

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM REABILITAÇÃO FUNCIONAL

Vanessa Elisa Hennig

**COMPORTAMENTO ANGULAR DE TRONCO DE CRIANÇAS COM
DESENVOLVIMENTO TÍPICO DURANTE SESSÃO DE HIPOTERAPIA**

Santa Maria, RS
2021

Vanessa Elisa Hennig

**COMPORTAMENTO ANGULAR DE TRONCO DE CRIANÇAS COM
DESENVOLVIMENTO TÍPICO DURANTE SESSÃO DE HIPOTERAPIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Funcional da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Reabilitação Funcional.

Orientador: Prof^o. Dr^o. Fernando Copetti
Coorientador: Prof^o. Dr^o. André Luís da Silva

Santa Maria, RS
2021

Hennig, Vanessa Elisa
Comportamento angular de tronco de crianças com
desenvolvimento típico durante sessão de hipoterapia /
Vanessa Elisa Hennig.- 2021.
89 f.; 30 cm

Orientador: Fernando Copetti
Coorientador: André Luís da Silva
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Maria, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós
Graduação em Reabilitação Funcional, RS, 2021

1. Equilíbrio 2. Estabilidade 3. Crianças 4.
Hipoterapia 5. Cinemática I. Copetti, Fernando II. da
Silva, André Luís III. Título.

Sistema de geração automática de ficha catalográfica da UFSM. Dados fornecidos pelo autor(a). Sob supervisão da Direção da Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central. Bibliotecária responsável Paula Schoenfeldt Patta CRB 10/1728.

Declaro, VANESSA ELISA HENNIG, para os devidos fins e sob as penas da lei, que a pesquisa constante neste trabalho de conclusão de curso (Dissertação) foi por mim elaborada e que as informações necessárias objeto de consulta em literatura e outras fontes estão devidamente referenciadas. Declaro, ainda, que este trabalho ou parte dele não foi apresentado anteriormente para obtenção de qualquer outro grau acadêmico, estando ciente de que a inveracidade da presente declaração poderá resultar na anulação da titulação pela Universidade, entre outras consequências legais.

Vanessa Elisa Hennig

**COMPORTAMENTO ANGULAR DE TRONCO DE CRIANÇAS COM
DESENVOLVIMENTO TÍPICO DURANTE SESSÃO DE HIPOTERAPIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Funcional da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Reabilitação Funcional**.

Aprovado em 10 de setembro de 2021:



Fernando Copetti, Dr. (UFSM)
(Presidente/Orientador)
(por videoconferência)



Aline de Souza Pagnussat, Dra. (UFCSPA)
(por parecer)



Marcelo Serrano Zanetti, Dr. (UFSM)
(por videoconferência)

Santa Maria, RS
2021

Aos meus pais, Neusa Elisete Muller e Valdir Denir Hennig e minhas irmãs, Morgana Maira Hennig e Tais Regina Hennig, com todo o meu amor e gratidão. Dedico também a todas as crianças e pais, que com amor genuíno e confiança vi apreciarem esse trabalho.

AGRADECIMENTOS

Após a realização desse trabalho, não há outro sentimento que possa significar mais esse momento que gratidão. Cabe o agradecimento e reconhecimento a todos que contribuíram para a concretização deste estudo e, de uma maneira especial, agradeço:

À **Deus** por ter me dado saúde e força para superar os desafios e dificuldades.

Aos **meus pais**, Neusa e Valdir, que sempre me apoiaram e incentivaram. À minha mãe, Neusa, por todos os momentos de consolo, força e suporte necessário para que essa trajetória profissional e pessoal fosse possível. Às **minhas irmãs**, Morgana e Tais, que sempre me forneceram palavras e gestos de incentivo, esperança e determinação, impulsionando-me a realizar essa pesquisa. Ao meu **cunhado**, Igor, e ao meu **padrasto**, José Sadi, por todos os conselhos e momentos de apoio, sempre presentes.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Fernando Copetti**, minha gratidão. Meu imenso agradecimento por todos os ensinamentos, apoio e paciência que sempre teve comigo. Por ter fornecido os subsídios para que eu adquirisse autonomia e confiança. De forma carinhosa singular, sempre incentivou-me buscar melhorar através do seu exemplo de educação, dedicação e perseverança. Meu profundo agradecimento, por ter me acolhido como orientanda de mestrado e por ter me ensinado tanto.

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. André Luís da Silva**, por ter aceito o convite, e desde nossa primeira reunião no Centro de Tecnologia, ter confiado na ideia desse trabalho interdisciplinar. O meu verdadeiro agradecimento, por ter dado incentivo, apoio e condições ao seguimento dessa pesquisa, sem o qual, eu não poderia tê-la conduzido. Meu singelo agradecimento, por ter simplificado e aproximado a complexa engenharia da reabilitação humana. O meu respeito e admiração por sua sabedoria.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Serrano Zanetti**, o meu agradecimento pelos ensinamentos e colaboração ao longo do desenvolvimento deste trabalho. Agradeço por todas as trocas de conhecimento e discussões.

À todos que me receberam no centro Equestre da UFSM. Agradecimento especial aos meus mentores, Patrício e Iadja, guias e voluntários, Rebeca e Eduardo, Morgana, Isabelle, Bibiana, Isabella, Alana, Tatiele, ao tratador Fernando e à Clara, presidente do centro. O meu profundo agradecimento por todos os incansáveis dias

de coleta, por toda a entrega e guia de amor pelo mundo e relação com os cavalos. A minha gratidão, à quem, com paixão, me ensinou o verdadeiro propósito dessa busca e aprendizado.

À preciosidade do centro Equestre, Duquesa, a qual ensinou-me que o melhor guia é doar-se, assumir o seu controle com confiança e verdadeira entrega.

Não vá para onde o caminho conduz, siga por onde não há caminho e deixe sua
trilha.

(Ralph Waldo Emerson)

RESUMO

COMPORTAMENTO ANGULAR DE TRONCO DE CRIANÇAS COM DESENVOLVIMENTO TÍPICO DURANTE SESSÃO DE HIPOTERAPIA

AUTORA: Vanessa Elisa Hennig

ORIENTADOR: Prof. Dr. Fernando Copetti

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. André Luís da Silva

A hipoterapia refere-se a uma forma de tratamento alternativo de reabilitação que utiliza o movimento do cavalo para estímulo dos sistemas sensoriais, neuromotores e cognitivos para melhora funcional. A escolha dos materiais de montaria durante a terapia, bem como o posicionamento dos pés e das mãos dos pacientes são essenciais na intervenção. A mensuração de parâmetros dinâmicos do controle postural sobre a variação do tipo de material e posicionamento do paciente implica na tomada de decisão terapêutica. O objetivo deste estudo foi analisar o comportamento do controle postural de tronco de crianças em uso de diferentes materiais de montaria e posicionamento dos pés e mãos em situação do andar a cavalo. O grupo de estudo foi composto por quinze crianças com desenvolvimento típico, do sexo feminino 9 (60%) e masculino 6 (37,5%), com idade média de $9,13 \pm 1,88$ anos, eutróficos 8 (53,3%) e acima do peso 7 (46,7%) e medida tronco-cefálica $75,73 \pm 7,58$. A análise do controle postural dinâmico de tronco ocorreu através da medição dos ângulos de amplitude média de oscilação médio lateral, antero posterior e amplitude média de rotação relativos de tronco utilizando três sensores inerciais, modelo BTS G-sensor. Um sensor foi posicionado no dorso do cavalo, um na coluna lombar (L5) e outro na torácica (T5) das crianças. Foram avaliadas diferentes situações de montaria mediante variação dos materiais de montaria (sela e manta) e dos posicionamentos das mãos com apoio nas alças ou sobre as coxas e dos pés com apoio nos estribos ou pés fora dos estribos. As coletas foram realizadas em uma área previamente determinada com superfície de asfalto, sem obstáculos, com velocidade de deslocamento do cavalo controlada. Os resultados indicam que o material de montaria manta associado com a variação do posicionamento das mãos apoiadas na alça e dos pés com apoio no estribo proporcionaram mudança significativa nos ângulos de medida do controle postural na direção vertical (ϕ)- médio lateral. A variação do posicionamento das mãos com apoio nas alças para mãos com apoio nas coxas e pés posicionados no estribo também determinou mudança significativa na amplitude média de oscilação ML. Por meio desse estudo, indicou-se que o material da manta na condição de mãos e pés apoiados nos estribos promoveram maior demanda de controle postural refletidas nos valores angulares de amplitude média de oscilação e amplitude média de rotação relativas de tronco das crianças analisadas. A mudança de posicionamento das mãos apoiadas nas alças ou nas coxas influenciou de forma distinta no controle postural, bem como o posicionamento dos pés apoiados nos estribos determinou maior recrutamento do controle postural.

Palavras-chave: Equilíbrio. Estabilidade. Crianças. Hipoterapia. Cinemática.

ABSTRACT

ANGULAR BEHAVIOR OF THE TRUNK OF CHILDREN WITH TYPICAL DEVELOPMENT DURING HIPPO THERAPY SESSION

AUTHOR: Vanessa Elisa Hennig
ADVISER: Prof. Dr. Fernando Copetti
CO-ADVISER: Prof. Dr. André Luís da Silva

Hippotherapy refers to a form of alternative rehabilitation treatment that uses horse movement to stimulate sensory, neuromotor and cognitive systems for functional improvement. The choice of riding materials during therapy, as well as the positioning of patients' feet and hands are essential in the intervention. The measurement of dynamic parameters of postural control over the variation of the type of material and positioning of the patient implies therapeutic decision-making. The aim of this study was to analyze the behavior of postural trunk control of children using different materials of riding and positioning of the feet and hands in a situation of horse riding. The study group consisted of fifteen children with typical development, 9 females (60%) and 6 males (37.5%), with a mean age of 9.13 ± 1.88 years, 8 eutrophics (53.3%) and 7 overweight (46.7%) and 75.73 ± 7.58 trunk-cephalic measurement. The analysis of dynamic trunk postural control occurred through the measurement of the angles of mean amplitude of lateral mean and antero posterior oscillation, and mean amplitude of relative trunk rotation, and were performed using three inertial sensors, model BTS G-sensor. One sensor was positioned on the back of the horse, one in the lumbar spine (L5) and the other in the thoracic (T5) of the children. Different riding situations were evaluated by varying the mount materials (saddle and blanket) and hand positions with support on the handles or on the thighs and feet with support on the stirrups or feet off the stirrups. The collections were performed in a previously determined area with asphalt surface, without obstacles, with controlled horse displacement speed. The results showed that the saddle mount material associated with the variation of the positioning of the hands supported on the handle and feet with support in the stirrup provided significant change in the measurement angles of postural control in the vertical direction (ϕ)- mediolateral. The variation of the positioning of the hands with support on the hand straps with support on the thighs and feet positioned in the stirrup also determined a significant change in the mean amplitude of ML oscillation. Through this study, it is indicating that the body material in the condition of supported hands and feet promoted a greater demand for postural control reflected in the angular values of mean amplitude of oscillation and mean amplitude of relative trunk rotation of the children analyzed. The change in positioning of the hands supported by the straps or thighs influenced differently in postural control, as well as the positioning of the feet supported by the stirrups determined greater recruitment of postural control.

