram consideradas duas situações críticas para definir quais os testes que deveriam ser aplicados: o rompimento devido a choques do equipamento contra obstáculos e o rompimento dos tubos superiores devido à carga suportada. Portanto, decidiu-se que seriam necessários ensaios de impacto e de flexão. Esses ensaios foram realizados nos laboratórios de Ensaio Mecânico e no laboratório de Pneumática, pertencentes à Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR.

3.2.1.1 Ensaio de Impacto

O ensaio de impacto visa prever o risco de quebra da matéria prima em função de eventuais impactos que o material venha a sofrer em decorrência do seu uso (SOUZA, 1982). Para sua realização, foi utilizado um Mecanismo Pendular para Ensaio de Resistência de Impacto modelo PS30 para testes *Charpy*, com pêndulo de peso 18,76 Kg e raio de giro de 825mm. Nesse teste, um pêndulo de massa 18,75 kg foi liberado do repouso a 30° e a 45° do braço do pêndulo em relação ao solo (Figura 24). Em função das limitações do equipamento de teste, os corpos de prova utilizados foram dois tubos de PVC Ø25mm, com 60mm de comprimento. Esse ensaio foi realizado pelos alunos de Engenharia Mecânica João Hoeflich e Everson Braciak.



Figura 26 - Liberação do martelo no ensaio de impacto
Fonte: Hoeflich *et.al.*(2011)

3.2.1.2 Ensaio de Flexão

Uma vez realizados os testes de resistência mecânica da matéria prima, foi necessário avaliar a resposta do conjunto (UTD montada) à força exercida durante o uso. Para tanto, foi considerada a situação mais crítica à qual o produto poderia ser submetido, que é a sustentação da criança por um único ponto. Este teste foi realizado no Laboratório de Pneumática da UTFPR pelo aluno de Engenharia Mecânica Roberto Stremel.

Para prever o comportamento da UTD nessa situação, o corpo de prova foi montado com um tubo de PVC Ø32mm posicionado na horizontal, com conexões T unidas às extremidades (Figura 25). Esse corpo de prova foi fixado a um suporte metálico, de maneira a permitir a utilização de um atuador pneumático linear preso ao PVC por uma cinta de *nylon*.

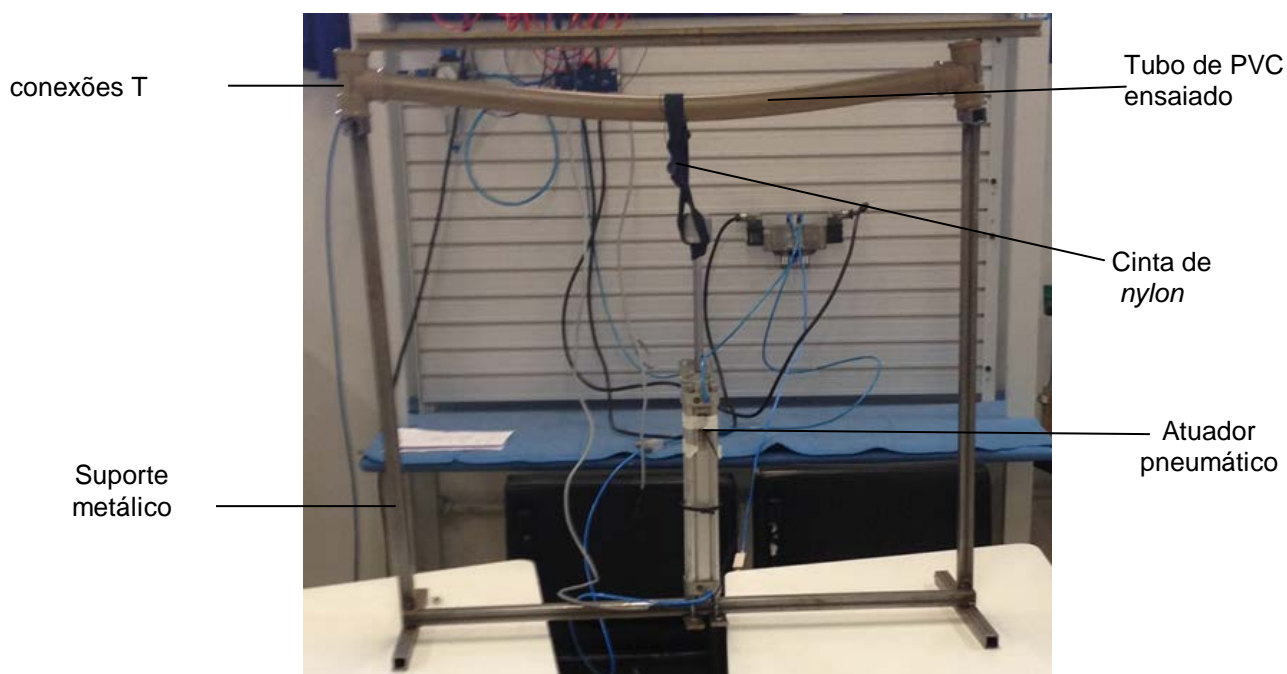


Figura 27 - Teste de resistência em um único ponto
Fonte: autoria própria

O ensaio de flexão foi conduzido de duas formas: inicialmente foi realizado um ensaio estático, no qual uma carga era aplicada ao centro do corpo de prova de maneira crescente, e em seguida, um ensaio de fadiga, no qual a carga máxima

utilizada no teste estático foi aplicada de maneira cíclica. Para se conhecer os diferentes valores de força aplicados no equipamento, utilizou-se a equação 1:

$$F=P.A \quad (1)$$

Nessa equação, F corresponde à força total aplicada sobre o corpo, em kgf. P é a pressão em kgf/cm² e A , a área da seção transversal do atuador pneumático, em cm². Para se obter a área de seção transversal, é necessário calcular a diferença entre as áreas de êmbolo e de haste do cilindro (Equação 2):

$$A= (\pi.(D^2/4) - (\pi.(d^2/4) \quad (2)$$

Onde D é o diâmetro do êmbolo (8cm) e d , o diâmetro da haste (2,5cm). Efetuando-se o cálculo, obtém-se: $A=45,33\text{cm}^2$. Desse modo, tem-se a equação 3:

$$F=P.45,33\text{kgf}(3)$$

Nessa equação, F corresponde ao valor da força em kgf, 45,33 à área da seção transversal do atuador pneumático em cm² e P , ao valor da pressão aplicada no atuador em kgf/cm².

No ensaio de flexão estático, foi avaliada a carga suportada pelo tubo transversal, aplicando inicialmente uma pressão de 1kgf/cm². Essa pressão foi sendo aumentada em 1 kgf/cm² a cada três minutos, até alcançar 5kgf/cm². Em seguida foi realizado um teste de fadiga, no qual a maior carga utilizada no ensaio anterior (5kgf/cm²) foi aplicada de maneira cíclica no corpo de prova durante um período de doze horas.

3.2.1.3 Ensaio de Atrito

O ensaio de atrito teve como objetivo medir a força necessária para a movimentação da UTDs metálica e em PVC. Para tanto, um dinamômetro linear Filizola modelo Crown AT foi calibrado (anexo C) e fixado à parte frontal de cada uma das UTDs. Em seguida, o dinamômetro foi puxado e verificou-se o valor obtido

pelo equipamento quando o dispositivo saiu da inércia. Esse teste foi realizado nas dependências da clínica Vitória, sobre um piso liso que também foi utilizado durante os testes clínicos.

3.3 AVALIAÇÃO CLÍNICA

Após as avaliações de resistência mecânica da Unidade Terapêutica Domiciliar, foi necessária a condução de um teste clínico para se averiguar a eficácia do equipamento durante sua utilização. Essa averiguação foi realizada através de um teste de campo, no qual a validação ocorreu através da observação do equipamento em uso.

O teste foi conduzido nas dependências da Clínica Vitória, com aprovação do comitê de ética em pesquisa do Centro Universitário Campos de Andrade sob o protocolo 404/2011 (Anexo D).

Inicialmente, foram selecionadas quarenta e três crianças para a realização das avaliações clínicas, todas pacientes da Clínica Vitória e pertencentes ao perfil de usuário para o qual a UTD foi projetada (hemiplégicos entre três e dez anos de idade, peso até 35kg, com alturas entre 92 e 130cm e GMFCS 3). A autorização de participação foi solicitada aos responsáveis por meio de assinatura do termo de consentimento. Obtiveram-se quinze autorizações, portanto, esses quinze pacientes passaram a compor a amostra com o qual se iniciaram as filmagens. Conforme solicitação dos fisioterapeutas da clínica as gravações deveriam ocorrer no final das sessões de *Pediasuit*TM, de maneira a não interferir no tratamento dos pacientes. Entretanto, alguns dos responsáveis não podiam esperar pelas filmagens após as sessões, havendo uma redução da amostra. Como agravante, essa fase do projeto foi realizada em um período de muito calor na região onde a clínica está localizada. Esse fator, somado ao cansaço das crianças por terem recém saído da fisioterapia, fez com que algumas delas não conseguissem usar devidamente o equipamento no momento, e as filmagens tivessem que ser divididas em vários dias. Consequentemente, apenas três participantes completaram todas as gravações necessárias para a avaliação. Apesar de o número reduzido da amostra diminuir a significância quantitativa do resultado, não compromete a significância qualitativa das análises. Acredita-se pois, que o trabalho traz contribuição importante para a

aplicabilidade da UTD desenvolvida, mesmo por que os pacientes que foram filmados e analisados utilizando a UTD preenchem todos os pré-requisitos.

O seguinte procedimento foi adotado para a avaliação clínica: as três crianças participantes deslocaram com auxílio do andador comum (Figura 26a) durante dois minutos, e em seguida, com a UTD (Figura 26b), sobre um piso plano, acompanhadas por um fisioterapeuta responsável. Esses deslocamentos foram filmados, gerando três vídeos de 15 segundos de duração por criança em cada equipamento (Anexo E), utilizando-se uma câmera de foto e vídeo de 8 megapixels.



Figura 28 - Teste em andador comum (a) e na UTD (b)
Fonte: autoria própria

Paralelamente às filmagens, foi desenvolvida uma ficha de avaliação (Anexo F) com auxílio dos fisioterapeutas do Centro de Pesquisa Vitória, contendo nove aspectos referentes à marcha e à postura da criança, sendo: dissociação de cinturas, fases da marcha, balanço da pelve, posicionamento da pelve, movimentação dos membros superiores, movimentação dos membros inferiores, simetria dos membros inferiores, flexão de coxa e influência de meios auxiliares. Esses aspectos, definidos com auxílio do prof. Dr. Eduardo Borba Neves, foram avaliados em uma escala de 1 (muito ruim) a 5 (muito bom).

Posteriormente, os vídeos foram exibidos a trinta fisioterapeutas de diferentes clínicas. Com base nesses vídeos, os profissionais preencheram as fichas de avaliação, comparando o desempenho das crianças em ambos os equipamentos de auxílio à marcha. Os dados obtidos foram então analisados estatisticamente.

