

CENTRO UNIVERSITÁRIO DO SAGRADO CORAÇÃO

GABRIEL GOMES SANTOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM ANDADOR MODIFICADO
PARA INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÕES MÚSCULOS-
ESQUELÉTICAS E NEUROMUSCULARES**

BAURU

2022

DESENVOLVIMENTO DE UM ANDADOR MODIFICADO PARA INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÕES MÚSCULOS- ESQUELÉTICAS E NEUROMUSCULARES

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como partes dos requisitos
para encerramento das atividades de
Iniciação Científica - Centro universitário
do Sagrado Coração

Orientadora: Prof.^a Dra. Nise Ribeiro
Marques

BAURU

2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD

Santos, Gabriel Gomes

C257e

Desenvolvimento de um andador modificado para indivíduos com disfunções músculos-esqueléticas e neuromusculares . -- 2022.

14f. : il.

Orientadora: Prof.^a Dra. Nise Ribeiro Marques

Monografia (Iniciação Científica em Fisioterapia) - Centro

Elaborado por Lidyane Silva Lima - CRB-8/9602

SUMÁRIO

| | |
|----------------------------|----|
| 1 INTRODUÇÃO | 18 |
| 2 OBJETIVO | 22 |
| 4. RESULTADOS | 24 |
| 5 DISCUSSÃO | 25 |
| REFERÊNCIAS | 26 |

1 INTRODUÇÃO

A marcha humana é uma resultante de diversas forças e interações musculares, articulares e comandos motores neurais (SOUSA, A; TAVARES, J.M.R.S, 2010). O movimento de andar está presente no ser humano, uma das principais habilidades de um indivíduo, caracterizada por uma série de movimentos suaves, regulares e repetitivos. Mesmo estando entre os atos motores mais automatizados, a sequência de eventos, que geram o andar, é altamente repetitiva de ciclo após ciclo e também entre diferentes indivíduos (SANTOS, C.P; VIEIRA, M.E.M; Junior, S.L.S, 2016).

O ciclo da marcha é o período desde o contato de um pé no solo até o contato seguinte desse mesmo pé e pode ser dividido em duas fases (FERREIRA, A.R.S; GOIS, J.A.M). As fases da marcha são fase de apoio e fase de balanço, sendo a primeira dividida em fase de apoio duplo e apoio simples. No apoio duplo, as duas pernas estão em contato com o solo dividindo o peso do corpo. No apoio simples, apenas uma perna está em contato com o solo, já na fase de balanço, essa perna que estava em contato com o solo agora está atravessando a outra perna, sendo suportada pelo quadril (LIRA, A.M, 2011).

O ciclo da marcha é dividida em oito eventos, o calcanhar ataca o solo, iniciando o ciclo da marcha e representa o ponto em que o centro da gravidade do corpo está na sua posição mais baixa. Em seguida, o pé esquerdo fica totalmente plano no chão, durante esses dois eventos a perna esquerda impulsiona o corpo para frente e com o calcanhar, o pé direito gira como uma roda completando o apoio. Após isso, ocorre a posição média em que o peso do corpo está carregado totalmente no pé direito, o pé esquerdo atravessa o direito, que está totalmente estendido, neste evento o centro de gravidade do corpo está na sua posição mais alta, após a perna esquerda traspasar pela outra, o pé esquerdo encontra o solo e o pé direito perde o contato e garantindo a flexão do tornozelo, então, os dedos também perdem o contato com o solo, terminando a fase de apoio (LIRA, A.M, 2011).

A partir dessa condição inicia-se a fase de balanço ocorre a ativação dos músculos flexores do quadril da perna direita, acelerando-a para frente, o balanço médio ocorre quando o pé passa diretamente abaixo do corpo, coincidindo com a posição média do pé que está agora em apoio, por fim ocorre

a desaceleração da perna por meio da ação dos músculos para que o calcanhar entre em contato novamente com o solo (LIRA, A.M, 2011).

Com todo esse processo, algumas patologias podem resultar em alterações na marcha em todas as patologias neurológicas, que afetam a marcha temos consequência como falta de mobilidade, diminuição da velocidade de deslocamento, diminuição do comprimento da passada, instabilidade, des controle na fase de contato do membro inferior com o solo (LEITE, I.C.S.; MEIJA, D.P.M.).