Keywords: Balance. Stability. Children. Hippotherapy. Kinematics.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Representação dos materiais de montagem utilizados durante o experimento	39
FIGURA 2 – Representação dos sensores inerciais BTS G – sensor, Bioengineering e cinta de fixação	42
FIGURA 3 – Representação do sistema de aquisição e transmissão do sensor inercial	43
FIGURA 4 – Demonstração do posicionamento dos sensores inerciais na coluna vertebral e no dorso do cavalo	43

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Resultados das variáveis em diferentes posições e material de montagem.....	63
--	----

LISTA DE SIGLAS

ANDE- BRASIL	Associação Nacional de Equoterapia
AP	Direção anteroposterior
AVD's	Atividades de vida diária
CG	Centro de gravidade
COM	Centro de massa
COP	Centro de pressão
FKE	Filtro de Kalman estendido
Hz	Hertz
MHz	Mega Hertz
ML	Direção médio lateral
RT	Rotação
SNC	Sistema Nervoso Central
X	Eixo ortogonal longitudinal – direção anteroposterior
Y	Eixo ortogonal transversal – direção médio lateral
Z	Eixo ortogonal– direção vertical

LISTA DE SÍMBOLOS

θ	Ângulo teta da medida de oscilação anteroposterior relativa
ϕ	Ângulo phi da medida de oscilação médio-lateral relativa
ψ	Ângulo psi da medida de rotação relativa

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.2	OBJETIVOS.....	18
1.2.1	Objetivo geral	18
1.2.2	Objetivos específicos	18
1.3	JUSTIFICATIVA.....	18
2	REFERENCIAL TEÓRICO	21
2.1	CONTROLE POSTURAL.....	21
2.2	DISFUNÇÕES DO CONTROLE POSTURAL.....	26
2.3	HIPOTERAPIA NO TRATAMENTO DO CONTROLE POSTURAL.....	30
3	MÉTODOS	36
3.1	CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	36
3.2	ASPECTOS ÉTICOS	36
3.3	DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS	36
3.4	POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	37
3.5	INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS.....	38
3.5.1	Caracterização dos sujeitos	38
3.5.2	Materiais de montagem e sistema inercial do experimento	38
3.5.3	Experiência com a situação de montagem	40
3.5.4	Protocolo da avaliação	40
3.5.5	Calibração do sistema	41
3.5.6	Análise dos dados	44
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	45
4	RESULTADOS	46
	ARTIGO - Changes in trunk postural control with different types of mount with relevance for hippotherapy	46
5	CONCLUSÃO	68
	REFERÊNCIAS	70
	ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	84
	ANEXO B – TERMO DE CONFIDENCIALIDADE	88
	ANEXO C – ANAMNESE	89

1 INTRODUÇÃO

O controle postural é uma habilidade motora complexa capaz de manter a posição do corpo no espaço com o objetivo de orientação postural e estabilidade (DEWAR, LOVE e JOHNSTON, 2015; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2012). É resultante da interação dos sistemas musculoesquelético e neural durante toda a postura ou atividade, na qual uma rede multissensorial composta de informações visuais, vestibulares e somatossensoriais que em conjunto com a análise e resposta do sistema nervoso central (SNC) são responsáveis por manter a postura e o equilíbrio corporal (MORAES et al., 2016; SAETHER et al., 2013). O controle postural também é influenciado pela natureza do ambiente e experiências (PALMIERI et al., 2002; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

A capacidade de controle postural é fundamental para a realização de atividades de vida diária (AVD's), movimentação e interação com o ambiente (ZAGO et al., 2021), bem como na aquisição de habilidades motoras (ESPINDULA et al., 2014). Em crianças com alterações neurológicas ou transtornos do movimento devido a patologias ou lesões, anormalidades congênitas e genéticas, a habilidade do controle estável da postura e equilíbrio torna-se um desafio (KRAFT et al., 2019). Esse prejuízo pode trazer diversas limitações, especialmente físicas, pois essas patologias comumente afetam o desenvolvimento motor das crianças limitando-as nas experiências com o ambiente pela aquisição motora prejudicada ou tardia (MORAES et al., 2016). Dentre essas limitações, inclui-se o déficit no controle postural, o que leva a uma diminuição na capacidade de independência das atividades diárias e participação social (KRAFT et al., 2019; VAN DER HEIDE et al., 2005).

Existem recursos terapêuticos para auxiliar na melhoria do controle postural, incluindo o tratamento neurodesenvolvimental que se baseia na abordagem neurofisiológica e neuromaturacional e inclui as terapias como o método de Kabat e integração sensorial (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2001). Abordagens mais recentes como a do sistema ecológico e dinâmico consideram que o desenvolvimento de habilidades motoras e coordenação provem da interação multifatorial no contexto da realização da tarefa específica incluindo-se a educação condutiva e biofeedback baseadas no papel central da aprendizagem motora

(SIEBES, WIJNROKS e VERMEER, 2002; VAN DER HEIDE E HADDERS-ALGRA, 2005).

A hipoterapia, como forma de reabilitação através do uso do movimento do cavalo, está incluída nesse tipo de abordagem terapêutica (MCGIBBON et al., 2009) e tem como base a melhoria das funções neurológicas e processos sensoriais (KOCA e ATASEVEN, 2015), além de promover a saúde funcional, bem como psicológica e social dos participantes envolvidos nesse tipo de atividade equestre (PÁLSDÓTTIR, GUDMUNDSSON e GRAHN, 2020; RIGBY e GRANDJEAN, 2016).

No Brasil, a atividade assistida com o cavalo que inclui a hipoterapia enquanto um programa de reabilitação está inserido no que denominamos, de forma mais ampla, como Equoterapia. A hipoterapia utiliza a marcha natural e o movimento rítmico do cavalo como princípios da terapia, pois fornecem estímulos motores e sensoriais (KOCA e ATASEVEN, 2015), aferentes à criança que está sobre o cavalo desafiando continuamente o controle postural (CHAMPAGNE, CORRIVEAU e DUGAS, 2017) e requerendo diversas respostas de ajustes posturais do SNC. Quanto nesta condição, a criança deve empregar principalmente os músculos do tronco na manutenção da capacidade de ficar sentada sobre o cavalo (PLESSIS, BUYS e BRUYN, 2019). O movimento de tronco está relacionado com atividades funcionais da criança (PAVÃO et al., 2013), e acredita-se ser um indicador da capacidade de equilíbrio, e portanto, da resposta de controle postural (PAVÃO et al., 2014).

Os benefícios terapêuticos dessa estimulação são descritos em vários estudos. São citadas melhoras do equilíbrio postural na posição sentada, equilíbrio dinâmico e funcionalidade de crianças envolvidas nessa prática (MORAES et al., 2016). Estudos apontam benefícios positivos sobre o equilíbrio, postura, função e mobilidade, sendo esses os parâmetros identificados como objetivos principais da hipoterapia (ALL, LOVING e CRANE, 1999; STRAUB, 2000; WINCHESTER et al., 2002). Além disso, tem sido referenciado na melhora funcional de força, coordenação, tônus muscular, amplitude de movimento, habilidades motoras grossas, sustentação do peso corporal, processamento sensorial (HAEHL, GIULIANI, LEWIS, 1999; MURPHY, KAHN-D'ANGELO e GLEASON, 2008), equilíbrio de tronco, movimento de pelve e controle de cabeça (CASADY e NICHOLS-LARSEN, 2004; MARTÍN-VALERO, VEGABALLON e PEREZ-CABEZAS, 2018; SHURTLEFF, STANDEVEN e ENGSBERG, 2009).

Os efeitos da intervenção com a hipoterapia baseiam-se na melhoria das funções neurológicas e processos sensoriais proporcionados pela andadura do cavalo e é utilizada para pacientes com distúrbios físicos e mentais (BENDA, MCGIBBON, GRANT, 2003). Os estudos apontam redução de déficits em diversas disfunções da infância como de crianças com prejuízos neurológicos (ENCHEFF et al., 2012; KRAFT et al., 2019), distúrbios do neurodesenvolvimento (GARNER e RIGBY, 2015; RIGBY et al., 2020), encefalopatia crônica não progressiva (KNOWN et al., 2011; RIBEIRO et al., 2018), síndrome de Down (COPETTI et al., 2007; PORTARO et., 2019) e deficiências psicomotoras como atrasos no desenvolvimento (AJZENMAN, STANDEVEN e SHURTLEFF, 2013; DEL ROSARIO-MONTEJO et al., 2015). Os estudos também reportam melhora específica sobre o controle postural sentado nas diferentes disfunções, com a utilização de variados protocolos de intervenção (HAMILL, WASHINGTON e WHITE, 2007; KANG, JUNG e YU, 2012; MATUSIAK-WIECZOREK, MAŁACHOWSKA-SOBIESKA e SYNDER, 2016; MATUSIAK-WIECZOREK et al., 2020).

O trabalho simultâneo de senso de equilíbrio e habilidades motoras tem sido descrito como uma das melhores formas de alcançar o controle postural de crianças em programas terapêuticos (MATUSIAK-WIECZOREK, MALACHOWSKA-SOBIESKA e MAREK SYNDER, 2016). Nessa perspectiva, nas sessões de hipoterapia alguns fatores de manipulação da tarefa que podem influenciar na intensidade de estímulos gerados, tais como as estratégias de variação na rigidez das superfícies de deslocamento do cavalo, do posicionamento dos pés e mãos do paciente, do tipo de equipamento de montaria utilizado, das alterações de direção e velocidade de deslocamento do cavalo (FLORES et al., 2015; JUNIOR et al., 2020; SILKWOOD, 2012).

Em especial no que se refere a variação do uso de equipamentos de montaria e posicionamentos dos pacientes, alguns estudos investigaram as respostas de ativação muscular de tronco mediante avaliação eletromiográfica em crianças patológicas (ESPINDULA et al., 2012; ESPINDULA et al., 2014; JUNIOR et al., 2020). O estudo de Ribeiro et al. (2018) avaliou a ativação muscular de membros inferiores de indivíduos sem disfunções físicas durante a montaria utilizando diferentes materiais de montaria, sela ou manta, pés nos estribos ou fora verificando diferença de ativação dos grupamentos musculares. Embora a investigação do uso dessas variações tenha

destaque na interferência sobre o controle postural, poucos estudos descrevem o tipo de material e a variação de posicionamento utilizado nos protocolos de hipoterapia. Além disso, o conhecimento acerca do quanto essas variações influenciam nas respostas de controle postural permanecem incipientes.