4 RESULTADOS

Nesse capítulo, são apresentados os resultados dos testes mecânicos aos quais a Unidade Terapêutica Domiciliar foi submetida, bem como sua eficácia clínica nas crianças que participaram do estudo de campo em comparação com um andador convencional.

4.1 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA

Na sequência são descritos os resultados obtidos na realização dos ensaios mecânicos do PVC, tanto em relação à flexão do material quanto em relação ao impacto, bem como as forças utilizadas durante a execução desses ensaios.

4.1.1 Ensaio de Impacto

O objetivo do ensaio de impacto foi verificar a resistência à ruptura do PVC Ø25mm. O corpo de prova submetido a este ensaio tem diâmetro menor que o empregado na confecção da UTD (Ø32mm), uma vez que o equipamento utilizado não comporta diâmetros maiores. Os valores de força aplicados foram 299,88 kgf e 280,28 kgf, referentes aos dois ensaios realizados. Em ambos os experimentos houve deformação do material, não ocorrendo ruptura.



Figura 29 - corpos de prova após lançamento a 30° (a) e a 45°(b)
Fonte: Hoeflich *etal.* (2011)

4.1.2 Ensaio de Flexão

Para cada diferencial de pressão foi calculada a carga máxima aplicada no corpo de prova (tabela 1), a partir dos valores apresentados no Anexo G.

Tabela 1 - Carga máxima aplicada pelo cilindro sobre o corpo de prova

Pressão (kgf/cm ²)	Força resultante (kgf)
1	45,33
2	90,66
3	135,99
4	181,32
5	226,665

Fonte: Autoria própria

Durante os ensaios constatou-se que o corpo apresentou pouca deformação ao receber carga (Tabela 2), voltando de maneira elástica a seu estado inicial quando a aplicação de força era encerrada. Apenas após a aplicação de 5kgf/cm² escutou-se um pequeno estalo no conjunto de PVC, não ocorrendo rompimento, rachaduras visíveis ou deformação significativa do mesmo. O corpo de prova também não se soltou das conexões.

Tabela 2 - Deformação do corpo de prova durante aplicação de força

Pressão (Kgf/cm ²)	Deformação (mm)					
	Carga 1	Carga 2	Carga 3	Carga 4	Carga 5	Média
1	5	7	8	6	7	6,6
2	13	11	14	13	13	12,8
3	17	15	18	17	18	17
4	22	19	21	20	21	20,6
5	27	26	25	25	26	25,8

Fonte: autoria própria

O ensaio de fadiga, por sua vez, consistiu em uma carga aplicada diversas vezes, durante um período de doze horas, em um corpo de prova igual ao utilizado no teste de resistência. A pressão a qual o PVC foi submetido foi de 5kgf/cm², equivalente à pressão máxima utilizada no teste estático. Após o final do ensaio, foi constatado que a deformação do cano de PVC foi próxima de 5 mm, considerada irrisória.

4.2 AVALIAÇÃO DA FORÇA DE DESLOCAMENTO

Com o intuito de se medir a força necessária para o deslocamento das UTDs sobre um piso de granito liso (o mesmo utilizado na avaliação clínica), foi realizado um ensaio de força. Para tanto, um dinamômetro linear preso a cada uma das unidades foi tracionado até ocorrer o deslocamento, e o valor de força resultante foi anotado.

Para o deslocamento da UTD metálica, a força necessária foi de 16kgf, enquanto para a UTD confeccionada em PVC, esse valor foi de 13kgf.

4.3 AVALIAÇÃO CLÍNICA

No ensaio de usabilidade, o objetivo foi verificar o desempenho da UTD e do andador em relação à marcha dos usuários. Para a verificação das diferenças entre esses dois dispositivos, os dados obtidos na ficha de avaliação foram submetidos ao Teste t^3 para amostras pareadas, cujos resultados são mostrados na Tabela 3. Nessa tabela, também é apresentada a média das notas (em uma escala de 1 a 5) dadas a cada um dos aspectos analisados em relação aos três pacientes que participaram da pesquisa.

³Teste t é um teste utilizado para se rejeitar ou não uma hipótese estatística a partir da comparação de duas amostras. A partir deste teste obtém-se o P valor, que determina se a diferença apresentada entre ambas as amostras é significativa ou não, a partir de um nível de significância pré estabelecido. Na área médica, considera-se que o P valor menor ou igual a 0,05 indica que há diferenças significativas entre as amostras comparadas.

Tabela 3 - P valor para os fatores de avaliação entre o equipamento desenvolvido e um andador comercial

	Equipamento	N	Média	Desvio padrão	P valor (teste t)
DissociaçãoCinturas	Andador	90	2,391	0,9321	<0,001
	UTD	90	3,483	1,0768	
FasesMarcha	Andador	90	2,575	0,9355	<0,001
	UTD	90	3,368	1,0356	
BalançoPelve	Andador	90	2,345	0,8603	<0,001
	UTD	90	3,517	0,9984	
PosicPelve	Andador	90	2,655	0,9624	<0,001
	UTD	90	3,414	1,0626	
MovMMSS	Andador	90	2,621	1,0257	<0,001
	UTD	90	3,391	1,2422	
SimetriaMMII	Andador	90	3,057	1,1139	<0,001
	UTD	90	3,862	0,8377	
TransfPesoMMII	Andador	90	2,920	1,0699	<0,001
	UTD	90	3,931	0,8183	
FlexãoCoxaMarcha	Andador	90	3,046	1,1197	<0,001
	UTD	90	3,884	0,7580	
InfI Meios Auxiliares	Andador	90	2,747	1,1636	<0,001

Fonte: autoria própria

Considerando-se todos os aspectos avaliados, o andador comum obteve uma média de 2.706 pontos, enquanto a média da UTD foi de 3.635 pontos. O P valor para cada um dos aspectos mostra que a diferença de médias entre ambos os dispositivos é significativa.

As tabelas 4, 5 e 6, por sua vez, apresentam os dados referentes a cada um dos pacientes analisados.

Tabela 4 - Resultados da avaliação dos fatores de marcha entre a UTD e um andador comercial para o paciente A

	Equipamento	N	Média	Desvio padrão	P valor (teste t)
Dissociação de Cinturas	Andador	30	2,276	0,8822	<0,001
	UTD	30	3,31	1,2278	
Fases da Marcha	Andador	30	2,31	0,9675	<0,005
	UTD	30	3,172	1,2837	
Balanço da Pelve	Andador	30	2,172	0,8048	<0,000
	UTD	30	3,276	1,2217	
Posição da Pelve	Andador	30	2,448	0,9097	<0,011
	UTD	30	3,207	1,2643	
Movimento dos MMSS	Andador	30	2,379	0,9416	<0,087
	UTD	30	2,897	1,2913	
Simetria dos MMII	Andador	30	2,897	1,0805	<0,010
	UTD	30	3,586	0,8667	
Transferência de Peso dos MMII	Andador	30	2,793	0,861	<0,001
	UTD	30	3,69	1,0037	
Flexão de Coxa na Marcha	Andador	30	2,828	1,1361	<0,003
	UTD	30	3,586	0,6823	
Influência de Meios Auxiliares	Andador	30	2,793	1,2358	<0,003
	UTD	30	3,655	0,8567	

Fonte: Autoria própria

A tabela 4 mostra que o paciente A apresentou pontuações maiores em todos os aspectos avaliados durante a utilização da UTD. Porém, o P valor maior que 0,005 sugere que os dados relacionados aos movimentos dos MMSS não são significativos.

Tabela 5 - Resultados da avaliação dos fatores de marcha entre a UTD e um andador comercial para o paciente B

	Equipamento	N	Média	Desvio padrão	P valor (teste t)
Dissociação de Cinturas	Andador	30	2,517	0,9111	<0,002
	UTD	30	3,345	1,0098	
Fases da Marcha	Andador	30	2,931	0,7036	<0,039
	UTD	30	3,379	0,9029	
Balanço da Pelve	Andador	30	2,483	0,6877	<0,000
	UTD	30	3,517	0,871	
Posição da Pelve	Andador	30	3,069	0,9232	<0,335
	UTD	30	3,31	0,9675	
Movimento dos MMSS	Andador	30	2,931	1,0327	<0,112
	UTD	30	3,379	1,0828	
Simetria dos MMII	Andador	30	3,517	0,9864	<0,020
	UTD	30	4,069	0,7527	

	Equipamento	N	Média	Desvio padrão	P valor (teste t)
Transferência de Peso dos MMII	Andador	30	3,276	1,1618	<0,008
	UTD	30	3,966	0,6805	
Flexão de Coxa na Marcha	Andador	30	3,31	1,2278	<0,002
	UTD	30	4,172	0,6584	
Influência dos Meios Auxiliares	Andador	30	2,966	1,1175	<0,001
	UTD	30	3,828	0,7106	

Fonte: Autoria própria

De acordo com os dados da tabela 5, referentes ao paciente B, a UTD também obteve pontuações superiores ao andador comum em todos os aspectos analisados. Entretanto, a diferença entre os fatores fases da marcha: posicionamento da pelve e movimentação dos MMSS não alcançou significância estatística.

Tabela 6 - Resultados da avaliação dos fatores de marcha entre a UTD e um andador comercial para o paciente C

	Equipamento	N	Média	Desvio padrão	P valor (teste t)
DissociaçãoCinturas	Andador	30	2,379	1,0147	<0,000
	UTD	30	3,793	0,9403	
FasesMarcha	Andador	30	2,483	1,0219	<0,000
	UTD	30	3,552	0,8696	
BalançoPelve	Andador	30	2,379	1,0493	<0,000
	UTD	30	3,759	0,8305	
PosicPelve	Andador	30	2,448	0,9482	<0,000
	UTD	30	3,724	0,8822	
MovMMSS	Andador	30	2,552	1,0551	<0,000
	UTD	30	3,897	1,1755	
SimetriaMMII	Andador	30	2,759	1,1543	<0,000
	UTD	30	3,931	0,8422	
TransfPesoMMII	Andador	30	2,69	1,1053	<0,000
	UTD	30	4,138	0,693	
FlexãoCoxaMarcha	Andador	30	3	0,9636	<0,000
	UTD	30	3,893	0,8317	
InflMeiosAuxiliares	Andador	30	2,483	1,1219	<0,000
	UTD	30	4,143	0,6506	

Fonte: Autoria própria

Já para o paciente C (tabela 6), a média de pontos dada a todos os aspectos da marcha também foi superior quando da utilização da UTD. Todos estes resultados podem ser considerados significantes, uma vez que apresentaram p valor de <0,001.

Para se averiguar se a diferença de pontuação entre os dois dispositivos é significativa, foi aplicado o teste t para comparação de amostras, obtendo-se assim o p valor de cada uma delas. Nos pacientes A e B, ambos com comprometimento motor bastante severo (GMFCS IV), os aspectos da marcha relacionados ao posicionamento da pelve e ao movimento dos MMSS, o p valor foi maior que 0,05, sugerindo que tais resultados não são significativos. No paciente C (GMFCS III), por sua vez, todos os resultados foram significativos.