O surgimento de padrões patológicos de marcha é decorrente do acometimento dos pacientes por lesões específicas do encéfalo, como o encéfalo possui regiões específicas de comando das funções realizadas no momento da marcha, conseqüentemente, determinadas patologias que afetam uma área encefálica específica fazem com que grupos de pacientes com a mesma sintomatologia clínica assumam padrões estereotipados de marcha, que caracterizam as marchas patológicas (LEITE, I.C.S.; MEIJA, D.P.M.). Existem inúmeros tipos de marcha patológicas, entre as principais patologias que afetam diretamente a marcha é o acidente vascular encefálico (AVE), que é considerado a primeira causa de incapacitação funcional devido as sequelas neurológicas que afetam o paciente. O surgimento agudo de uma disfunção neurológicas devido a uma anormalidade na circulação cerebral, tendo como resultados finais sinais e sintomas que correspondem ao comprometimento de áreas focais do cérebro, dentre todos os acometimentos decorrentes de um AVE, a impossibilidade ou dificuldade para deambular é um dos problema mais incapacitantes e frustrantes para o paciente, essa disfunção em deambular que refletirá em uma marcha cujos parâmetros mensuráveis, tais como velocidade, cadencia, simetrias, tempo e comprimento de passo e passada, serão deficitárias (O'SULLIVAN SB, SCHIMITZ TJ, 2004)

Outras doenças como Parkinson, Alzheimer, paralisia cerebral, também possuem características de padrões de marcha específicas como, marcha atáxica cerebelar, marcha atáxica sensorial ou espinhal, marcha parkinsoniana e marcha da distrofia muscular (LEITE, I.C.S.; MEIJA, D.P.M.). A marcha parkinsoniana tem o padrão de pobreza de movimentos e diminuição de velocidade. O padrão deste tipo de marcha é os indivíduos adotarem uma postura de flexão geral, com a coluna inclinada para frente, a cabeça inclinada

para baixo, os braços moderadamente fletidos nos cotovelos e as pernas ligeiramente fletidas. Os pacientes ficam de pé imóveis e rígidos, com escassos movimentos automáticos dos membros e uma expressão facial fixa, como máscara, e piscando raramente. Embora os braços se mantenham imóveis, há frequentemente um tremor afetando os dedos e punho (LEITE, I.C.S.; MEIJA, D.P.M.).

A marcha atáxica é observada em duas patologias principais doença do cerebelo (marcha atáxica cerebelar) e doença na coluna posterior (marcha atáxica sensorial). Com a marcha atáxica cerebelar o paciente não consegue andar com um pé à frente do outro ou em linha reta e com a marcha atáxica sensorial os pacientes não têm nenhuma consciência sobre a posição dos membros (O'SULLIVAN SB, SCHIMITZ TJ, 2004).

Nessas alterações é comum o uso de alguns dispositivos acessórios, que auxiliam ao andar, como, a bengala que tem como sua principal função aumentar a base de apoio, melhorando o equilíbrio, sua utilização se dá na mão oposta ao membro afetado a fim de diminuir a sobrecarga na musculatura do quadril, a muleta é útil para indivíduos que necessitam usar seus membros superiores para sustentação de peso e propulsão, com essa transferência de peso para os membros superiores permite a deambulação funcional e, ao mesmo tempo a mantém uma situação de sustentação de peso restrita (ROSA,C.S, 2017). O andador tem como principal função aumentar a base de suporte e reduzir a descarga de peso nos membros inferiores, melhorando também a estabilidade semi-estática e dinâmica nas direções anterior e lateral (GLISOI, S.F.N; *et al.*,2012). Há três tipos de andadores, os com pés fixos, com rodas anteriores e posteriores e os andadores triangulares com freio, os andadores possuem grande vantagem que é o aumento da sua base de suporte, sendo indicados, para pacientes mais inseguros e que precisam de maior estabilidade durante a marcha (O'SULLIVAN SB, SCHIMITZ TJ.). Contudo, o uso do andador, anteriormente, ao centro de gravidade, direciona esse para frente, possibilitando a instalação de um padrão flexor do tronco durante a marcha. Além disso, a anteriorização da posição do centro de gravidade aumenta o risco de quedas, em particular, em idosos, uma vez que, a maioria das quedas ocorre para frente. Alguns testes são realizados em idosos como