Na hipoterapia essa interação de sistemas, cavalo e paciente compreende um processo dinâmico e complexo (PEHAN et al., 2001). Parâmetros dinâmicos dessa interação foram avaliados por alguns estudos, como o deslocamento do centro de pressão, angulação pélvica, aceleração e velocidade de deslocamento de segmentos corporais durante a montaria (IORIS e MACEDO, 2006; JANURA et al., 2009; MENEZES et al., 2019). Todavia, a avaliação de parâmetros dinâmicos de controle postural e adaptados ao contexto real da hipoterapia ainda carece de investigações. Antunes et al. (2016) destaca a necessidade de abordagem quantitativa no contexto de prática da hipoterapia. Nesse sentido, destaca-se a captura de movimentos utilizando sensores inerciais, que constitui um campo de interação de tecnologia recentemente desenvolvida com aplicação multidisciplinar (CHEN, KUANG e LI, 2016) incluindo a de reabilitação humana (WANG, ZHAO e QIU, 2014).

Destaca-se ainda que até o presente, não há nenhum método publicado utilizando sensores inerciais para investigação cinemática do controle postural de tronco considerando crianças durante a tarefa de andar a cavalo como forma de correlação de dados à elaboração de propostas terapêuticas de crianças patológicas. Alguns estudos com sensores inerciais foram utilizados para mensuração de parâmetros espaço-temporais da marcha (ANTUNES et al, 2016; MUTOH et al., 2016; MUTOH et al., 2018; SPORTING et al., 2013) em crianças com paralisia cerebral (PC) submetidas à hipoterapia e na avaliação do controle postural de tronco e cabeça em crianças com Síndrome de Down após intervenção da equoterapia (CHAMPAGNE, MSC e DUGAS, 2010). Neste sentido, faz-se necessário um aprofundamento nessa área no intuito de evidenciar de que forma diferentes situações dinâmicas de montaria repercutem sobre o controle postural de crianças com desenvolvimento típico para que possa fornecer subsídios na elaboração de programas adequados e específicos para crianças com alguma patologia. Sendo assim, esta pesquisa visa avaliar o comportamento do controle postural de tronco de crianças com desenvolvimento típico quando submetidas a montaria com diferentes materiais de montaria e variações de posicionamento dos pés e mãos realizados numa sessão de hipoterapia. Acreditamos

que a variação da manta para a sela, dos pés posicionados no estribo e livres, e da posição das mãos sobre a coxa ou apoiadas na alça irão gerar diferentes demandas de controle postural refletidos nas angulações do tronco das crianças durante o andar a cavalo em uma situação típica de atendimento na hipoterapia.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Verificar o controle postural de tronco de crianças com desenvolvimento típico mediante o uso de diferentes materiais de montaria e posicionamento dos pés e mãos em situação dinâmica do andar a cavalo durante a hipoterapia.

1.2.2 Objetivos específicos

- Verificar se o uso de manta ou sela durante a montaria produz mudanças nos graus de amplitude média de oscilação ML, AP e amplitude média de rotação relativos de tronco das crianças;
- Verificar se o posicionamento dos pés no estribo ou fora dele produz mudanças nos graus de amplitude média de oscilação ML, AP e amplitude média de rotação relativos de tronco das crianças;
- Verificar se o posicionamento das mãos nas alças ou na coxa produz mudanças nos graus de amplitude média de oscilação ML, AP e amplitude média de rotação relativos de tronco das crianças;
- Identificar em qual das direções de movimento a criança está mais suscetível às variações de graus de movimento nas diferentes situações e materiais de montaria avaliados.

1.3 JUSTIFICATIVA

Há uma diversidade de condições da infância que levam a desordens do movimento com padrões motores prejudicados pela afecção da rede de controle postural devido às patologias ou lesões do SNC (DEWAR, LOVE e JOHNSTON, 2015;

MONTEJO et al., 2013). A hipoterapia tem sido fortemente indicada em distúrbios físicos como programa terapêutico voltado à reabilitação funcional, tendo visto sua base de melhora em processos sensoriais e funções neurológicas (BENDA, MCGIBBON e GRANT, 2003). Considerando ainda, que o principal objetivo da Fisioterapia em crianças com incapacidades neuromotoras é o de melhorar o controle postural a fim de capacitá-las às habilidades motoras (CARLBERG et al., 2005; CANNINGHAM et al., 2019; CURTIS et al., 2015), sendo para isso necessário principalmente o controle primário de cabeça e tronco (CURTIS et al., 2015), torna-se de grande importância a avaliação precisa da resposta do controle postural de tronco durante essa abordagem terapêutica.

Tendo visto que a prática da hipoterapia está implicada no controle postural de tronco (DEWAR, 2015; JANURA, 2015; SILKWOOD, 2012), esse estudo também se mostra relevante ao avaliar diferentes condições de montaria que ativam os múltiplos sistemas de controle postural a desencadear respostas do tronco para a estabilização da postura sentada em situação dinâmica.

Além disso, não existe análise do controle postural de crianças com desenvolvimento típico durante a montaria com o uso de sensores inerciais. Esses equipamentos mostram vantagens em comparação com instrumentos tradicionais de análise postural: - não se restringem a um ambiente de laboratório; os instrumentos são pequenos e leves que o movimento da pessoa sobre o cavalo é relativamente irrestrito (SPORTING et al., 2013); e medições diretas de dados de acelerações e velocidades com posterior extração dos dados angulares de rotação, oscilação anteroposterior e médio-lateral relativos de tronco através de cálculos algorítmicos e de modo tridimensional (eixos x, y e z) eliminam erros associados à diferenciação de dados (KAVANAGH e MENZ, 2008).

Diante disso, faz-se necessário compreender o controle postural de crianças com desenvolvimento típico durante a sessão de hipoterapia, e justificando assim, a necessidade dessa pesquisa na contribuição de evidências científicas na definição de métodos de intervenção em crianças típicas e que sejam estudados quanto às respostas de controle postural relativas às modificações da tarefa e ambiente. Estudos como este fornecem dados que servem como uma referência inicial para o planejamento de atividades com crianças patológicas submetidas à essa prática. Por fim, a importância desse estudo se dá por sua relevância na contribuição da produção

de dados científicos que descrevem procedimentos utilizados na prática clínica da hipoterapia e fornecem subsídios para o aprimoramento dessa intervenção.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 CONTROLE POSTURAL

O controle postural faz parte do complexo sistema de controle motor humano e é responsável por produzir estabilidade e condições para o movimento em atividade estática ou dinâmica (DEWAR, LOVE e JOHNSTON, 2014; TEIXEIRA, 2010). Atualmente, conforme a teoria dos sistemas dinâmicos, que tem como base uma visão multidisciplinar, o controle motor humano deve ser tratado pela perspectiva da dinâmica não-linear, em que as variações comportamentais em função do tempo não seguem uma progressão linear (MAGILL, 2000). Segundo essa teoria, e como já proposto por Newel (1986), o padrão ideal de coordenação do movimento é determinado pela interação entre indivíduo, tarefa e ambiente.

O sistema de controle postural humano é composto pelo conjunto das informações aferentes dos sistemas sensoriais visual, vestibular e somatossensorial que chegam do ambiente para a análise, interpretação e processamento do SNC e das respostas eferentes do sistema neuromuscular (FETTER, 2002; TAVARES, SANTOS e KNOBEL, 2008).

Na constituição do sistema de controle postural fazem parte os parâmetros de postura corporal e equilíbrio postural (MASSION, 1994; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2012). O primeiro envolve a orientação postural responsável pela manutenção dos segmentos corporais sobre eles próprios e com o ambiente (DUARTE, 2010; SAETHER et al., 2013; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003), enquanto que o segundo relaciona-se à estabilidade e constitui-se da relação de forças que agem sobre o corpo durante as ações motoras (HORAK e MACPHERSON, 1996; MASSION, 1998).

Nessa perspectiva, a postura corporal é constituída pelo conjunto dos segmentos corporais, cada um com sua própria massa, que estão ligados pelas articulações e controlados pelo sistema neuromuscular. A organização da postura em nível de SNC envolve as interações entre as forças externas, como a gravidade, as propriedades mecânicas do corpo e das forças neuromusculares (MASSION, 1994) através de um processo ativo de controle de tônus para manter os segmentos

alinhados durante o desempenho da tarefa (HORAK, 2006) e promover o controle da posição do corpo no espaço (CAMARGO e FREGONESI, 2011).

Assim como para a postura, a manutenção do equilíbrio corporal também se constitui das informações dos receptores corporais e da relação com o SNC. As informações geradas por meio dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial captadas da tarefa e ambiente são enviadas ao SNC para integração e processamento das informações sensoriais (KLEINER, SCHLITTLER e SÁNCHEZ-ARIAS, 2011; MACEDO et al., 2015). O sistema vestibular informa sobre as acelerações angulares da cabeça nos planos sagital, axial e coronal do espaço, bem como, dos movimentos corporais lineares, para frente e para trás, para cima e para baixo (TAVARES, SANTOS e KNOBEL, 2008). Já a visão, é responsável pela assimilação rápida do movimento corporal, acuidade estática e dinâmica, sensibilidade ao contraste, visão periférica e pela percepção de profundidade (TAVARES, SANTOS e KNOBEL, 2008). Por fim, o sistema somatossensorial (proprioceptivo e cutâneo) informa sobre o posicionamento das partes do corpo em um dado instante e a velocidade relativa entre os segmentos do corpo na interface segmento e base de suporte (TEIXEIRA, 2010).

Sendo assim, o controle postural depende de uma relação e resposta ideal entre os três sistemas, com orientação postural satisfatória e capacidade intrínseca de restaurar o equilíbrio de qualquer posição ou durante qualquer ato motor para que se obtenha uma resposta de ajuste motor (WINTER et al., 1998) e desempenho funcional na tarefa envolvida (SAETHER et al. 2013; SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2012).

Dessa forma, o controle postural envolve o controle do corpo no espaço com dois objetivos principais, os quais são o de manter a estabilidade e a orientação do corpo (MASSION, 1994; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2012). A orientação postural envolve o alinhamento ativo do tronco e cabeça em relação a superfície de suporte, o qual é um processo que depende da integração e processamento multissensorial (WANG et al., 2016). Já a estabilidade envolve a habilidade de manter ou recuperar o centro de massa dentro da base de suporte onde a gravidade é o vetor principal (SAETHER et al. 2013; SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2012).

Nos estudos de análise biomecânica considera-se massa de um corpo, a matéria de que ele é composto e o centro de massa (CM), o ponto em que se concentra toda a massa de um corpo, ou seja, ponto ao redor do qual toda a massa

está distribuída igualmente em todas as direções. Já o centro de pressão (COP) é a grandeza resultante da resposta neuromuscular para controlar e produzir movimentos em relação ao balanço do CM, em geral em movimento oposto ao dele (MOCHIZUKI 2003; WINTER, 1995). O balanço do CM é a grandeza que indica o real balanço do corpo. Dessa forma, as pesquisas frequentemente associam o CM ao COP e na análise dos corpos sujeitos à força gravitacional, o CM é chamado de centro de gravidade (CG), local sobre o qual o peso corporal está balanceado igualmente em todas as direções (HALL, 2018). No corpo humano, o CG está localizado aproximadamente à frente da coluna lombossacra e próximo à cicatriz umbilical (NORKIN e LEVANGIE, 2001; SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003).