4.4 CUSTOS

Foi realizado um levantamento de preços dos materiais utilizados na UTD com a finalidade de se calcular o custo final do equipamento e compará-lo ao preço praticado no mercado de um andador convencional.

A lista dos materiais utilizados e seus respectivos valores é exposta na Tabela 10, bem como o custo final da UTD. A confecção do cinto não foi computada, por ter sido feito sem custo por uma voluntária.

Tabela 7 - Custos para Confecção da UTD

Material	Quantidade	Valor unitário	Valor total
Tubo PVC 32mm	26,3 metros	R\$3,45	R\$90,75
Joelho PVC 32mm	6 unidades	R\$1,90	R\$11,40
T PVC 32mm	84 unidades	R\$2,90	R\$243,60
Elastômero 12mm	4 unidades	R\$9,50	R\$40,00
Rodízio gel 50mm	4 unidades	R\$10,00	R\$40,00
Parafuso e porca 100mm	8 unidades	R\$1,75	R\$14,00
			Total R\$ 439,75

Fonte: Balaroti, Casa do Marceneiro e Copa Autopeças (2013)

Os custos foram levantados nas empresas Balaroti, Casa do Marceneiro e Copa Autopeças, entre setembro e novembro de 2013.

O andador utilizado na comparação com a UTD, modelo *MustangRifton*, é vendido no Brasil pelas empresas Kapra e AF Medical, por cerca de R\$ 11.500,00. Logo, houve uma redução de 96% de custo entre os produtos, o que torna a UTD acessível a pacientes com menor recurso financeiro.

DISCUSSÃO

Nesta dissertação, são descritos o projeto, a confecção, os testes realizados e os resultados obtidos na comparação entre a Unidade Terapêutica Domiciliar e um andador comumem relação à deambulação de crianças com paralisia cerebral. Foram realizados testes clínicos e de resistência mecânica, a fim de se validar o produto. Assim, este capítulo tem como finalidade apresentar uma avaliação da eficiência, aplicabilidade e custo do equipamento quando comparado com produtos com a mesma função existentes no mercado.

4.5 METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO E EFICIÊNCIA DO DISPOSITIVO

As metodologias utilizadas para validação de dispositivos de auxílio à marcha, apresentados no levantamento bibliográfico, procuraram avaliar a biomecânica dos membros superiores durante o uso dos equipamentos. Dos três trabalhos cujos métodos foram apresentados, um quantificou a dorsiflexão plantar sobre uma superfície instável, e os outros dois estimaram a angulação das articulações superiores. Nota-se que estes dois artigos empregaram uma análise cinemática, na qual a posição dos pontos de captura era identificada por câmeras e transferidas para um modelo 3D.

O critério de validação da UTD também utilizou câmeras na avaliação da marcha. Inicialmente pensou-se em obter os dados através de pontos de captura, assim como nos trabalhos descritos na revisão bibliográfica, porém a presença de barras paralelas nas laterais do dispositivo não permitiria que os mesmos fossem lidos pelas câmeras em algumas posições. Portanto, definiu-se que a deambulação seria examinada por fisioterapeutas com experiência em reabilitação da marcha, provenientes da Associação Paranaense de Reabilitação, ERCE, Escola de Educação Especial Vivian Marçal, Clínica Vitória e Clínica de Fisioterapia D'Paula e Nicoletti. As avaliações foram realizadas por meio de uma ficha, na qual cada aspecto da marcha era pontuado em uma escala de 1 a 5, conforme descrito por Araújo (2009).Essas pontuações foram analisadas estatisticamente de modo a observar a diferença de cada um desses aspectos em relação à UTD e a umandador

comercial. A diferença de comportamento entre os andadores foi significativa: a UTD obteve uma pontuação 18.58% maior que o outro produto, como visto na Tabela 3.

Os fatores de avaliação utilizados na validação clínica são embasados na literatura existente na área de reabilitação. Conforme Morimoto (2004), o posicionamento e o balanço da pelve, bem como a dissociação de cinturas são aspectos importantes da deambulação. Já para Carmo (2005), simetria e a transferência de peso dos membros superiores, bem como a movimentação dos membros superiores e a flexão da coxa, também são aspectos que devem ser analisados. De acordo com Silva (2008), a menor influência dos meios auxiliares no auxílio à marcha promove uma maior solicitação musculoesquelética, melhorando assim a propriocepção, o tônus muscular e o sistema vestibular do paciente. A análise biomecânica, por sua vez, é importante para que se analisem os componentes patológicos da deambulação a partir da caracterização das fases da marcha para comparar a atuação de diferentes dispositivos (KIRTLEY, 2006). A figura 30 apresenta as diferentes fases da marcha durante a etapa de apoio com o andador convencional, e na figura 31, com a UTD.



Fase (a) Pé plano



Fase (b) Golpe do calcanhar



Fase (c) Meio do apoio



Fase (d) Calcanhar fora

Figura 30 - Fases da marcha com andador comercial: pé plano (a), golpe de calcanhar (b), meio do apoio (c) e calcanhar fora (d).
Fonte: Autoria própria



Fase (1) Pé plano



Fase (2) Golpe do calcanhar



Fase (3) Meio do apoio



Fase (4) Calcanhar fora

Figura 31 - Fases da marcha com UTD: pé plano (a), golpe de calcanhar (b), meio do apoio (c) e calcanhar fora (d)
Fonte: Autoria própria

Nos resultados, a diferença mais expressiva deu-se nos seguintes aspectos: balanço de pelve (33,33%), dissociação de cinturas (31,33%) e influência dos meios auxiliares (29,06%). Isso se deve ao fato de que em andadores convencionais, o quadril da criança é posicionado em uma estrutura fixa, de modo que apenas as pernas se movimentam (Figura32a). Já na UTD, essa sustentação é dada por meio dos elastômeros presos ao cinturão, permitindo uma marcha mais próxima do natural, uma vez que não inibe o movimento da pelve e a dissociação das cinturas (Figura32b).



Figura 32 - Estrutura fixa do andador (a) e UTD com sustentação por elastômeros (b)
Fonte: Autoria própria

Os aspectos Posicionamento da Pelve e Movimentação dos Membros Superiores também foram melhor avaliados em relação ao andador convencional. Porém, essas diferenças foram menos expressivas (15,18% e 15,4% respectivamente). Isso se deve ao fato de o sistema de suporte da UTD não corrigir a posição do quadril como o andador, apesar de permitir o emprego de outros meios de correção (coletes ortopédicos, talas, *kinesiotape*) concomitantemente. Quanto à movimentação dos membros superiores, a UTD e o andador são semelhantes, uma vez que possuem apoios para as mãos com o objetivo de auxiliar na manutenção da postura e no direcionamento do equipamento, porém não inibem a liberdade de movimento dos membros superiores.

De acordo com o P valor obtido nas análises estatísticas do grupo (tabela 3), todos os resultados apresentaram significância. Isso só não ocorreu nas avaliações

do paciente A em relação à posição da pelve, movimento de membros superiores e simetria de membros inferiores, e do paciente B, no que diz respeito às fases da marcha, posicionamento da pelve, movimento dos membros superiores, simetria dos membros inferiores e transferência de peso entre os membros inferiores. Nestes casos, apesar de a UTD obter uma melhor pontuação, esta não foi significativa de acordo com o P valor estabelecido. Portanto, dependendo do nível de comprometimento da criança, ambos os dispositivos podem apresentar desempenho similar.

Nos resultados do grupo, a UTD mostrou-se superior ao andador em todos os fatores analisados, uma vez que promove uma marcha mais próxima do normal (MOSMANN *et al.*, 2006). Seu sistema de sustentação gera certa instabilidade, estimulando a movimentação ativa, o que aumenta a força muscular e a coordenação motora com o uso contínuo (NEVES *et al.*, 2012). A comprovação destes benefícios em longo prazo, porém, exigiria um estudo com mais pacientes, durante um maior período de tempo.

No que se refere aos ensaios de resistência a mecânica, os resultados dos testes realizados permitiram comprovar que o PVC Ø32mm é um material adequado para a confecção do dispositivo apresentado, já que suporta grandes cargas sem se romper ou se deformar permanentemente. No ensaio de flexão, o rompimento só ocorreu após uma aplicação de 310kgf de carga, bastante superior ao peso de uma criança. Já no ensaio de fadiga, após aplicações contínuas durante um período de doze horas de uma carga 10% maior que o limite máximo estipulado para a utilização do dispositivo, o PVC sofreu uma deformação final de aproximadamente 5mm, que pode ser considerada irrisória. O ensaio de impacto foi realizado com PVC Ø25mm, devido a limitações oferecidas pela própria máquina de testes, que permite concluir que o PVC Ø32mm, que apresenta paredes mais grossas, também resistirá a impactos.

Algumas exigências da norma ISO 11199-1, que regulamenta andadores do tipo *frame* (estrutura) também foram observadas, no que se refere ao material utilizado na confecção. Segundo essa normatização, o PVC é adequado para a construção de equipamentos de reabilitação, uma vez que o material não deve apresentar partes pontiagudas ou cortantes, desgastar-se facilmente ou soltar fragmentos. A norma também exige que as empunhaduras

devem apresentar diâmetro entre 20 e 50mm. Os canos que compõem a UTD são de Ø 32mm, dimensão dentro dos limites estipulados.

Uma vez que a UTD desenvolvida é destinada para ser utilizada por crianças, o equipamento também deve estar de acordo com a norma NM 300/2002, que regulamenta produtos de uso infantil. Conforme essa norma, a matéria prima deve ser atóxica, característica apresentada pelo PVC, uma vez que é construído de acordo com as normas ISO 15874.

4.6 ANÁLISE DE CUSTOS

Uma das principais motivações no desenvolvimento deste projeto foi reduzir o custo final do equipamento de apoio à marcha, tornando-o acessível a um maior número de pessoas sem, no entanto, prejudicar a funcionalidade e a resistência mecânica do equipamento. Para tanto, a concepção do projeto priorizou a utilização do PVC, por apresentar baixo custo, bem como não necessitar de mão de obra ou maquinário específicos, reduzindo consideravelmente o valor final do equipamento.

De fato, o valor de mercado do andador convencional é de R\$11.500, enquanto o levantamento de custos da matéria prima e dos acessórios utilizados na construção da UTD previu um custo de R\$439,75. Essa redução de 96% faz com que a tecnologia se torne disponível a usuários de menor renda.

4.7 APLICABILIDADE

Os andadores comerciais oferecem sustentação para a criança, permitindo ou facilitando a locomoção. A UTD desenvolvida é semelhante, uma vez que oferece sustentação, e também favorece aspectos importantes para a marcha, como liberdade de movimentos, manutenção da postura ortostática e dissociação das cinturas pélvica e escapular, proporcionando ganhos em relação à flexibilidade, composição corporal, motricidade e independência.