uma medida de prevenção de quedas, são alguns deles o Timed up and go (TUG) e o Short-Physical Performance Battery (SPPB), o TUG o teste TUG foi desenvolvido pra avaliar de forma realista a mobilidade e o equilíbrio nestes indivíduos ao criar um risco de queda propiciado (BRETANO, *et al*). O TUG mede, em segundos, o tempo necessário para um indivíduo levantar de uma cadeira de braços padrão (altura de aproximadamente 46cm), caminhar uma distância de 3 metros, virar, caminhar de volta para a cadeira e sentar-se novamente. Vem sendo utilizado como medida de desfecho para avaliar a mobilidade funcional, o risco de quedas ou o equilíbrio dinâmico em adultos, também recrutado para avaliar o equilíbrio e a mobilidades funcional em adultos com limitações motoras, paralisia cerebral, doença de Parkinson, acidente vascular encefálico, entre outras (NICOLINI-PANISSON.R.D.N; DONDIO. M.V.). O SPPB é uma escala amplamente utilizada que explora a redução do desempenho físico em idosos, particularmente força muscular de membros inferiores, velocidade de caminhada de 4 metros em ritmo habitual e equilíbrio o SPPB é equivalente a uma ferramenta específica de avaliação de risco de queda na discriminação entre caiadores e não caiadores. Esses teste permite que nós verificamos riscos de quedas em idosos (LAURETANI, F. *et al*).

2 OBJETIVO

Desenvolver um andador adaptado para indivíduos com disfunções musculoesqueléticas e neuromusculares.

3. METODOLOGIA E DESENVOLVIMENTO TECNOLÓGICO

O presente estudo trata-se de um estudo para desenvolvimento de um andador adaptado para indivíduos com disfunções neuromusculares e músculo-esqueléticas. O desenho do andador, freio e determinação do centro de gravidade foi realizado em ambiente virtual e os cálculos cinéticos e cinemáticos foram realizados em ambiente Matlab. Para determinação do centro de gravidade, do ponto de equilíbrio e do tamanho da base foi realizado por meio de equações específicas, bem como, um engenheiro de materiais determinou o material mais adequado (alumínio-confort-sl500). O desenho do andador testado foi um do tipo 4 rodas, com suporte traseiro com dupla barra sustentação tipo pés com ponteiros de borracha (FIGURA 1).



FIGURA 1: Desenho do andador adaptado

4. RESULTADOS

O andador tem como característica a estrutura é formada por dois quadros laterais unidos por duas hastes horizontais, nas quais é fixada uma haste vertical dotada de buchas para regulagem do cinto de segurança e os ditos quadros laterais são dotados nas extremidades inferiores de tubos curvos em “L”, nos quais não fixos os sistemas de freio, através da luva. Cada um dos sistemas de freio é formado por corpo tubular onde é montado internamente o cubo do articulador dotado na extremidade inferior de orifícios para acoplamento na uma base também dotada de furos e na região mediana é fixo por uma porca à arruela roscada na qual é rosqueada a capa de proteção e que limita o alojamento da mola que na extremidade inferior é acoplada a uma arruela em “T” invertido dotada de furo passante para receber a extremidade inferior da haste que tem a extremidade superior acoplada no cubo articulador e é dotado na extremidade inferior de orifício para juntamente com a arruela, receberem a extremidade do pino de acoplamento do rodízio. Com a nova disposição construtiva introduzida em andador, seu funcionamento torna-se muito simples e eficiente, o qual através da porca permite a regulagem do sistema de freio, de acordo com o peso do indivíduo, assim, quando em situação de queda do paciente, este por estar preso pelo cinto de segurança no seu ponto de gravidade (umbigo) e também abaixo da axila, ao sinal de queda, devido a estar preso ao andador, seu peso através dos quadros laterais da estrutura comprimirá a mola que acionará o sistema de freio, com o movimento para baixo do corpo tubular que ao entrar em contato com o rodízio interromperá o movimento do andador.

5 DISCUSSÃO

O presente estudo trata-se do desenvolvimento de modelo de utilidade, de uma nova disposição construtiva introduzida em andador, pertencente a área da saúde, mais particularmente, trata-se de um acessório para auxiliar a movimentação de pessoas com esse tipo de problema, e também na reabilitação de movimentos de pessoas que sofreram algum tipo de trauma que tenha causado a perda dos movimentos das pernas, ajudando de uma forma mais fácil, a volta do paciente em sua marcha, proporcionando confiabilidade a esse retorno, através do qual são obtidos resultados práticos, seguros e funcionais muito vantajosos (INPI, 2013).

Existem no mercado, alguns tipos de andadores convencionais com rodízios, os quais apresentam como um grande problema, sua construtividade que limita a marcha do paciente, causando danos da coluna devido a essa limitação, uma vez que o paciente deve ficar com o tronco afrente, prejudicando seus ortostatismo. Além disso não apresentam sistema de freio, o que pode acarretar em acidentes no momento de interrupção da marcha do paciente (INPI, 2013).