Em resposta de controle postural, o equilíbrio mantém a projeção do COM sobre o polígono da base de sustentação, ou seja, sobre a área formada pela base de suporte e a região em que cada indivíduo pode deslocar seu COM sem que seja necessário modificar a base ou recorrer a algum auxílio externo, definindo sua base de suporte funcional (BARCALA, et al., 2011; DUARTE, 2010; LEMOS, TEIXEIRA e MOTA, 2009; SAETHER et al., 2013; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2012).

Para a manutenção da posição de equilíbrio há um complexo sistema de resposta sensório-motora de controle. Através de diversas aferências sensoriais são produzidas respostas que são manifestadas pela atividade muscular para corrigir os pequenos desvios do COM que ocorrem devido às forças que agem acelerando o corpo, levando-o a alterar a sua orientação postural e a afastar-se de uma posição mais estável (HORAK, 2006; LIN e WOOLLACOTT, 2005). Ainda, Duarte (2000) afirma que a estabilidade é alcançada por momentos de força sobre as articulações do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer outra perturbação externa em um processo contínuo e dinâmico durante a permanência em determinada postura.

As funções principais do controle postural são as de gerar orientação postural diante de fatores ambientais como a gravidade, mantendo a postura vertical, bem como a de ajuste postural dos segmentos corporais em relação a eles próprios, de modo que suas posições são interdependentes servindo como mecanismos de percepção e ação do movimento em relação ao ambiente externo (DEMPSEY et al., 1996; MASSION, 1998). Dessa forma, a posição e orientação de segmentos do corpo, como cabeça, tronco ou braços fornecem referência para organização dos

movimentos e para o cálculo de locais alvos de análise em interação com o ambiente (MASSION, 1994).

O controle postural assim, é o principal componente para que o corpo mantenha equilíbrio em situação de repouso e em atividades funcionais (KARTHIKBABU et al., 2011; POLLOCK et al., 2000). Para isso, a estabilidade de tronco desempenha papel primordial, o qual depende de amplitude de movimento, manutenção da força e coordenação da musculatura de tronco (CARDOSO DE SÁ et al., 2017) e para que ocorra resposta de ajuste postural frente a perturbações externas e adequado controle de tronco para o funcionamento de atividades manuais quanto para motoras amplas (CURTIS et al., 2015).

O controle postural pode ser ainda classificado em estático ou dinâmico (HORAK, 2006). O controle postural estático se dá em tarefas em que o corpo está parado ou quando se está sentado ou ainda em pé em uma superfície estável, ou dinâmico quando o corpo está se movendo e está sujeito à perturbações internas auto iniciadas, como quando ocorre quando se está caminhando, ou em resposta a perturbações externas iniciadas por outras pessoas ou condições (SANTOS, KANEKAR e ARUIN, 2010; TEIXEIRA, 2010; DEWAR, 2015).

Na manutenção do controle postural dinâmico, o SNC exige estratégias de ajustes posturais antecipatórios, os quais estão relacionados à ativação de músculos posturais antes que a perturbação ocorra (SANTOS et al, 2010) e de ajustes posturais reativos ou compensatórios, os quais restauram o controle postural por meio da ativação muscular após a perturbação (WOOLLACOTT et al, 2005). Ambos os ajustes, que resultam da integração das informações dos três sistemas sensoriais e que impulsionam os músculos reguladores da postura em todo o corpo, especialmente os de tronco, a dar a resposta de ajuste postural (HORAK, 2006) promovem uma relação harmônica de interação da atividade muscular contra a gravidade e forças externas (KAWATO, 1999; CHIBA et al., 2016).

Em se tratando do controle postural no desenvolvimento motor, é pressuposto que o desenvolvimento típico ocorra principalmente até os dois anos de idade, permitindo a aquisição das principais habilidades motoras que irão dar condições de interação com o meio (ROSARIO-MONTEJOA et al., 2014), a qual inclui o controle postural, além da formação de imagem e esquema corporal, lateralidade,

coordenação dinâmica e visuomotora, equilíbrio, dissociação motora e coordenação espaço-temporal (PEREZ CAMASELLE, 2005).

O controle postural em condições de estabilidade postural é fundamental para a aquisição de habilidades motoras (KATIC, BONACIN e BLAZEVIC, 2001). No que concerne ao controle postural sentado, esse tem sua importância, pois já nas primeiras etapas de desenvolvimento motor é adquirido a habilidade de manter a postura sentada independente. Primeiramente o bebê alcança o controle de cabeça, por volta dos três meses, o rolar até os cinco meses e logo após, aos seis meses, a postura sentada (BRASIL, 2018). Além disso, sentar com independência, ou seja, com controle de tronco, possibilita amplo uso dos membros superiores para atividades funcionais (MATUSIAK-WIECZOREK et al, 2016; PAVÃO et al., 2013), além do controle de tronco ser considerado um indicador da capacidade de equilíbrio, e portanto, da resposta de controle postural (PAVÃO et al., 2014).

O movimento de tronco reflete excursões do COM e do COP, e é definido como a soma das forças de reação do solo necessárias para restaurar o equilíbrio entre os pés e uma superfície de apoio (KITAOKA et al., 2006). Nesse sentido, a influência do controle postural na direção anteroposterior (AP) é predominantemente controlada por torques antigravitários gerados a partir dos movimentos de plantiflexão e dorsiflexão de tornozelos, enquanto que na direção médio-lateral (ML) é controlado pelos movimentos de abdução/adução do quadril, envolvendo mudanças laterais de peso corporal (RIACH e STARKES, 1994; WANG e NEWELL, 2014).

Para medidas quantitativas da atuação dos mecanismos de controle postural sentado são utilizados diversos métodos na pesquisa, porém, muitos são de difícil aplicação à prática clínica. Os sistemas tridimensionais (3D) para captura de movimento requerem, por exemplo, que os marcadores estejam sempre visíveis, para a reconstrução de segmentos corporais. Na avaliação de controle postural de tronco de crianças como as com PC, muitas vezes, necessita-se de mais pessoas na avaliação, o que pode obscurecer marcadores e gerar imprecisão de dados, causando dificuldades nas avaliações além de serem restritos à laboratório. No entanto, continuam a ser padrão ouro para a validação de outros sistemas de medidas (DOGAN e SOYLU; 2010).

Uma prioridade que tem sido referenciada com importância é o estabelecimento de diretrizes para as ferramentas de medição e intervenções terapêuticas do controle

postural de tronco. No entanto, as medidas de avaliação do controle de tronco na prática clínica geralmente baseiam-se da avaliação estática, carecendo da avaliação dinâmica mais relacionada à atividade funcional (YOUNG HEO e SHIN, 2018). Com isso, destaca-se o desenvolvimento de tecnologias de detecção de captura de movimento, tendo visto que o desenvolvimento de sensores de porte pequeno, soluções para baixo custo e aprimoramento da transmissão wireless, tem tornado possível aos pesquisadores, inclusive, a aplicabilidade de sua utilização com fins de mensuração do cavalo e praticante, a análise das partes do corpo sob interesse e nas mais variadas condições (SPORTING et al., 2013).

2.2 DISFUNÇÕES DO CONTROLE POSTURAL

O desenvolvimento infantil é também chamado de desenvolvimento psicomotor ou ainda neuropsicomotor (DNPM) e inicia com a concepção, sendo um processo global e multidimensional que inclui o crescimento físico, a maturação neurológica, o desenvolvimento comportamental, cognitivo, sensório-motor, de linguagem e das relações socioafetivas (BRASIL, 2016). A capacidade motora é considerada um indicador do desenvolvimento, pois é através do movimento que os bebês e crianças podem expressar e desenvolver sua interação social com o meio, comunicação e aspectos afetivos, integridade neurológica e estágios do desenvolvimento motor (ICETA e YOLDI, 2002; PEREZ CAMASELLE, 2005).

É pressuposto que o desenvolvimento típico ocorra até os dois anos de idade, permitindo a aquisição das principais habilidades motoras que irão dar condições de interação com o meio (ROSARIO-MONTEJOA et al., 2014), incluindo a imagem e esquema corporal, lateralidade, coordenação dinâmica e visuomotora, equilíbrio, dissociação motora, coordenação espaço-temporal, tônus muscular e controle postural (PEREZ CAMASELLE, 2005). Entretanto, diversas condições da infância, desde a concepção, gravidez ou parto podem levar ao atraso ou até mesmo a disfunções do desenvolvimento motor. Entre as causas associadas estão os agravos neurológicos, como a paralisia cerebral, e genéticos, como a Síndrome de Down (MONTEJO et al., 2013).

Em relação às disfunções do controle postural, estas comumente são provenientes de uma lesão cerebral primária gerando déficits à integridade

neuromotora que incluem tanto o acometimento da rede perceptual como da rede motora (DEWAR, LOVE e JOHNSTON, 2015). Nesse caso, o sistema perceptual responsável pela orientação corporal é impactado por menor registro ou percepção visual, tátil, proprioceptiva e vestibular. Já a rede motora, inclui prejuízos como espasticidade muscular, contraturas, produção e tempo anormal de força isométrica e menor recrutamento de amplitude de movimento (HADDERS-ALGRA e CARLBERG, 2008). Ambas as afecções, de forma associada, levam à disfunção das respostas de controle postural.

Alguns autores descrevem três causas fisiopatológicas principais da disfunção do controle postural. Estas incluem a anormalidade de aquisição, transmissão ou percepção de sinais sensoriais, alterada integração sensório-motora e planejamento motor e ainda, a transmissão da resposta motora prejudicada ou dano do sistema musculoesquelético (BRONTE-STEWART et al., 2002). Dessa forma, alguns estudos recentes trazem que a instabilidade postural é associada com essa disfunção estrutural da rede cerebral, já que o sistema de controle postural é dependente dessa complexa integração sensório-motora e de transmissão da informação para as diversas áreas cerebrais (ZAMPOGNA et al., 2020).

Nessa perspectiva, dentre as lesões do SNC, a lesão cerebral traumática é descrita como a principal causa de incapacidade de crianças e adolescentes em todo o mundo. Além de problemas neurocomportamentais e cognitivos, a lesão pode trazer déficit à função motora, o qual está relacionado à instabilidade postural por meses ou anos após o evento, provocando perda da independência funcional para muitas atividades. Nesse caso, a instabilidade postural é observada como uma resposta tardia do evento cerebral traumático (ATABAKI, 2007).