Além disso, em função da padronização das conexões e pela simplicidade do projeto, o equipamento pode ser reproduzido por pessoas leigas, disponibilizando essa tecnologia para pessoas de menor renda.

O equipamento permite também a circulação através de cômodos de uma residência, quando a mesma segue as normas NBR9050 de acessibilidade, na qual a largura mínima de portas e espaços de transição é de 80cm. No entanto, sua circulação é limitada em muitos locais não preparados para receber cadeirantes, onde a largura de portas costuma ser de 70cm para portas de passagem e 60cm para banheiros e áreas de serviço (NEUFERT, 2013).

5 CONCLUSÕES

O presente trabalho validou uma proposta de uma Unidade Terapêutica Domiciliar de custo reduzido para crianças com distúrbios neuromotores. Esta UTD, desenvolvida inicialmente pela clínica Vitória e reprojeta na UTFPR, provou-se, através de ensaios mecânicos e clínicos, que é capaz de auxiliar no desenvolvimento da marcha e da postura dos pacientes, por favorecer um padrão de marcha mais próximo à normalidade.

Os ensaios mecânicos realizados permitiram concluir que o PVC é um material seguro para a confecção de equipamentos de tecnologia assistiva, por apresentar boa resistência mecânica. Os resultados dos testes conduzidos com o atuador linear pneumático, acoplado ao corpo de prova com o intuito de simular diferentes cargas aplicadas sobre o mesmo, mostram que o equipamento, projetado para crianças de até 35kg, suportou cargas aproximadamente 20% maiores do que as aplicadas em condições normais de uso sem se romper.

O teste de atrito, por sua vez, mostrou que a força necessária para o deslocamento do dispositivo é reduzida em relação à UTD metálica, facilitando seu uso pelas crianças. Além disso, o emprego de uma matéria prima de baixo custo e que dispense maquinário específico para sua confecção permite a montagem do equipamento por pessoas leigas, reduzindo consideravelmente o custo final.

O recurso de filmagem do uso dos equipamentos seguido por análise de fisioterapeutas em relação a critérios previamente estabelecidos, demonstrou que a UTD favoreceu uma melhor postura e um padrão de marcha mais próximo do normal, em comparação com o andador comercial.

O número reduzido da amostra não permite que os resultados obtidos na avaliação clínica possam ser considerados conclusivos, porém nos casos analisados foi possível perceber melhor balanço e posicionamento da pelve, dissociação de cinturas, flexão de coxa e movimentação dos membros superiores e inferiores, bem como uma menor influência do equipamento durante a marcha. Percebeu-se, porém, que a barra transversal para apoio das mãos fez com que as crianças se inclinassem para a frente por estar afastada do corpo, fazendo com que a postura fosse prejudicada. Porém, quando as crianças utilizavam as barras laterais como apoio, esse deslocamento do tronco era corrigido.

As dimensões da UTD, apesar de possibilitarem que a criança se movimente com certa liberdade dentro do equipamento e se locomova entre diferentes ambientes, dificulta sua passagem por alguns espaços de transição que não sigam as normas NBR9050 de acessibilidade (PRONK, 2003).

Para estudos futuros, sugere-se que testes clínicos com uma amostra mais extensa, bem como a determinação de métodos de avaliação complementares, para identificar e acompanhar os benefícios da UTD em populações distintas. Sugere-se também que o apoio para as mãos seja posicionado mais próximo ao corpo, de maneira a evitar a inclinação do tronco.

REFERÊNCIAS

- ARAÚJO, P.A.; KIRKWOOD, R.N.; FIGUEIREDO, E.M. Validade e confiabilidade de intra e extraexaminadores da Escala Observacional de Marcha para crianças com paralisia cerebral espástica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.13, n.3, p.267-73, 2009.
- BACHWCHMIDT, R.; HARRIS, G.F.; ACKMAN, J. *et al.* Development of a System for Quantitative Study of Pediatric Walker-Assisted Gait. **20th Annual International Conference of the IEEE EBMS**, Braga, 1998.
- BACHWCHMIDT, R.; HARRIS, G.F.; ACKMAN, J. *et al.* Quantitative study of walker-assisted gait in children with cerebral palsy; anterior versus posterior walkers. In: **Pediatric Gait: A New Millenium in Clinical Care and Motion Analysis Technology**, Chicago, vol. 1-4, p. 2751-4, 2000.
- BAKER, K.M.; LU, L. KLEIN, J.P. *et al.* Kinematic Analysis of Upper Extremity Joint Motion in Children Using Posterior Walkers. **20th Annual International Conference of the IEEE EBMS**, San Francisco, 2004.
- BAR-HAIM, S.; HARRIES, N. *et al.* Comparison of efficacy of Adeli suit and neurodevelopmental treatments in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, Zerifin, v. 48, n.5, p. 325-30, 2006.
- BITENCOURT, A. C. P. **Desenvolvimento de uma metodologia de reprojeto para o meio ambiente**. 2001. 185 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2001.
- BOBATH, K. **Uma base neurofisiológica para o tratamento da paralisia cerebral**. São Paulo: Manole, 1984.
- BRUNI, D.S.; STRAZZIERI, K.C.; GUMIEIRO, M.C. *et al.* Aspectos fisiopatológicos e assistenciais de enfermagem na reabilitação da pessoa com lesão medular. **Revista Esc. Enferm. USP**, São Paulo, v.38, n. 1, p. 71-79, 2004.
- CANDIDO, A. **Paralisia cerebral: abordagem para o pediatra geral e manejo multidisciplinar**. Brasília: Hospital Regional da Asa Sul, 2004.

CARMO, A.A. **Análise cinemática da movimentação dos membros superiores e inferiores, tronco, e cabeça durante a marcha de hemiparéticos**. 2005. 84 f. Tese (Educação Física) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

CATÁLOGO SCHIOPPA. **Rolamentos**. Disponível em: <<http://www.schioppa.com.br>>. Acesso em: 02 mar. 2014.

CEREBRAL PALSY LEAGUE. **Types of Cerebral Palsy**. Disponível em: <<http://www.cpl.com.au>>. Acesso em: 12 fev. 2014.

COELHO, D.A. Modelo de ativação neural do controle postural humano durante postura ereta. **Engevista**, v.7, n. 1, p.83-90, 2005.

CRUZ, C.R. **Sistema de otimização dos membros superiores para corredores com paralisia cerebral**. 2003. 86 f. Dissertação (Engenharia Elétrica e Computação) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

CUEVAS, R. G. Metodo dinámico de estimulación kinesiología MEDEK: parte II - ejercicios para estimular el desarrollo motor. **Kinesiologia**, n.45, p. 14-20, 1996.

CURY, V.C.R.; FIGUEIREDO, P.R.P.; MANCINI, M.C. Environmental settings and families socioeconomic status influence mobility and the use of mobility devices by children with cerebral palsy. **Arq. Neuropsiquiatr.**, n.71, p.100-105, 2013.

DALLEGRAVE, C.P.M.; NEVES, E.B.; GOËDKE, F. et al. Proposta de unidade terapêutica domiciliar baseada no protocolo Peditasuit. **Revista Brasileira de Inovação tecnológica em Saúde**, v.3, n. 2, p. 1-8, 2013.

DEMANGE, M.K.; KAKUDA, C.M.S.; PEREIRA, C.A.M. et al. Influence of the femoral head ligament on hip mechanical function. **Acta Ortop. Bras.**, São Paulo, v.15, n.4, 2007.

EDELMUTH, C. **Pessoas com deficiência: a realidade brasileira**. Brasília: Departamento de Educação especial da Secretaria de Educação Fundamental do MEC, 1992

FERNANDES, T. Independent mobility for children with disabilities. **International Journal of Therapy and Rehabilitation**, v.13, n. 7, p. 329-333, 2006.

FISIOBRAS. **Andador Infantil Simples**. Disponível em:<<http://www.fisiobras.com.br>>. Acesso em: 18 jul. 2014.

FISIOSTORE. **Barras Paralelas**. Disponível em:<<http://www.fisiostore.com.br>>. Acesso em: 16 jan. 2013.

GONÇALVES, M. Variáveis biomecânicas analisadas durante o levantamento manual de carga. **Revista Motriz**,v.4, n.2, 1998.

GUARNIERO, R. Displasia do desenvolvimento do quadril. **Revista Bras. Ortop.**, v.45, n. 2, p. 116-121, 2010.

HARVEY, A.R. **The functional mobility scale for children with cerebral palsy : reliability and validity**.2008. 247f. Tese (Doutorado em Fisioterapia) - University of Melbourne, Melbourne, 2008.

HENDERSON, R.; LARK, R.K.; GURKA, M.J. *et al*. Bone Density and Metabolism in Children and Adolescents With Moderate to Severe Cerebral Palsy. **J. Pediatrics**, v. 110, n. 1, p.e5, 2002.

HOEFLICH J.V.; BRACIAK E.S. **Teste de resistência do PVC**. 2011. Disponível em:<<http://www.damec.utfpr.edu.br/assistiva>>. Acesso em: 14 mai. 2012.

IIDA, I. **Ergonomia**: projeto e produção. 2.ed. São Paulo: Edgar Blücher, 2005.

KIRTLEY, C. **Clinical gait analysis**: Theory and Practice.Londres: Elsevier Churchill Livingstone, 2006.

KYTTÄ, M. **Children in outdoor context**: affordances and independent mobility in the assessment of environmental child friendliness.2003. 118 f. Tese (Doutorado em Filosofia)- Helsinki University of Technology, Helsinki, 2003.

LAR FRATERNIDADE MARIA DE NAZARÉ. **Paralisia**. Disponível em: <<http://www.laframn.org.br/paralisia>> Acesso em: 18 dez. 2013.

LEE, E.; GOH, C; BOSE, K. Value of gait analysis in the assessment of surgery in cerebral palsy. **Physical Medicine and Rehabilitation**, v.73, n. 7, p. 642-646, 1992.

LEITE, J; PRADO, G. Paralisia cerebral: aspectos fisioterapêuticos e clínicos. **Revista Neurociências**, n. 12, v. 1, p. 41-55, 2004.

LEVITT, S. **Treatment of cerebral palsy and motor delay**. 5 ed. Wales: Wiley-Blackwell, 2010.

LIKO AUSTRALIA. **Mobile Lifts**. Disponível em: <<http://www.liko.se/Australia/Australia/>>. Acesso em: 21 set. 2013.

LIPSEY, J.H.; SMITH, P.A.; HASSANI, K. et. al. Design and Validation of Upper System for Dynamic Postural Stability Assessment. **25th Annual International Conference of IEEE EBMS**. Cancun, 2003.

LUEDER, R.; RICE, V.J.B. **Ergonomics for children**: designing products and places for toddler to teens. London: Taylor & Francis, 2008.

LYSAKOWSKI, A.; MCCREA, R.A.; TOMLINSON, R.D. **Anatomy of the vestibular end organs and neural pathways**: Otolaryngology - Head and Neck Surgery. St. Louis: Mosby-Year Book, 1998.