Como parte do estado da técnica, destacamos o documento MU9000129-0 de 26/02/2010, referente à “DISPOSIÇÃO INTRODUZIDA EM ANDADOR”, onde de acordo com seu resumo temos: “Refere-se a um andador (1) posterior, modular, dobrável, compreendido por uma construção tubular prismática triangular composta por tubos (A, C, e E) articulados entre si e em combinação com um tubo trava (B) configurando um equipamento de grande estabilidade e facilmente manuseado para transporte por meio de um sistema de trava específico (over-center ou came), que confere rigidez à estrutura sem exigir uma operação consciente de travamento” (INPI, 2006).

Nota-se pela descrição, que trata-se de um andador dotado de barras transversais frontais que limitam a marcha do paciente, e não apresentam por não apresentarem sistema de freio, precisam utilizar duas rodas traseiras e dois pés dianteiros, o que também dificulta a marcha, uma vez que o andador precisa ser levantado.

REFERÊNCIAS

- BRETAN.O, *et al.* Risco de quedas em idosos da comunidade: avaliação com teste timed up and go. Disponível em:
<https://www.scielo.br/bjorl/a/7Vg9rpSKtRnYY8XkRyN8jrm/?lang=pt>
- FERREIRA, A.R.S; GOIS, J.A.M. Análise da cinemática e dinâmica da marcha humana. Revista militar de ciência e tecnologia, v.35, n.3, p. 11-17, 2018. Disponível em: <http://rmct.ime.eb.br/arquivos/RMCT_3_tri_2018_web/RMCT_36217.pdf>. Acesso em: 11 fev. 2021.
- GLISOI, S.F.N. et al. Dispositivos auxiliares de marcha: orientação quanto ao uso, adequação e prevenção de quedas em idosos. Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia, v.6, n.3, p. 261- 272, set. 2012. Disponível em: <<https://sbgg.org.br/wp-content/uploads/2014/10/2012-3.pdf>>. Acesso em: 12 fev. 2021.
- Lauretani, F., Ticinesi, A., Gionti, L. *et ai.* O escore Short-Physical Performance Battery (SPPB) está associado a quedas em idosos ambulatoriais. *Envelhecimento Clin Exp Res* **31**, 1435-1442 (2019). <https://doi.org/10.1007/s40520-018-1082-y>
- LEITE, I.C.S.; MEIJA, D.P.M. A importância da avaliação minuciosa da marcha em pacientes com distúrbios neurológicos. Faculdade Ávila. Disponível em: <https://portalbiocursos.com.br/ohs/data/docs/30/44_-_A_importancia_da_avaliacao_minuciosa_da_marcha_em_pacientes_com_disturbios_neurolgicos.pdf>. Acesso em: 11 fev. 2021.
- LIRA, A.M. et al. Os fatores que interferem na marcha, após uma lesão neurológica, caracterizando as marchas patológicas. União das instituições de serviços, 2011. Disponível em: <<https://docplayer.com.br/1993132-Os-fatores-que-interferem-na-marcha-apos-uma-lesao-neurologica-caracterizando-as-marchas-patologicas.html>>. Acesso em: 11 fev. 2021.
- NICOLINI-PANISSON.R.D.N; DONDIO. M.V. Teste timed “up and go” em crianças e adolescentes. Disponível em:
<https://www.scielo.br/j/rpp/a/sSvpDBCfn3GDrgzK3S37NPQ/?lang=pt&format=pdf>
- O’SULLIVAN SB, SCHIMITZ TJ. Fisioterapia: Avaliação e Tratamento. 4. ed. São Paulo: Manole, 2004.
- O’SULLIVAN SB, SCHIMITZ TJ. Fisioterapia: Avaliação e Tratamento. 4. ed. São Paulo: Manole, 2004.

ROSA, C.S. Design e tecnologia assistiva: desenvolvimento de dispositivo auxiliar de marcha para usuário com limitação motora. Universidade Federal de Santa Catarina, 2017. Disponível em: <http://ngd.ufsc.br/wp-content/uploads/2019/03/Design_e_Tecnologia_Assistiva_Desenvolvimento_de_Dispositivo_Auxiliar_de_Marcha_para_Usua%CC%81rio_com_Limitac%CC%A7a%CC%83o_Motora.pdf>. Acesso em: 12 fev. 2021.

SANTOS, C.P.; VIEIRA, M.E.M.; JUNIOR, S.L.S. Sensores inerciais aplicados à marcha humana no esporte. Seminário de eletrônica e automação, Set 2016. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/308780687_SENTORES_INERCIAIS_APPLICADOS_A_MARCHA_HUMANA_NO_ESPORTE>. Acesso em: 10 fev. 2021.

SOUSA, A.; TAVARES, J.M.R.S. A marcha humana: Uma abordagem biomecânica. Proc. 1st ICH Gaia- Porto, 2010. Disponível em: 10400.22/1309. Acesso em: 10 fev. 2021.