Já a encefalopatia crônica não progressiva, mais conhecida como paralisia cerebral (PC), é a causa mais comum de deficiência física grave ou incapacidade física na infância (CORREIA e SALIMENE, 2016), a qual ocorre no desenvolvimento do encéfalo durante o período fetal ou infantil devido a lesões não progressivas (LEITE, 2012). É descrita como um grupo de desordens do movimento e da postura que causa limitação nas atividades (WANG et al., 2020) pela sua grande variabilidade clínica prognóstica devido sua etiologia, apresentação de sinais clínicos, severidade da doença (MATUSIAK-WIECZOREK, MAŁACHOWSKA-SOBIESKA e SYNDER, 2016; ROSENBAUM, 2007), bem como na presença de comorbidades e resposta ao

tratamento (SHEVELL, 2018). Tem uma incidência mundial estimada de 2,11 casos por 1000 nascidos vivos (OSKOUI et al., 2013), e no Brasil estima-se que há cerca 20000 novos casos por ano, embora sem dados precisos do número de casos de PC vivendo no país (ROTTA, 2002).

Assim como observado em outras disfunções neuromotoras, a afecção do controle postural observada na PC (FERDJALLAH et al., 2002) derivada da lesão cerebral primária causa alterações e déficits em toda a rede postural que resultam em comprometimentos do equilíbrio e orientação (MATUSIAK-WIECZOREK, MAŁACHOWSKA-SOBIESKA e SYNDER, 2016; TRINDADE, CELLESTINO e BARELA, 2013). O controle postural, e especialmente o controle deficiente dos músculos do tronco (KYVELIDOU et al., 2013) é um dos acometimentos mais significativos na PC, tendo visto a importância da manutenção do controle postural para a realização de qualquer atividade de vida diária (ZADNICAR e KASTRIN, 2011) e particularmente da musculatura de tronco na funcionalidade do controle sentado, alcance de membros superiores e do caminhar (SAAVEDRA e BELLOWS, 2015).

Dessa forma, a PC vem associada à limitações na atividade principalmente relacionadas à função motora como caminhar, subir escadas e em atividades básicas de se alimentar e vestir (FERRE-FERNANDEZ et al., 2019; KLINGELS et al., 2012). Quando comparado o controle postural de crianças com PC e crianças de desenvolvimento motor típico, observou-se que as crianças com PC apresentaram maiores oscilações posturais durante o início do movimento de sentar e levantar (PAVÃO et al., 2015). Estudos também mostram déficits em ajustes posturais antecipatórios, ajustes posturais compensatórios, bem como em componentes sensoriais e musculoesqueléticos do controle postural das crianças PC, comparadas às crianças com desenvolvimento típico.

Dessa forma, a PC envolve comprometimentos multidimensionais e, portanto, requer tratamento multidisciplinar e interdisciplinar, onde a abordagem terapêutica principal deve permitir o alcance de sua independência a partir de suas habilidades (BOROWSKI et al., 2010; LEVITT, 2000; LIPSON AISEN et al., 2011). Para que esse objetivo possa ser alcançado, os principais alvos envolvidos no tratamento são a melhora do controle postural e equilíbrio (MATUSIAK-WIECZOREK, MAŁACHOWSKA-SOBIESKA e SYNDER, 2016). Entre as principais recomendações de tratamento da disfunção de controle postural na PC incluem-se a hipoterapia,

treinamento em esteira, terapia de membros superiores, treinamento de força e tecnologias de realidade virtual (DEWAR, LOVE e JOHNSTON, 2014; LEE, KAM e NA, 2014).

Nas desordens do neurodesenvolvimento, os distúrbios observados também estão relacionados à disfunção do cérebro e SNC e podem incluir um amplo espectro de prejuízos relacionadas à performance cognitiva, linguagem e comunicação, comportamento, e habilidades motoras (MULLIN et al., 2013), além de impactar em pior desempenho em testes de equilíbrio comparados com indivíduos de desenvolvimento típico (BLOMGYST et al., 2013). Dessa forma, essas crianças e adolescentes são impactados na área pessoal, social, acadêmica e com relação à sua funcionalidade e independência. Conforme a Associação Psiquiátrica Americana (2013), dentre os diagnósticos que englobam os distúrbios do neurodesenvolvimento estão a hiperatividade, transtorno do espectro autista, desordem do desenvolvimento intelectual, atrasos no desenvolvimento global, desordens da comunicação e linguagem, de humor e aprendizado. Ainda conforme a Associação, na grande maioria desses casos, o quadro de neurodesenvolvimento anormal inclui mais de um diagnóstico para cada criança ou jovem.

Nesses casos, se requer tratamento multidimensional e a inclusão de atividade física mostra-se efetiva e custo-eficiente, tanto em termos físicos como psicossociais (RIGBY et al., 2020). Outros estudos recentes relacionam a inclusão de atividade física (ZENG et al., 2017), assim como a hipoterapia como programa de prática alternativa de reabilitação (GARNER e RIGBY, 2015) eficientes na melhora de habilidades motoras nas desordens do neurodesenvolvimento.

Dentre as doenças genéticas, a Síndrome de Down ou Trissomia do cromossomo 21 é a doença cromossômica mais conhecida e de anormalidade cromossômica autossômica mais frequente (MOREIRA, EL-HANI e GUSMÃO, 2000; BRASIL, 2013) que determina características físicas específicas e atraso no desenvolvimento motor (BRASIL, 2013). Mudanças posturais também ocorrem devido à dificuldade de percepção das respostas corporais, o que prejudica a sensação e execução de movimento (POLASTRI e BARELA, 2005). Na maioria dos casos hipotonia muscular está presente e é causada pela diminuição da excitabilidade de neurônios motores dos segmentos corporais ou por prejuízo em reflexos de estiramento, o que determina um menor controle sensório-motor com respostas lentas

ou respostas não efetivas de contrações musculares (CÔRREA et al., 2011; ESPINDULA, 2014).

Nesse sentido, além do tratamento conservador a hipoterapia, que se baseia no uso de estímulos multissensoriais, tem sido amplamente indicada na Síndrome de Down assim como em outras síndromes ou doenças com prejuízos físicos ou neurológicos, em crianças com ou sem mobilidade, por considerar os benefícios físicos e psicológicos implicados nessa prática (SILVEIRA e WIBELINGUER, 2011). A intervenção é benéfica nestes casos, tanto pela posição de montaria como pelo movimento rítmico do cavalo transmitido à criança gerando constantes demandas de ajustes posturais e dissociação de cinturas pélvica e escapular, os quais determinam reações de ajustes tônicos de tronco, e que assim, dinamicamente, treinam a estabilidade e controle postural (ESPINDULA et al., 2016).

A quantificação de parâmetros dinâmicos que definem o controle postural sentado de crianças é essencial, tendo visto que para crianças com transtornos de movimento, a disfunção no controle postural se correlaciona com déficits de equilíbrio, e muitas vezes é o fator limitante na capacidade de realização de atividades e participação social (WESTCOTT e BURTNER, 2004).

2.3 HIPOTERAPIA NO TRATAMENTO DO CONTROLE POSTURAL

A equoterapia, assim amplamente conhecida e difundida no Brasil, abrange atividades assistidas por cavalos e tem sido sugerida como um método terapêutico e opção de tratamento para disfunções provenientes de muitas patologias ocorridas na infância, especialmente em programas de reabilitação física (AHAI, 2016; ANGSUPAISAL et al., 2015; BENDA, MCGIBBON e GRANT, 2002; MEREGILLANO, 2003).

Desde 124 a.C, é relatado em muitas literaturas a utilização do cavalo com fins terapêuticos, sendo atualmente desempenhada por profissionais da área da saúde, educação e equitação. Desde o ano de 1989 é designada como equoterapia no Brasil e teve impulso após a criação da Associação Nacional de Equoterapia (ANDE-BRASIL), no mesmo ano, na cidade de Brasília - Distrito Federal. Além disso, em 1747 houve a primeira referência a respeito do movimento tridimensional produzido pelo cavalo, por Samuel Theodor Quelmaz de Lipsia, e após a Primeira Guerra Mundial,

em 1945, o cavalo ganhou destaque no campo da reabilitação com fins de instrumento terapêutico nos soldados com sequelas de pós-guerra (ALVES, 2009).

No Brasil, a equoterapia tem sido definida como um método terapêutico e educacional reconhecido pelo Conselho Federal de Medicina desde 1997 (ALVES, 2009). O método possui abordagem interdisciplinar, e vem crescendo e tornando-se referência no tratamento de muitas patologias pelos benefícios físicos, psíquicos e sociais nos praticantes de equoterapia (HSIEH et al., 2017). A equoterapia compreende quatro programas, sendo eles a hipoterapia, educação e reeducação, pré-esportivo e paraequestre (ANDE-BRASIL, 2020).

A hipoterapia, que é o programa voltado à área da saúde e reabilitação, é uma estratégia de tratamento baseado no estímulo proprioceptivo neuromuscular gerado ao praticante através do movimento do cavalo, que pode provocar melhorias no equilíbrio e controle postural pélvico e de tronco (JANURA et al., 2015). A terapêutica também tem sido descrita na melhora do movimento de pelve e quadril, tronco e cabeça, bem como para a resposta de equilíbrio frente aos movimentos do cavalo (MCGEE e REESE, 2009).

O movimento tridimensional de um cavalo durante a andadura produz a movimentação da pelve do praticante quando montado sobre o cavalo. Esses movimentos pélvicos induzidos pelo movimento do cavalo são muito semelhantes aos adotados durante o caminhar, produzindo assim perturbações para o centro de gravidade do praticante nos planos frontal, sagital e transversal (REIDE, 1988; UCHIYAMA, OHTANI e OHTA, 2011). Dessa forma, implica no deslocamento do centro de massa do indivíduo, o que favorece a estimulação sensorial vestibular e proprioceptiva, e conseqüentemente no estímulo à reações de retificação e equilíbrio postural (LEE, KIM e NA, 2014). O movimento tridimensional ocorre em três eixos: Eixo ortogonal longitudinal x – direção anteroposterior (plano frontal), Eixo ortogonal transversal y – direção médio lateral (plano sagital) e Eixo ortogonal z – direção vertical (plano transversal) (ALVES, 2009).

Na hipoterapia toda a atividade realizada exige uma reação à gravidade, e o corpo tem de se ajustar a fim de manter o equilíbrio (DAVIES, 1996). Dessa forma, com o passo do cavalo, o corpo entra em constante reação de desequilíbrio e equilíbrio, sendo um recurso na estimulação do equilíbrio (ALVES, 2009). Além disso, nas oscilações e movimento do cavalo, múltiplos componentes do controle postural

do praticante são requeridos, incluindo reações de equilíbrio e endireitamento através de ajustes posturais antecipatórios e reativos, sistemas sensorial e musculoesquelético com controle de tronco e cabeça, além de recrutamento muscular de todo o tronco e musculatura abdominal (SILKWOOD, 2012; DEWAR, 2015) influenciando na estabilidade de tronco, postura e mobilidade pélvica (MEREGILLANO, 2004).