MACKEY, A.H.; WALT, S.E.; LOBB, G.A. et al. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. **Gait and Posture**, v.22, p. 1-9, 2005.

MARIBONDO, J.F. **Desenvolvimento de uma metodologia de projeto de sistemas modulares, aplicada a unidades de processamento de resíduos sólidos domiciliares**. 2000.277 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2000.

MINGHELLI, B.; MARREIROS, N.; VALENTE, F. et al. Desenvolvimento do arco plantar na infância e adolescência: análise plantar em escolas públicas. **Saúde & Tecnologia**, v. 5, p. 5-11, 2011.

MORIMOTO, M.M.; SÁ, C.S.; DURIGON, O. Efeitos da intervenção facilitatória na aquisição de habilidades funcionais em crianças com paralisia cerebral. **Revista Neurociências**, n. 1, v.12, p. 33-40, 2004.

MOSMANN, A.; ANTUNES, C.; OLIVEIRA, D. et al. Atuação fisioterapêutica na qualidade de vida do paciente fibromiálgico. **Scientia Medica**, Porto Alegre, v. 16, n. 4, out./dez. 2006

NAUFEL, H.G. Avaliação da idade gestacional e classificação do RN. In: RUGOLO, L.M.S.S. **Manual de neonatologia**. 2. ed. Rio de Janeiro/São Paulo: Revinter; Sociedade de Pediatria de São Paulo, 2000.

NEUFERT, E.; NEUFERT, P. **A arte de projetar em arquitetura**. 18.ed. Lisboa: Editora Gg, 2013.

NEVES, E.B.; DALLEGRAVE, C.P.M.; CHIARELO, C. et al. Proposta de uma unidade terapêutica domiciliar baseada no protocolo Peditasuit™. In: CONGRESSO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 23, 2012, Porto de Galinhas. **Anais...**Porto de Galinhas, 2012.

O'BYRNE, J.M.; JENKINSON, A.; O'BRIEN, T.M. Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyzer. **J. Child. Neurol.**, v.13, n.3, p. 101-108, 1998.

ORTIZ, J.; FERREIRA, J. Osteotomia Varizante do Quadril na Mielomeningocele. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.29, n.1/2,1994.

ØSTENSJØ, S.; CARLBERG, E.B.; VØLLENSTAD, N.K. Use and Impact of assistive devices and other environmental modifications on everyday activities and care in young children with cerebral palsy. **Disability and Rehabilitation**, v. 27, n.14, p. 849-861,2005.

PAULA, A.H. Teoría da análise biomecánica por la observación visual. **Revista EF Deportes**, Buenos Aires, v.8, n. 51, 2002.

PASCHOARELLI, L.C.; SANTOS, M. **Design e Ergonomia: aspectos tecnológicos**. São Paulo: Unesp, 2009.

PAPPAS, I.P.I. A reliable gait phase detection system. **Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions**,v.9, n. 1, p113-115, 2001.

PEDIASUIT™ PROTOCOL. **The PediaSuit™ Protocol**. 2004. Disponível em: <<http://www.pediasuit.com>>. Acesso em: 20 ago. 2013.

PETTERSON, B.; NELSON, K.; WATSON, L. *et al.* Twins, triplets and cerebral palsy in births at Western Australia in the 1980's. **Western Australian Research Institute for Child Health**, v. 307, p. 1239-1243, 1993.

PRONK, E. **Dimensionamento em arquitetura**. 7.ed. João Pessoa: Editora Universitária, 2003.

RIGBY, P.; REID, D.; SCHOGGER; Set al. Effects of a wheelchairmounted rigid pelvis stabilizer on caregiver assistance for children with cerebral palsy. **Assistive Technology**, v.13, p.2-11, 2001.

ROCHA, J.P.; AGUIAR, J.; MACHADO, N.V.; LIMA, R.B. **Estudo comparativo da marcha de mulheres em diferentes faixas etárias**. 55 f. Projeto de Pesquisa (Bacharelado em Fisioterapia) - Universidade Federal do Piauí, Piauí, 2010.

ROSENBAUM, P.; PANETH, N.; LEVITON, A. *et al.* A report: the definition and classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine Child Neurology**, v.49, p.8-14, 2007

ROTTA, N. Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas. **Jornal de Pediatria**, v.2, n.78, 2002.

RUSSEL, D.; ROSENBAUM, P.; AVERY, L. *et al.* **Gross motor function measure (GMFM 66/GMFM 88)**: User's Manual. Londres: McKeith, 2002.

SANTILI, C; LINO W.; GOIANO, E.O. *et al.* Claudicação na criança. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v.44, n.4, p. 35-49,2009.

SANTOS C.I.; CUNHA A.B.; BRAGA V.P. *et al.* Ocorrência de desvios posturais em escolares do ensino público fundamental de Jaguariúna, São Paulo. **Revista Paulista de Pediatria**, São Paulo, n.7, v.1, 74-80, 2009.

SARMENTO, G.J.V. **Fisioterapia respiratória no paciente crítico, rotinas clínicas**. 2.ed. Barueri: Manole, 2005.

SCHEEREN, E.; MASCARENHAS, L.P.; CHIARELLO, C. et al. Description of the Peditasuit Protocol. **Fisioter. Mov.**, Curitiba, v.25, n.3, 2012.

SILVA, A.P.P.; MAYNARD, K.; CRUZ, M.R. Efeitos da fisioterapia motora em pacientes críticos: revisão de literatura. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, São Paulo, v.22, n.1, 2010.

SNUG SEAT. **Mustang Gait Trainer**. Disponível em: <<http://www.snugseat.com>>. Acesso em: 21 jan 2013.

SPECIAL NEEDS. **Pediatric Wheelchair**. Disponível em <<http://www.specialneeds.com>>. Acesso em: 01 mar. 2014.

SILVA, M.S.; DALTRÁRIO, S.M. Paralisia cerebral – desempenho funcional após treinamento da marcha em esteira. **Fisioterapia em Movimento**. v.21, n.3, 109-15, 2008.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**. 22. ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 2006.

SOUZA, D.S.; TAVARES, J.M.; CORREIA, M.V. et. al. Análise clínica de marcha – exemplo de aplicação em laboratório de movimento. In: ENCONTRO DE BIOMECÂNICA, 2, 2007, Évora. **Anais...** Évora, 2007.

SOUZA, S.A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. 5.ed. São Paulo: Edgar Blücher, 1982.

SPOSITO, M.M.; RIBERTO, M. Avaliação da funcionalidade da criança com paralisia cerebral espástica. **Revista Acta Fisiátrica**, v.10, n.2, p. 25-37, 2010.

STANTON, M. **Understanding cerebral palsy: a guide for parents and professionals**. Londres: Jessica Kingsley Publishers, 2012.

TANAKA, M.S.; LUPPI, A.; MORYA, E. et. al. Principais instrumentos para a análise da marcha de pacientes com distrofia muscular de Duchenne. **Revista Neurociências**, v.15. n.2, p. 153-99, 2007.

TELFORD, C.; SAWREY, J.; JAMES, M. **O indivíduo excepcional**. 5.ed. Rio de Janeiro: Zahar, 1984.

TOBIN, M.J.; CHADHA, T.S.; JENOURI, G. et al. Breathing Patterns. **American College of Breath Physicians**, v.84, n.2, p. 202-205, 1983.

WESTBOM, L.; HAGGLUND, G.; NORDMARK, E. Cerebral palsy in a total population of 4–11 year olds in southern Sweden. Prevalence and distribution according to different CP classification systems. **BMC Pediatr.**, v.7, p. 41, 2007.

WISSEL, J.; HEINEN, K.; SCHENKEL, A. et al. Botulinum Toxin A in the management of spastic gait disorders in children and young adults with cerebral palsy: a randomized, double-blind study of "High-Dose" versus "Low-Dose" Treatment. **Neuropediatrics**, v.30, n.3, p.120-124, 1999.

GLOSSÁRIO

ATROFIA: diminuição do volume muscular causada pela inatividade.

DECÚBITO: posição horizontal (deitada) do corpo.

DISSOCIAÇÃO DE CINTURAS: movimento alternado de rotação das cinturas pélvica e escapular durante a marcha.

HIPERTONICIDADE: aumento anormal no tônus muscular.

HIPOTONICIDADE: diminuição do tônus muscular.

ORTOSTATISMO: posição vertical (em pé).

PROPRIOCEPÇÃO: capacidade de reconhecer a localização de cada parte do corpo em relação às demais partes e ao ambiente.

RESPOSTA SENSORIO-MOTORA: ação motora executada em resposta a um estímulo sensorial.

SISTEMA VESTIBULAR: sistemas de cavidades ósseas que informam a velocidade da cabeça e sua posição no espaço, permitindo a regulação do equilíbrio e da postura.

ANEXOS

ANEXO A -Conjunto Andador Gaiola

ANEXO B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

ANEXO C –Calibração de um dinamômetro

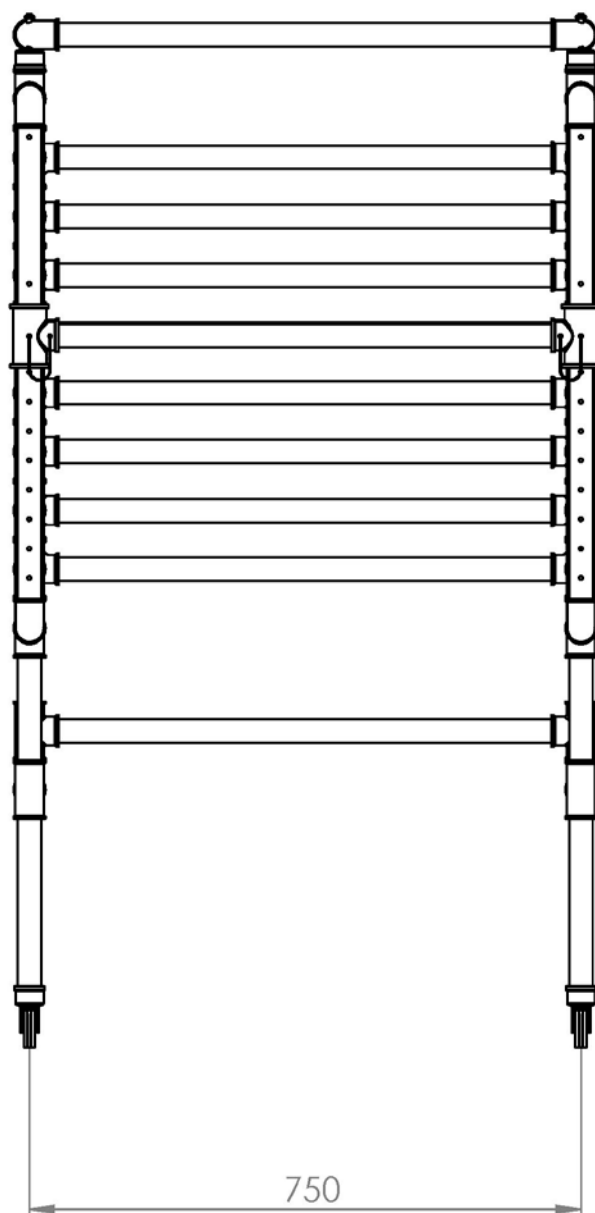
ANEXO D -Parecer Consubstanciado do CEP

ANEXO E – Vídeo de avaliação

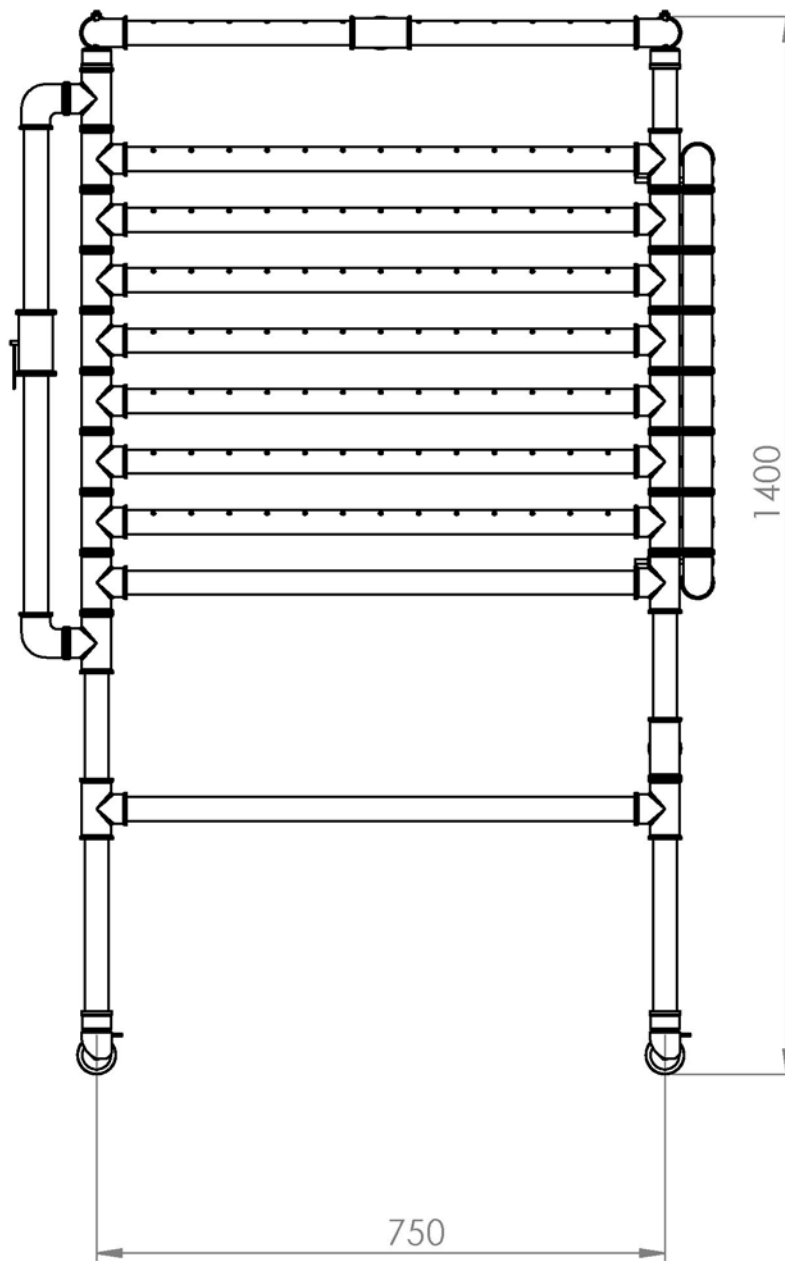
ANEXO F – Ficha de avaliação

ANEXO G – Cálculo de força e Resultados estático e dinâmico

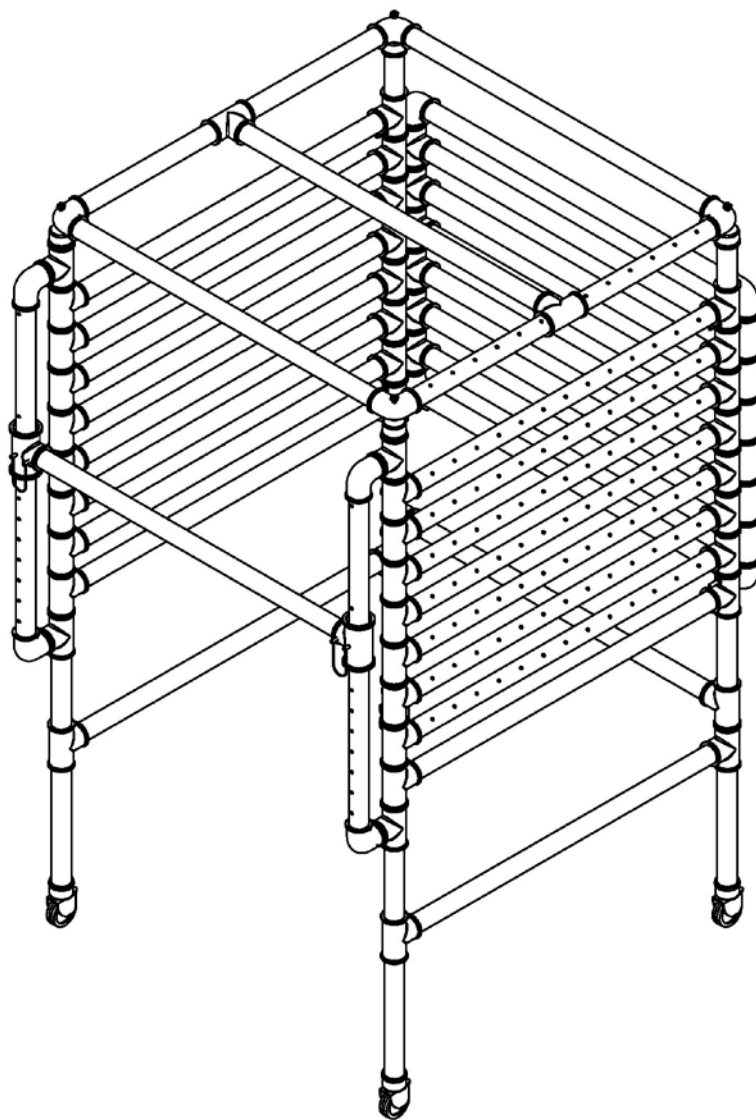
ANEXO A –UNIDADE TERAPÊUTICA DOMICILIAR



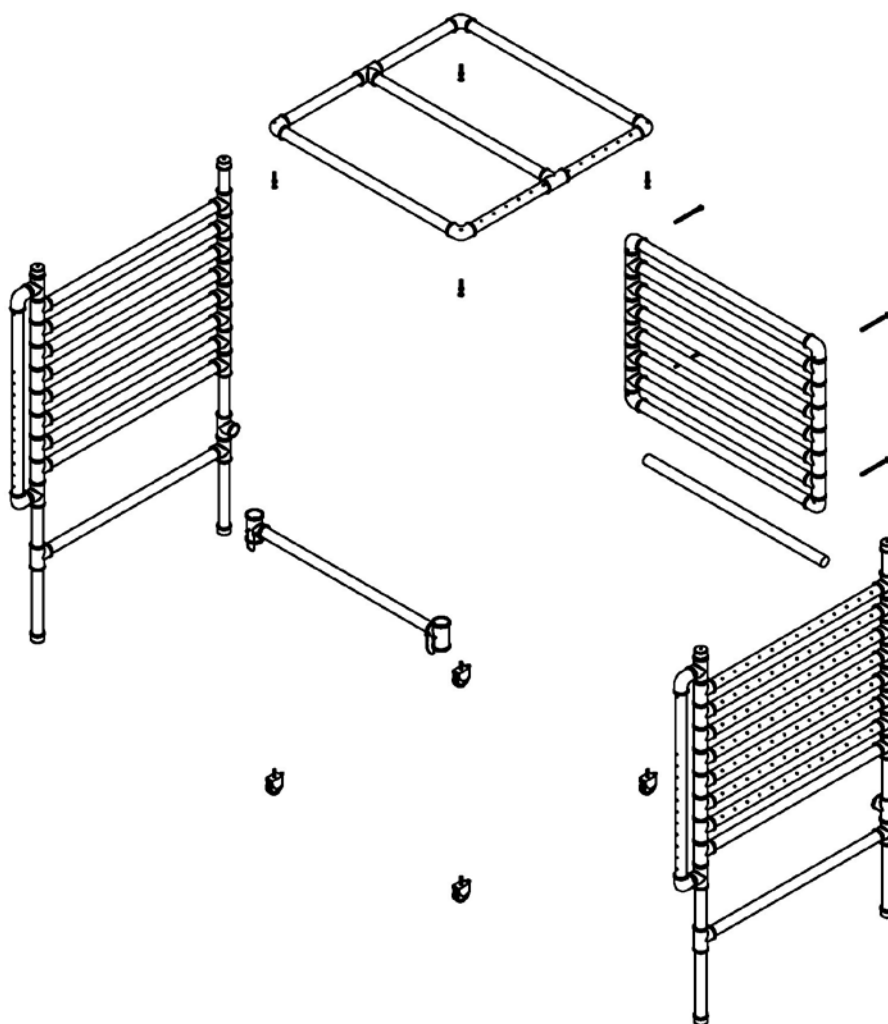
VISTA FRONTAL



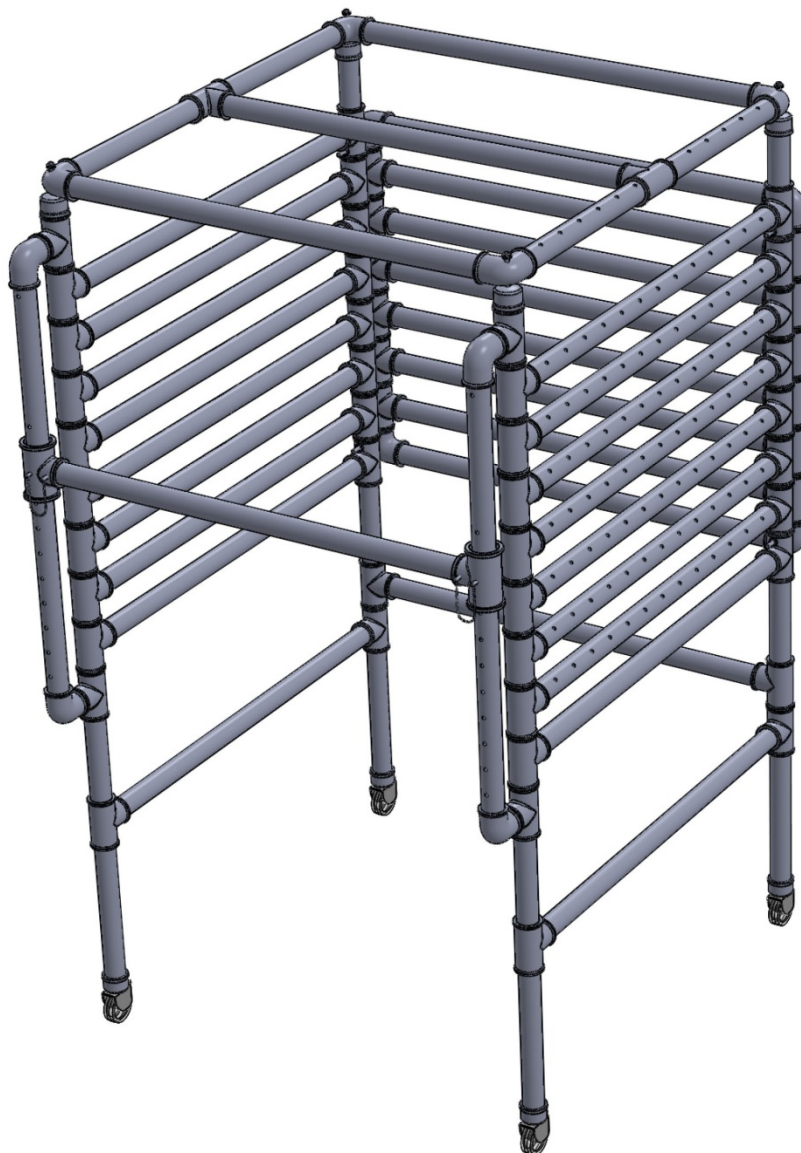
VISTA LATERAL



VISTA ISOMÉTRICA



VISTA EXPLODIDA



ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Senhores Pais dos alunos(as) da Escola Tia Nilza,