O movimento rítmico produzido no dorso e emitido ao praticante estimula os mecanismos de reações posturais combinando a dissociação das cinturas pélvica e escapular, demanda constantes ajustes tônicos, além de emitir diversos estímulos sensoriais através das informações visuais e vestibulares (MEREGILLANO, 2004; HAMMER et al., 2005). A hipoterapia promove por meio do movimento, ajustes posturais que ativam grupos musculares específicos para manter a postura contra a gravidade. Com a repetição dos estímulos, e, portanto, desses ajustes posturais, repercutem no fortalecimento muscular, principalmente, dos músculos pélvicos, abdominais e lombares, causando melhora do equilíbrio do tronco e controle postural contra a gravidade (CHUNG et al., 2008; KUBOTA et al., 2006).

Ainda no andar a cavalo, uma série de informações táteis é emitida ao praticante por pontos de contato, como a sela (LAGARDE et al., 2005). Dessa forma, a pelve é considerada o centro do movimento (MEYNER, 2007), pois na postura sentada é o ponto de contato, e a qual determina a coordenação entre a parte superior do corpo, o tronco, e das pernas. Conforme Sporting et al., 2013, durante a montaria os músculos mais solicitados são os abdominais, de tronco, quadril e músculos da coxa. Nesse sentido, dentre diversas terapias descritas para a melhora do controle postural sentado (HARRIS e ROXBOROUGH, 2005) inclui-se a hipoterapia (YEON, SIK e JEONG, 2019). Além disso, considerando os efeitos sobre o controle postural sentado, crianças com bom alinhamento e controle postural melhoram gradativamente a funcionalidade de membros superiores, essenciais para as ações de manipulação e AVD's (GRAAF PETERS et al., 2007; REDSTONE e WEST, 2004).

Os efeitos terapêuticos da estimulação desencadeada pela hipoterapia são descritos em muitos estudos, apontando também melhora da postura, equilíbrio, mobilidade, gasto energético durante caminhada, funcionalidade e habilidades sensoriais (DEWAR, LOVE e JOHNSTON, 2015; MCGIBBON et al., 1998; MEREGILLANO, 2004; ZADNIKAR e KASTRIN, 2011). Ademais, são encontrados

efeitos benéficos sobre a estabilidade dinâmica de cabeça e tronco (CHAMPAGNE e DUGAS, 2010; SHURTLEFF, STANDEVEN e ENGSBERG, 2010), bem como melhora do equilíbrio e controle postural de pelve e tronco (JANURA et al., 2015) devido à grande estimulação sensorial e motora (DEWAR, LOVE e JONSTON, 2015), o que gera a produção de uma diversidade de movimentos, atividade muscular e coordenação (WHALEN e CASE-SMITH, 2012).

Além disso, em situações patológicas, estudos recentes também apontam melhora de escores do GMFM-66 em crianças PC com baixo controle postural em posição sentada, especialmente níveis I-III do GMFCS (YEON, SIK e JEONG, 2019) através da hipoterapia. Nas desordens do neurodesenvolvimento, tem sido reportado melhora da força e equilíbrio em adolescentes com desordens do desenvolvimento intelectual (GIAGAZOGLU et al., 2012), da destreza manual e coordenação bilateral em crianças com transtorno do déficit de atenção com hiperatividade (JANG et al., 2015), do equilíbrio postural em crianças com transtorno do espectro autista (AJZENMAN, STANDEVEN e SHURTLEFF, 2013) e da função motora (GMFM) em jovens com deficiências psicomotoras como atrasos no desenvolvimento (DEL ROSARIO-MONTEJO et al., 2015).

Para a prática da hipoterapia, os terapeutas podem modificar a escolha do tipo do cavalo, terreno e materiais de montaria, conforme os objetivos de tratamento. Nesse sentido, o cavalo pode variar em largura do dorso, frequência da passada e amplitude da passada (ALVES, 2009). Nessas diferentes características o cavalo move os membros de forma diferente, o que produz movimentos do dorso variados e os do praticante também terão de ser adaptados conforme a demanda (LIPORONI e FRANCA, 2005).

Na hipoterapia, a variação do material de montaria é uma estratégia bastante utilizada, podendo se dar usualmente pelo uso de sela ou manta, uso de estribos, ou não, e manipulação de sua altura. A manta propicia maior contato com o dorso do cavalo e liberdade de movimentos, e, portanto, maior será a quantidade de estímulos sensoriais. A sela, é um equipamento desenvolvido para proteger o animal e dar conforto e segurança ao cavaleiro. Sua utilização restringe a transmissão dos movimentos do cavalo ao cavaleiro. Na seleção do tipo de terreno, esse pode ser de areia, terra, asfalto ou grama. Em relação a essa característica, a densidade do piso e sua capacidade de deformação é passível de escolha pelos terapeutas,

considerando-se que terrenos mais duros, como o asfalto, causam maior impacto no praticante, enquanto que terrenos macios, como a areia, absorvem parte do impacto da pata do cavalo, e conseqüente do praticante (ALVES, 2009).

Estudos interessados na resposta dessas variações na hipoterapia descrevem que estratégias como a mudança das superfícies de deslocamento do cavalo, diferentes posições de montaria e a diversificação de equipamentos de montaria alteram os impulsos transmitidos do cavalo ao praticante. No entanto, ainda é limitado o conhecimento sobre o quanto essas manipulações são capazes de produzir mudanças na resposta motora dos pacientes (MENEZES et al., 2019).

Poucos estudos identificam o tipo de material de montaria utilizado em cada sessão e qual o tipo é o mais adequado. Para Espindula et al. (2014) a escolha do material de montaria é primordial para a obtenção de resultados terapêuticos conforme a necessidade de cada praticante. Além do tipo de material, sela ou manta, a posição dos membros inferiores, pés nos estribos ou fora deles, podem interferir no estímulo desejado a cada praticante (RIBEIRO et al., 2018). Nesse estudo avaliou-se a ativação muscular de membros inferiores de praticantes sem disfunção física utilizando diferentes materiais de montaria, sela ou manta, pés nos estribos ou fora verificando diferença de ativação dos grupamentos musculares. No estudo de Espindula et al. (2014), também buscou-se verificar a ativação muscular em diferentes condições de montaria, incluindo equipamentos e posicionamento dos pés, mas da musculatura de tronco.

Em relação às variações de terreno, o estudo de Flores et al. (2015) relacionou mudanças na amplitude de deslocamento do COP nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML) com maior amplitude de deslocamento nas superfícies de areia, seguidas da grama e por fim, o asfalto. Outro estudo interessado em investigar a resposta motora medida na interface cavalo-cavaleiro na região de contato do cavaleiro com o cavalo, através da manipulação da variação de piso, encontrou como resultado maiores acelerações quando o cavalo se deslocou na superfície de asfalto, quando comparadas às superfícies de areia, e com valores mais elevados com o uso da sela em comparação a manta (MENDONÇA et al., 2019).

Dessa forma, a mensuração de parâmetros dinâmicos que definem o controle postural no contexto real da hipoterapia é essencial para avaliar procedimentos

empíricos envolvidos na prática a fim de aplicá-los com fins terapêuticos com base em estudos que se propõem a avaliar esse cenário (ESPINDULA et al., 2012).

3 MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

O presente estudo caracteriza-se como experimental com a manipulação de tratamentos na tentativa de estabelecer relações de causa-efeito nas variáveis investigadas (THOMAS, NELSON e SILVERMAN, 2012), com delineamento transversal, conduzido de junho a novembro de 2020. O controle postural dinâmico de tronco através das variáveis de amplitude média de oscilação ML, AP e amplitude média de rotação relativas foram definidas como desfecho primário. Os materiais de montaria, sela e manta utilizados e os diferentes posicionamentos de pés e mãos foram definidos como variáveis independentes.

3.2 ASPECTOS ÉTICOS

Os métodos de avaliação e experimentos utilizados neste estudo seguem os princípios éticos da Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, do Ministério da Saúde, garantindo aos participantes a confidencialidade das informações através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (anexo A) e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) segundo CAAE 66560117.8.0000.5346. As informações do material coletado e análise dos resultados estão sob a responsabilidade do pesquisador, sendo garantida privacidade e livre acesso, em qualquer momento do estudo, aos sujeitos participantes (ANEXO B).

3.3 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

Definição conceitual: O controle postural define-se pela capacidade de controlar a posição do corpo no espaço a fim de manter a estabilidade e a orientação postural através da manutenção do centro de massa dentro da base de suporte (CAMARGO e FREGONESI, 2011; DEWAR, LOVE e JOHNSTON, 2015; MASSION, 1994; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2012).

Definição operacional: A variação do controle postural foi medida a partir da amplitude média de oscilação ML, AP e amplitude média de rotação relativos de tronco nos 3 eixos – X (anteroposterior), Y (médio lateral) e Z (vertical).

3.4 POPULAÇÃO E AMOSTRA

O grupo de estudo foram sujeitos com desenvolvimento típico, sem diagnóstico de patologia neurológica ou disfunção física, composto por 16 crianças de ambos os sexos. O cálculo amostral foi estimado para a obtenção de um nível de significância (alfa) de 5% ($p < 0,05$) e poder (beta) de 80%. A amostra estimada foi baseada no estudo de Kim, An e Yoo (2018), com magnitude de efeito de 1,14 no desfecho equilíbrio de tronco e deveria ter ao menos 10 sujeitos.

Os critérios de inclusão adotados foram: sujeitos com desenvolvimento típico; faixa etária de 6 a 12 anos; ter ao menos uma experiência prévia de andar a cavalo; os critérios de exclusão foram: crianças participantes regulares de programas equestres; crianças com IMC classificados na faixa de obesidade (curva de $IMC \geq 19 \text{ Kg/m}^2$ conforme idade em ano e meses – sexo feminino; curva de $IMC \geq 18 \text{ Kg/m}^2$ conforme idade em ano e meses – sexo masculino) ou magreza acentuada (curva de $IMC \leq 12 \text{ Kg/m}^2$ conforme idade em ano e meses – sexo feminino; curva de $IMC \leq 12 \text{ Kg/m}^2$ conforme idade em ano e meses – sexo masculino) (WHO, 2007); possuir deficiência auditiva ou visual não corrigida; expor medo ou insegurança após as duas sessões de adaptação ao cavalo.

A seleção dos sujeitos foi organizada de modo intencional e por conveniência. Para a seleção dos sujeitos foi realizado contato presencial com os responsáveis da Escola de Equitação da UFSM (EQUISM) na cidade de Santa Maria. Através desse contato inicial foram explanados os objetivos da pesquisa, expostos os critérios de inclusão e exclusão; apuradas as questões quanto à estrutura do local de atendimento e reconhecimento do local para o uso da pista de asfalto, bem como contato dos responsáveis pelas possíveis crianças com interesse na participação do estudo. Os pais ou responsáveis interessados foram contatados e informados sobre os objetivos da pesquisa e sobre os critérios de inclusão e exclusão. Duas sessões de experiência e adaptação ao cavalo foram dadas para as crianças antes das coletas. A terceira

sessão de montaria foi destinada à coleta de dados, realizadas individualmente em horários previamente agendados.