Meu nome é Caroline P. M. Dallegrave, sou aluna do Mestrado de Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (PPGEB/UTFPR), cujo projeto de minha dissertação é um equipamento para desenvolvimento da marcha de crianças com déficit neurológico. Para que este equipamento atenda às necessidades das crianças que dele farão uso, há a necessidade de que o equipamento considere as medidas corporais de determinadas faixas de desenvolvimentos das crianças.

Desta forma, peço aos senhores pais, a autorização para que seu (sua) filho (a) possa participar dessa pesquisa. Gostaria de informar que não haverá identificação, nem imagem da criança nesse levantamento de dados. As informações coletadas serão altura, peso e envergadura. Essa atividade será realizada na própria escola, na presença dos professores e/ou coordenadores.

Desde já agradeço sua colaboração

Caroline P. M. Dallegrave (Mestranda)



Dr. Eduardo Borba Neves (Professor Orientador)

Autorizo meu (minha) filho (a) _____ a participar do levantamento de medidas para o projeto de equipamento para desenvolvimento da marcha que será realizado na escola Tia Nilza, em horário de aula, na presença da professora responsável.

Data: ____/____/____

Nome do responsável: _____

Assinatura do responsável: _____

**ANEXO C – CALIBRAÇÃO DO DINAMÔMETRO UTILIZADO NO TESTE DE
FORÇA DE DESLOCAMENTO**

O ensaio foi realizado no Laboratório de Metrologia, no dia 14 de Agosto de 2012, sob a supervisão do professor Dr. Walter Mikos e auxiliado pelo estagiário André Badenas dos Santos.

Os equipamentos empregados no ensaio foram:

- a) Dinamômetro tubular linear, da marca Filizola, modelo Crown AT, capacidade de 0 a 10kgf e graduação de 200 gramas;
- b) Calibrador traçador standard Mitutoyo com capacidade 300mm e exatidão $\pm 0,02\text{mm}$ (certificado de calibração fornecido pelo laboratório Lactec, em 2009);
- c) Alavanca metálica de comprimento 500mm desenvolvida na própria Universidade;
- d) Dispositivo de teste eletrônico Dremotest marca Gedore, com capacidade de 0,9 a 55 N/m;
- e) Pesos padrão entre 1 e 10kgf.

Inicialmente, foi utilizada a alavanca para acoplar o dinamômetro ao calibrador traçador.



Figura - Calibração do dinamômetro

Essa montagem teve como objetivo criar um momento torçor no dispositivo de teste, já que o dinamômetro efetua leituras lineares. Assim, com o equipamento montado (dinamômetro e dispositivo de teste) cria-se um momento torçor “M” toda

vez que o dinamômetro passa a ser solicitado por diferentes cargas. Em seguida, com o traçador de altura, determinou-se o ângulo da alavanca em relação à mesa. Dessa forma, o cosseno “ α ” desse ângulo passa a ser utilizado para corrigir os valores de forças apresentados pelo dispositivo de teste.

Foram realizadas 10 medições (de 1 kgf até 10 kgf) perfazendo um total de 3 séries de medições. Na sequência, foram calculadas a tendência e a incerteza “tipo A” em cada um desses pontos. A incerteza tipo A indica a variação aleatória de um determinado mensurando (ALBERTAZZI; SOUZA, 2008).

Para garantir a repetitividade dos ensaios, foram observadas determinadas condições de modo a manter um elevado grau de concordância entre as séries de medições.

- a) mesmo procedimento de medição;
- b) mesmo observador;
- c) mesmo instrumento de medição, utilizado nas mesmas condições;
- d) mesmo local.

Além disso, as aferições foram realizadas em um ambiente com temperatura controlada (22°C), de modo que o coeficiente de dilatação do equipamento foi rejeitado. Com os dados obtidos, foi gerada uma planilha final, representando a média das três séries de medições realizadas, onde obteve-se a curva de calibração.

Os resultados obtidos nas três séries de medições deram origem a três planilhas (1, 2 e 3 de Anexos) contendo as seguintes variáveis:

- a) altura do dinamômetro em relação à mesa, força aferida pela célula de carga,
- b) ângulo correspondente ao ângulo da alavanca em relação à mesa;
- c) braço da alavanca;
- d) valor obtido na célula de torque;
- e) leitura de força no dinamômetro;
- f) erro relativo (coeficiente do erro de medição pelo valor real do mensurando);
- g) tendência (estimativa do erro sistemático).

Resultados da primeira medição

Altura	Força(kgf)	Ângulo(radianos)	Braço(metros)	Torque(N.m)	Força leitura(kgf)	Erro relativo	Tendência
26,11	0	0,264161556	0,49822	0	0	0	0
24,78	1,01159388	0,250408769	0,49822	4,79	1	-1,159388044	-0,01159388
22,95	2,032758198	0,23156394	0,49822	9,67	2	-1,637909904	-0,032758198
21,65	3,114247236	0,218228009	0,49822	14,86	3	-3,808241187	-0,114247236
20,5	4,185013089	0,206463707	0,49822	20,02	4	-4,625327215	-0,185013089
19,53	5,230084538	0,196563331	0,49822	25,07	5	-4,60169076	-0,230084538
18,3	6,24973736	0,184037121	0,49822	30,03	6	-4,162289329	-0,24973736
16,84	7,300106383	0,169206262	0,49822	35,17	7	-4,287234045	-0,300106383
15,86	8,34287218	0,159272544	0,49822	40,26	8	-4,285902247	-0,34287218
14,86	9,382874289	0,149152404	0,49822	45,35	9	-4,254158768	-0,382874289
13,55	10,54215782	0,135918099	0,49822	51,05	10	-5,421578222	-0,542157822

Resultados da segunda medição

Altura	Força(kgf)	Ângulo(radianos)	Braço(metros)	Torque(N.m)	Força leitura(kgf)	Erro relativo	Tendência
26,11	0	0,264161556	0,49822	0	0	0	0
24,02	1,009601159	0,242571878	0,49822	4,79	1	-0,960115915	-0,009601159
22,72	2,04633891	0,229201522	0,49822	9,74	2	-2,316945476	-0,04633891
21,62	3,105652858	0,217920732	0,49822	14,82	3	-3,521761931	-0,105652858
20,54	4,181190519	0,206872404	0,49822	20	4	-4,529762979	-0,181190519
19,19	5,278628197	0,193097763	0,49822	25,32	5	-5,572563937	-0,278628197
18,26	6,209725462	0,183630266	0,49822	29,84	6	-3,495424364	-0,209725462
16,96	7,328619782	0,170423775	0,49822	35,3	7	-4,694568319	-0,328619782
16	8,35099964	0,160690653	0,49822	40,29	8	-4,387495502	-0,35099964
14,77	9,309190421	0,148242361	0,49822	45	9	-3,435449122	-0,309190421
13,55	10,46162028	0,135918099	0,49822	50,66	10	-4,616202796	-0,46162028

Resultados da terceira medição

Altura	Força(kgf)	Ângulo(radianos)	Braço(metros)	Torque(N.m)	Força leitura(kgf)	Erro relativo	Tendência
26,11	0	0,264161556	0,49822	0	0	0	0
24,02	1,009601159	0,242571878	0,49822	4,79	1	0,960115915	0,009601159
22,72	2,04633891	0,229201522	0,49822	9,74	2	2,316945476	-0,04633891
21,62	3,105652858	0,217920732	0,49822	14,82	3	3,521761931	0,105652858
20,54	4,181190519	0,206872404	0,49822	20	4	4,529762979	0,181190519
19,19	5,278628197	0,193097763	0,49822	25,32	5	5,572563937	0,278628197
18,26	6,209725462	0,183630266	0,49822	29,84	6	3,495424364	0,209725462
16,96	7,328619782	0,170423775	0,49822	35,3	7	4,694568319	0,328619782
16	8,35099964	0,160690653	0,49822	40,29	8	4,387495502	-0,35099964

14,77	9,30919042 1	0,148242361	0,49822	45	9	-	-
13,55	10,4616202 8	0,135918099	0,49822	50,66	10	-	-
						3,435449122	0,309190421
						4,616202796	-0,46162028

A partir dos resultados destas três séries de aferições realizadas, foram calculados os valores médios correspondentes a cada variável, dando origem à tabela abaixo:

Resultados médios das medições realizadas

Altura	Força(kgf)	Ângulo(radianos)	braço(metros)	Torque(N.m)	Força leitura(kgf)	Erro relativo	Tendência
0	0	0	0	3,30682992	0	0	0
1	-0,012	-1,2	0,001915152	3,30682992	0,006333308	0,004	0,012
2	-0,034	-1,7	0,011478314	3,30682992	0,03795683	0,022	0,034
3	-0,121	-4,033333333	0,01932922	3,30682992	0,06391844	0,037	0,121
4	-0,182	-4,55	0,002998559	3,30682992	0,00991573	0,006	0,182
5	-0,234	-4,68	0,043418593	3,30682992	0,1435779	0,083	0,234
6	-0,216	-3,6	0,031575321	3,30682992	0,10441422	0,06	0,216
7	-0,284	-4,057142857	0,053869448	3,30682992	0,1781371	0,103	0,284
8	-0,302	-3,775	0,077440574	3,30682992	0,25608281	0,148	0,302
9	-0,319	-3,544444444	0,059255915	3,30682992	0,19594923	0,113	0,319
10	-0,469	-4,69	0,069354594	3,30682992	0,22934385	0,132	0,469

Por fim, através dos dados obtidos na planilha acima, pôde-se determinar o fator de correção correspondente a cada valor de força aplicada no instrumento (Gráfico 1).