Inicialmente 24 crianças foram elegíveis. Três crianças foram excluídas por terem a classificação de obesidade pelo IMC. Das 21 que iniciaram no estudo, cinco crianças não puderam comparecer em uma das sessões de adaptação ou no dia destinado à coleta e uma criança não completou toda a avaliação. Sendo assim, foram avaliadas o total de quinze crianças, com idade média de $9,13 \pm 1,88$ anos, 6 do sexo masculino (40%) e 9 do feminino (60%).

3.5 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

3.5.1 Caracterização dos sujeitos

Por meio de contato telefônico foram verificadas informações referentes a data de nascimento, sexo, peso, altura e informação quanto à experiência prévia de ter andado ao menos uma vez a cavalo. As informações serviram como forma de verificar o atendimento aos critérios de inclusão da pesquisa e principalmente que a criança já tivesse tido um contato com o cavalo antes das duas sessões de adaptação fornecidas no estudo. A partir disso, atendendo aos critérios, foram agendadas as datas das duas sessões iniciais destinadas a dar experiência e adaptação ao cavalo.

O terceiro encontro foi destinado ao protocolo da coleta de dados. Neste dia, os sujeitos também foram mensurados quanto às características antropométricas de massa corporal (kg), estatura (cm) e altura tronco-cefálica (PETROSKI, 2003).

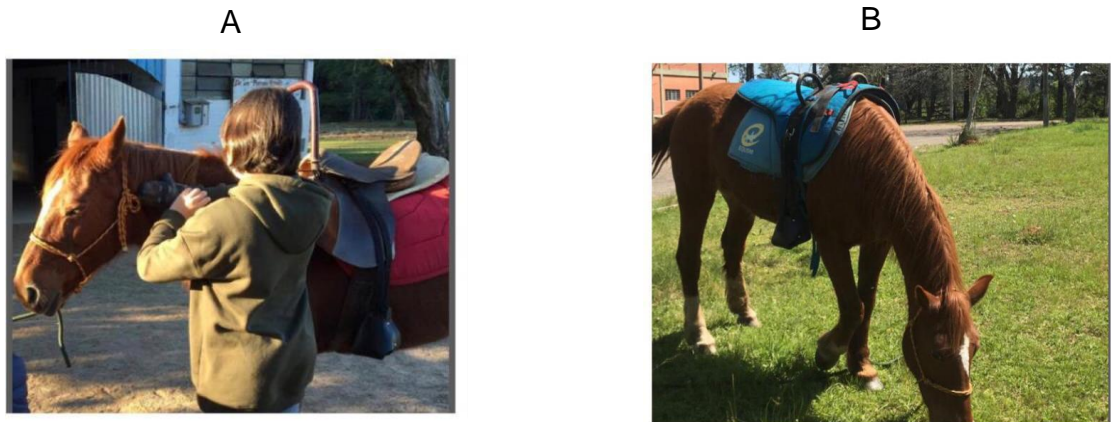
3.5.2 Materiais de montaria e sistema inercial do experimento

- 1) Materiais de montaria: sela e manta

Os materiais de montaria utilizados foram a sela com alça e a manta com cilhão, mostrados na Figura 1.

A representação da disposição dos materiais de montaria no cavalo é mostrada na Figura 1.

Figura 1: Representação dos materiais de montaria utilizados durante o experimento. A – Sela adaptada com alça, tipo inglesa. B – Manta com cilhão duplo e estribos.



Fonte: os autores

2) Composição do Sistema G-sensor: os sensores inerciais são dispositivos que incluem acelerômetros, giroscópios e magnetômetros para medir as acelerações e velocidades angulares em três eixos (X, Y e Z). O sistema G-sensor permite aquisição de dados com frequência acima de 200Hz. A composição dos sensores inerciais é assim descrita:

a) Acelerômetro: consiste em um acelerômetro de sistemas microeletromecânicos de 3 eixos (sistema triaxial). É capaz de aferir a aceleração linear na direção de cada um dos 3 eixos referenciais. A aceleração é a taxa de variação da velocidade no tempo, representada em m/s^2 (metro por segundo ao quadrado) no Sistema Internacional de Unidades. O acelerômetro permite aquisição de dados na faixa de frequência de 400 Hz.

b) Giroscópio: mede a velocidade angular em torno de 3 eixos de referência. A velocidade angular é uma grandeza que representa a taxa de variação da posição angular no tempo, cuja unidade de medida no Sistema Internacional de Unidades é o rad/s (radianos por segundo). O giroscópio permite aquisição de dados na faixa de frequência de 140 Hz.

c) Magnetômetro: capaz de medir a intensidade, direção e sentido de campos magnéticos em sua proximidade, também por meio de 3 eixos. Sua unidade no

Sistema Internacional de Unidades é G (Gauss). Apesar de não ser um sensor do tipo inercial, o magnetômetro é bastante utilizado em sistemas de rastreamento de movimentos em conjunto com o acelerômetro e giroscópio. O magnetômetro permite aquisição de dados na faixa de frequência de 5 MHz e ± 6 Gauss.

3.5.3 Experiência com a situação de montaria

As crianças selecionadas foram submetidas inicialmente a duas sessões de experiência e adaptação ao cavalo, em dias distintos, sem intervalo de tempo pré-determinado entre uma e outra sessão de experiência, mas não ultrapassando 15 dias entre elas. Para cada uma das sessões de experiência, as crianças tiveram contato para adaptação e experiência ao cavalo, bem como, fizeram uso dos dois tipos de material de montaria, sela e manta e experimentaram a variação de posicionamento das mãos na alça e cilhão e pés posicionados nos estribos e livres, que seriam utilizados no estudo. O tempo de cada sessão de adaptação foi de 45 minutos.

Para o período de adaptação e coleta dos dados foram sempre com o mesmo cavalo em andadura ao passo, com velocidade usual de deslocamento, utilizados sempre os mesmos materiais de montaria, sem nenhum tipo de exercício inserido durante o percurso, e sempre em superfície de asfalto. O cavalo utilizado foi uma fêmea de 25 anos, raça crioulo, com aproximadamente 1,45 m de altura de cernelha e 370 kg, com padrão de passada antepistada.

3.5.4 Protocolo da avaliação

O terceiro encontro com cada criança foi destinado ao protocolo de avaliação cinemática com os sensores inerciais. Realizou-se inicialmente a avaliação antropométrica das crianças e após essa etapa as crianças foram liberadas para a coleta nas diferentes situações e materiais de montaria. Ressalta-se que para esse dia de avaliação, foi estipulado intervalo de uma semana após a segunda sessão de experiência.

Para o protocolo da coleta de dados, o cavalo foi guiado por pessoas experientes para controlar o movimento rítmico e a velocidade do mesmo (SVOBODA, DVOŘÁKOVÁ e JANURA, 2011). O protocolo teve alternância dos guias condutores

e laterais para as diferentes crianças avaliadas. Não pode ser mantida a escolha dos mesmos guias em todas as coletas de dados, no entanto a velocidade de deslocamento do cavalo foi controlada. Em uma trajetória reta destinada para a coleta dos dados, a velocidade e frequência da passada do cavalo foram mensuradas a partir do toque da pata anterior direita e o toque da mesma ao final da trajetória determinada. Foram consideradas tentativas válidas para a coleta os valores que não ultrapassaram uma variação superior a 10% da velocidade habitual do cavalo. Cada sujeito foi avaliado uma vez na mesma condição, o que gerou 8 medidas por sujeito.

Um espaço de 60 metros em linha reta foi demarcado no chão destinado para a coleta dos dados. Cones marcavam o local onde o toque do membro anterior direito do cavalo definia o momento para ser iniciada a coleta na trajetória. O sistema de conexão de sensores e computador era acionado manualmente e a coleta se dava ao longo de toda a trajetória, no tempo aproximado de 60 segundos para cada situação avaliada. Os dados foram salvos a cada conclusão de passagem do cavalo na trajetória determinada. A sequência da ordem de coleta de cada condição avaliada foi selecionada de forma aleatória para que as posições em mesmo sequenciamento não fossem fatores de influência nos dados. O sequenciamento das situações avaliadas fora assim definido:

Material de montaria sela:

Posição 1 - Mãos na alça, pés no estribo.

Posição 2 - Mãos na alça, pés fora do estribo.

Posição 3 - Mãos na coxa, pés no estribo.

Posição 4 - Mãos na coxa, pés fora do estribo.

Material de montaria manta:

Posição 1 - Mãos na alça, pés no estribo.

Posição 2 - Mãos na alça, pés fora do estribo.

Posição 3 - Mãos na coxa, pés no estribo.

Posição 4 - Mãos na coxa, pés fora do estribo.

3.5.5 Calibração do sistema

Para a coleta de dados com os sensores inerciais, o magnetômetro e o giroscópio dos sensores também foram previamente calibrados sem a afixação na criança e no cavalo. Foram assim calibrados:

- Magnetômetro: método tradicional tal como o descrito na referência (AMORIM, 2012). Foram feitas rotações manuais dos sensores efetivadas no máximo de direções possíveis, por cerca de um minuto, de modo a obter dados da calibração do magnetômetro, os quais foram mantidos para todas as sessões de coleta de dados do mesmo turno ou dia de avaliação;
- Giroscópios: teste estático, onde os sensores permaneceram parados em um banco de madeira rígido, por cerca de um minuto, para obtenção dos dados para eliminar o *offset* dos giroscópios, os quais também foram usados para todas as sessões do dia.
- Na área de avaliação não houve presença de equipamentos celulares, a fim de não alterar os dados captados pelos magnetômetros.

Dessa forma, a mensuração dos parâmetros de amplitude média de oscilação médio lateral, anteroposterior e amplitude média de rotação relativos de tronco foram obtidos através de três sensores inerciais (Sistema G-sensor, BTS- Bioengineering), conforme mostrado na figura 2. Foi realizada a transmissão de dados via Bluetooth para um computador por meio do software G-Studio, como ilustrado na Figura 3.

Figura 2 – Representação dos sensores inerciais BTS G-sensor, Bioengineering e cinta de fixação.



Fonte: os autores

Figura 3 – Representação de aquisição e transmissão do sensor inercial ao computador através de conexão Bluetooth.



Fonte: manual BTS G-sensor

Os sensores inerciais G-sensor foram dispostos em número e níveis da coluna vertebral da seguinte forma: o primeiro sensor em quinto nível torácico (T5) e o segundo sensor em nível lombar (L5) (MUTOH et al., 2018) das crianças. Um terceiro sensor foi colocado na parte mais estável do dorso do cavalo (CHAMPAGNE, MSC CLAUDE e DUGAS, 2010) para medir o valor relativo dos parâmetros, todos fixados através de uma cinta. A figura 4 mostra a fixação dos sensores nos níveis da coluna vertebral avaliados e a fixação do sensor no cavalo para as medidas de valor relativo dos dados.

Figura 4: Demonstração do posicionamento dos sensores inerciais na coluna vertebral (L5 e T5) e no dorso do cavalo, respectivamente.