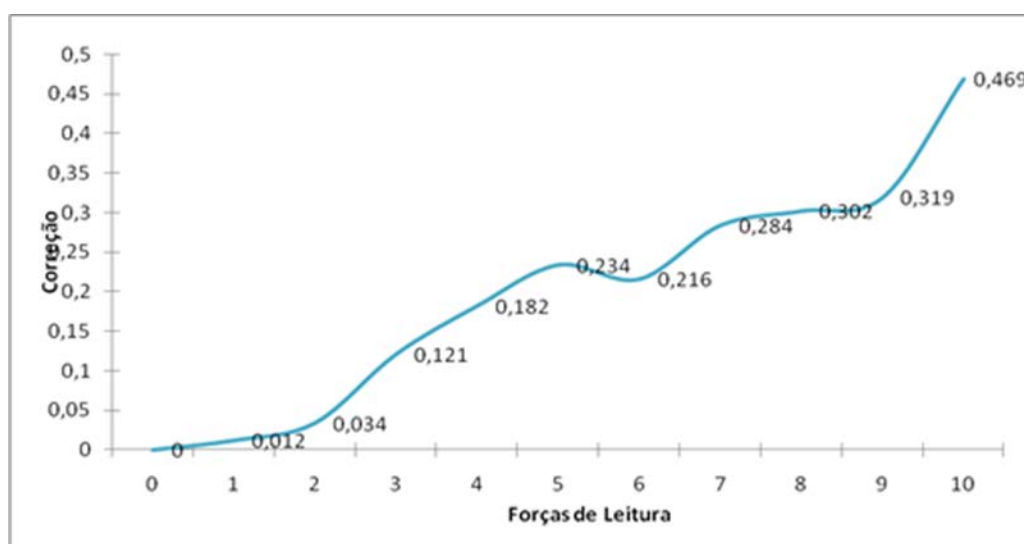


Gráfico 1 - Curva de Calibração

Através do gráfico 1, apresenta-se a curva de calibração do dinamômetro. No eixo "x" estão representadas as forças de leitura do dinamômetro. Já o eixo "y" apresenta as correções de cada uma dessas forças de leitura em relação a cada carga aplicada, ou seja, para uma carga de 10 Kgf, por exemplo, passa a existir um erro de 0,469 gf. Desta forma, quando da aplicação de uma carga de 10Kgf, o valor apresentado pelo dinamômetro será de 10,469 Kgf.

ANEXO D - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

CENTRO UNIVERSITÁRIO
JOSÉ CAMPUS ANDRADE -
UNIANDRADE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DO CONTROLE MOTOR DE PACIENTES SUBMETIDOS À FISIOTERAPIA INTENSIVA

Pesquisador: Eduardo Borba Neves

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 20058513.9.0000.5218

Instituição Proponente: Centro Universitário José Campus Andrade - UNIANDRADE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 339.624

Data da Relatoria: 23/07/2013

Apresentação do Projeto:

O projeto irá avaliar as crianças que fazem parte do atendimento multiprofissional da Clínica Vitória, em Curitiba - PR.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar se houve melhora no controle motor destas crianças pós intervenção fisioterapêutica.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

A invasão de privacidade das crianças e possível desconforto pelo exercício podem estar presentes no momento da intervenção.

Porém, estas crianças se beneficiarão muito se houver melhora do quadro clínico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

É uma pesquisa de extrema relevância que trará benefícios às crianças e familiares.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Dentro da Resol 196/96 versão 2012 CONEP MS.

Recomendações:

Nenhuma recomendação é necessária.

Endereço: Rua João Scuissiato, nº 01, Prédio José Barros 1o andar - Sala 230

Bairro: Santa Quitéria **CEP:** 80.310-310

UF: PR **Município:** CURITIBA

Telefone: (41)3219-4282 **Fax:** (41)3259-2200 **E-mail:** npq@uniandrade.br; amiguez@terra.com.br

CENTRO UNIVERSITÁRIO
JOSÉ CAMPUS ANDRADE -
UNIANDRADE



Continuação do Parecer: 339.624

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há inadequações.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto, em reunião do colegiado, concordou com as considerações da relatoria e aprovou o presente projeto de pesquisa,

CURITIBA, 23 de Julho de 2013

Assinador por:

**Ana Cristina Miguez Teixeira
(Coordenador)**

Endereço: Rua João Scuissiato, nº 01, Prédio José Barros 1o andar - Sala 230

Bairro: Santa Quitéria **CEP:** 80.310-310

UF: PR **Município:** CURITIBA

Telefone: (41)3219-4282 **Fax:** (41)3259-2200 **E-mail:** npq@uniandrade.br; amiguez@terra.com.br

ANEXO E – VÍDEOS DE AVALIAÇÃO

ANEXO F – FICHA DE AVALIAÇÃO

QUALIDADE DO MOVIMENTO	MUITO RUIM	RUIM	REGULAR	BOM	MUITO BOM
Dissociação de Cinturas					
Caracterização das Fases da Marcha					
Balanço Adequado da Pelve					
Posicionamento da Pelve					
Movimento dos MMSS					
Simetria dos Tempos de Apoio dos MMIII					
Transferência de Peso entre os MMIII					
Flexão da Coxa Durante Fase Ativa da Marcha					
Influência de Meios Auxiliares no Padrão da Marcha					

ANEXO G – CÁLCULO DE FORÇA E RESULTADOS ESTÁTICO E DINÂMICO

Cálculo da Força

1,2	CATÁLOGO UNIVER CILINDRO: K2000320200M	Área da seção maior [cm²]	8,04
20			
3,2			

Pressão [kgf/cm ²]	Força na seção maior [kgf]	Força na seção maior [N]	Força na seção menor [kgf]	Força na seção menor [N]
1,02	8,20	80,45	7,05	69,14
1,53	12,30	120,68	10,57	103,71
2,04	16,40	160,90	14,10	138,28
2,55	20,50	201,13	17,62	172,85
3,06	24,60	241,36	21,14	207,42
3,57	28,70	281,58	24,67	241,99
4,08	32,80	321,81	28,19	276,55
4,59	36,90	362,04	31,72	311,12
5,10	41,01	402,26	35,24	345,69
5,61	45,11	442,49	38,76	380,26
6,12	49,21	482,71	42,29	414,83
6,63	53,31	522,94	45,81	449,40
7,14	57,41	563,17	49,33	483,97
7,65	61,51	603,39	52,86	518,54
8,16	65,61	643,62	56,38	553,11
8,67	69,71	683,85	59,91	587,68
9,18	73,81	724,07	63,43	622,25
9,69	77,91	764,30	66,95	656,82
10,20	82,01	804,52	70,48	691,39
Considerando g=9,81 m/s²			Considerando g=9,81 m/s²	

Fórmula de flexão: Tensão normal = $-Mc/I_z$

<http://www.veka.es/janelas-pvc-info-tecnica/caracteristicas-do-pvc-veka>

	Resistência a flexão = 68 N/mm ²	g = 9,81 m/s ²	I _z do cano 32 mm	16753,27914	Seção circular I = (π*d ⁴)/64
	Momento [N.m]	Força [N]	Força [kgf]	comprimento l=L/2 [m]	
Cano maior	1139,223	3037,928	309,677	0,375	
Cano menor	1139,223	3797,410	387,096	0,300	

Carga máxima antes de romper o material aplicada no centro ****Ensaio de flexão de 3 pontos**

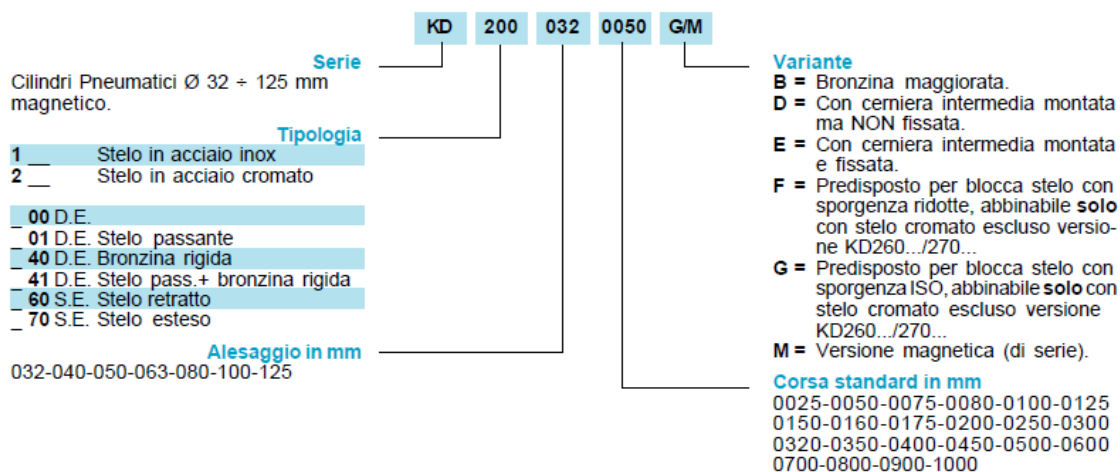
Cano maior	~ 310 kgf
Cano menor	~ 390 kgf



Serie KD

Cilindro con nuova camicia adatta per
sensori magnetici scomparsa
Ø 32 ÷ 125 mm ISO 6431 e VDMA 24562

Chiave di codifica



Caratteristiche Tecniche

Pressione di esercizio bar:	1,5÷10
Temperatura ambiente °C:	-20 ÷ 80
Fluido:	aria filtrata lubrificata o non
Camicia:	estruso in alluminio
Testate:	pressofuse in alluminio
Stelo:	- cromato di serie - in acciaio inox AISI 303 (a richiesta)
Pistone:	pressofuso in alluminio
Guarnizioni:	in gomma nitrilica
Magnetico:	di serie (Sensore magnetico Serie DF-...)

Resultado Estático

Pressão (kgf/cm ²)	Deflexão [mm]					Média
	Carga 1	Carga 2	Carga 3	Carga 4	Carga 5	
1,00	2	1	3	3	3	2,4
2,00	5	6	7	5	5	5,6
3,00	10	8	10	8	9	9
4,00	13	12	12	11	12	12
5,00	15	14	15	13	14	14,2
6,00	18	17	18	17	16	17,2

Obs: Através da linha de tendência com regressão linear (a que apresentou melhor coeficiente de correlação dos dados) pode-se prever que seria necessário uma pressão de aprox. 34 kgf/cm², o que gera uma força aproximada de 273,44 kgf, para ocasionar uma deflexão de 100 mm

Medida de ref em relação à tabua [mm]

60

Tempo de aplicação

~3min

obs: O corpo, ao cessar a aplicação da carga, voltava de maneira elástica ao seu estado inicial. Apenas com aplicação de 5kgf/cm², escutou-se um estalo no conjunto de PVC