Fonte: os autores

As posições de ambos os sensores inerciais foram verificadas visualmente a cada coleta de dados, a fim de evitar alterações na posição dos mesmos. Os dados dos sensores foram armazenados diretamente no cartão de memória dos dispositivos e em um computador contendo o software G- Studio e posteriormente processados em outro software.

3.5.6 Análise dos dados

Após a aquisição dos dados através dos sensores inerciais nas diferentes situações e equipamentos de montaria, eles foram importados no software MATLAB. Então, a versão não adaptativa do filtro de Kalman estendido (FKE) (SILVA e CRUZ, 2016) foi utilizada para calcular a atitude (orientação espacial em 3 eixos) do dorso do cavalo e dos segmentos L5 e T5 da coluna vertebral. Então, por meio do cálculo de rotações relativas, foram obtidos os valores de amplitude média de oscilação médio lateral, anteroposterior e amplitude média de rotação relativos aos segmentos L5 e T5 com respeito ao dorso do cavalo. Estes foram dispostos em gráficos com medidas de média móvel e desvio padrão em torno da curva de tempo do percurso. A extração do dado foi determinada no tempo de trinta segundos do gráfico de representação dos ângulos para todas as crianças. Posteriormente esses dados foram convertidos em planilhas do Excel para a análise estatística.

Salienta-se que o total de variáveis com parâmetros dinâmicos do controle postural foi de três para cada situação e para cada material de montaria avaliados nas crianças. Ainda, destaca-se que o total de combinações de parâmetros (amplitude média de rotação, amplitude média de oscilação ap e oscilação ml) resultou em seis valores para a sela e seis para a manta para cada uma das quatro situações dinâmicas propostas (mãos na alça/ pés no estribo, mãos na alça/ pés fora do estribo, mãos na coxa/ pés no estribo e mãos na coxa/ pés fora do estribo) e para cada um dos dois equipamentos de montaria, sela e manta, em dois níveis de angulação da coluna, lombar e torácica.

Além disso, a análise de variáveis dinâmicas, como a angulação de tronco no uso de diferentes materiais de montaria e posicionamentos, se faz essencial para determinar a grau de interação entre cavalo e praticante a partir da superfície de contato e na aplicabilidade de métodos empíricos usados na prática clínica da

hipoterapia (LAGER et al., 2020). Antunes et al. (2016) destaca a necessidade de abordagem quantitativa no contexto de prática da hipoterapia. Nesse sentido, destaca-se a captura de movimentos utilizando sensores inerciais, que constitui um campo de interação de tecnologia recentemente desenvolvida com aplicação multidisciplinar (CHEN, KUANG e LI, 2016) incluindo a de reabilitação humana (WANG, ZHAO e QIU, 2014). Estudos que utilizaram análise com medida inercial sem fio, investigaram parâmetros espaço-temporais de marcha em crianças com paralisia cerebral (PC) após intervenção com hipoterapia (ANTUNES et al., 2016; MUTOH et al., 2016; MUTOH et al., 2018; SPORTING et al., 2013) com diferentes protocolos, equilíbrio de tronco em crianças PC sem a intervenção da hipoterapia (KIM, AN e YOO, 2018) e avaliação do controle postural de tronco e cabeça em crianças com Síndrome de Down após intervenção da hipoterapia (CHAMPAGNE, MSC e DUGAS, 2010). Por fim, um estudo que investigou resposta de alinhamento dinâmico de tronco com medida de aceleração e velocidade angular, porém com simulador de cavalo (FUNAKOSHI et al., 2018) e outro que investigou acelerações mediante variação de acessório e piso, encontrando acelerações mais elevadas nas direções anteroposterior, vertical e lateral, respectivamente e nas situações do cavalo utilizando sela e deslocamento no asfalto (MENEZES et al., 2019).

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Estatística descritiva foi adotada para análise dos dados e os valores foram apresentados como média e desvio padrão. A comparação dos materiais nas diferentes situações dinâmicas foi analisada pelo teste para dados pareados.

A Anova de medidas repetidas e o teste *post-hoc* foram utilizados para comparar os resultados de todos os parâmetros dinâmicos nas variações avaliadas e apresentadas suas médias marginais estimadas e intervalos de confiança de 95%. O nível de significância foi fixado em $\alpha = 0,05$ para todos os testes e o software estatístico SPSS (Versão 22.0) foi utilizado para todas as análises.

4. RESULTADOS

Apresentar-se-á o artigo desta dissertação, mostrando os resultados desse estudo, os quais foram conduzidos e planejados com fins de submissão à revista *Clinical Biomechanics*. Os resultados trazem os dados de desfecho da angulação de tronco de crianças durante o andar a cavalo em amplitudes médias de oscilações médio laterais, anteroposteriores e amplitude média de rotações relativas em relação ao cavalo e medidas a partir de sensores inerciais de movimento. As variáveis de estabilidade de tronco foram medidas em quatro situações para cada um dos materiais de montaria, sela e manta, bem como, para as dezesseis crianças que compuseram a amostra desta pesquisa.

Essa dissertação, seguida pelo artigo, apresenta-se como modelo alternativo aceito pela Universidade Federal de Santa Maria, conforme manual de dissertações e teses - MDT.

Changes in trunk postural control with different types of mounts with relevance for Hippotherapy

Vanessa Elisa Hennig¹, André Luís da Silva², Marcelo Serrano Zanetti³, Fernando Copetti^{4*}.

¹ Universidade Federal de Santa Maria, Centro de Educação Física e Desporto. Avenida Roraima n. 1000, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brazil. Zip Code: 97105-900. E-mail: vanessa.hennig8@gmail.com.

² Universidade Federal de Santa Maria, Centro de Tecnologia, Departamento de Engenharia Mecânica, Avenida Roraima n. 1000, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brazil. Zip Code: 97105-900. E-mail: andre.silva@ufsm.br

³ Universidade Federal de Santa Maria, Centro de Tecnologia, Departamento de Eletrônica e Computação, Avenida Roraima n. 1000, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brazil. Zip Code: 97105-900. E-mail: marcelo.zanetti@ufsm.br.

⁴ Universidade Federal de Santa Maria, Centro de Educação Física e Desporto, Departamento de Métodos e Técnicas Desportivas, Avenida Roraima n. 1000, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brazil. Zip Code: 97105-900. E-mail: fernando.copetti@ufsm.br.

*Corresponding author: Centro de Educação Física e Desporto, Universidade Federal de Santa Maria, n. 1000, Avenida Roraima, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brazil. Zip Code: 97105-900. E-mail: fernando.copetti@ufsm.br.

Word count abstract: 250

Word count main text: 5097

Abstract

Background: Hippotherapy is a rehabilitation method that uses the horse's movement to stimulate sensory, neuromotor, and cognitive systems for functional improvement. Trunk postural control demands can be manipulated through varying mounting materials and patient positioning on the horse. This study aimed to evaluate the postural control of the trunk of children with neurotypical development when the riding materials and positioning of the feet and hands were modified during horse riding. **Methods:** fifteen children with neurotypical development, age group (6-12 years), of both sexes, participated during a hippotherapy session. Postural control was measured by the mean amplitudes of oscillation of the lumbar (L5) and thoracic (T5) segments in the mediolateral, anteroposterior and rotational planes with a portable inertial measurement system, in the situations of using the saddle or blanket, hands resting on the straps or thighs and feet free or supported on the stirrup. **Results:** Differences were observed only in lumbar and thoracic oscillation in the mediolateral direction. These values were significantly higher with the use of the blanket when the hands were on the handle and feet in the stirrups, compared to the use of the saddle. It was also observed that when using the blanket and with the feet positioned in the stirrups, statistical differences with higher values occurred with the hands on the handle compared to the thighs positioning. **Conclusion:** The use of the blanket equipment associated with the support of the hands on the handles and feet on the stirrups produces greater mediolateral oscillation in the subjects.

Descriptors: Balance. Stability. Children. Hippotherapy. Kinematics.

1. INTRODUCTION

Dysfunctions of postural control in children, commonly resulting from a primary brain injury, generate deficits in neuromotor integrity (Dewar, Love, and Johnston, 2015). Postural control is a complex human ability to maintain the body's position in space for postural orientation and stability (Shumway-Cook and Woollacott, 2012; Dewar, Love, and Johnston, 2015) in static or dynamic activities (Pollock et al., 2000; Karthikbabu et al., 2011). Trunk stability plays a key role in sitting independently, allowing extensive use of the upper limbs for broad manual or motor functional activities (Pavão et al., 2013; Matusiak-Wieczorek, Malachowska-Sobieska, and Marek Synder, 2016), in addition to being an indicator of the responsiveness of postural control (Pavão et al., 2014). For this, the simultaneous work of balance sense and motor skills has been described as one of the best ways to achieve postural control in children in therapeutic programs (Matusiak-Wieczorek, Malachowska-Sobieska, and Marek Synder, 2016).

Hippotherapy has been suggested as an alternative rehabilitation program with evidence suggesting positive results in sitting postural control in children with different disorders (Harris and Roxborough, 2005; Hamill, Washington, and White, 2007; Kang, Jung, and Yu, 2012; Matusiak- Wieczorek, Małachowska-Sobieska and Synder, 2016; Matusiak-Wieczorek et al., 2020). The practice is based on the use of multisensory stimuli (Silveira and Wibelinger, 2011) emitted to the patient on horseback through the horse's rhythmic movements. These movements generate constant demands for postural adjustments and dissociation of the pelvic and scapular girdles, determining tonic trunk adjustment reactions that dynamically train stability and postural control, and have therapeutic effects (Janura et al., 2009; Espindula et al., 2016).

During hippotherapy sessions, the intentional manipulation of equine movement as a therapeutic strategy tool to generate stimuli from the sensory, neuromotor, and cognitive systems has been used in the clinical reasoning of health team professionals involved in this therapeutic practice (Aha, 2021). In addition to the manipulation of the horse, some factors associated with the task of riding a horse can be manipulated, influencing the intensity of stimuli generated by the movements to increase or reduce the demand for postural control according to the patient's needs (Silkwood-Sherer et al., 2012; Dewar et al., 2015). Among the factors for handling the task are the variation of riding materials, such as the use of a saddle or blanket, the positioning of the feet supported on stirrups or loose (Espindula et al., 2012, Espindula et al., 2014, Ribeiro et al., 2018, Junior et al., 2020 and Silva et al., 2021), changes in horse displacement speed, variation of horse displacement surface stiffness (Ioris and Macedo, 2006, Flores et al., 2015 and Moraes et al., 2018), as well as the combination of the use of blanket and saddle with the rigidity of the horse's displacement surfaces (Mendonça et al., 2019). However, there are still few studies that describe this association between the type of riding material and variations in patient positioning used in hippotherapy protocols. In addition, knowledge about how these variations influence postural control responses remains incipient.

As far as we know, there are no studies that refer to values of trunk postural control responses in children with neurotypical development during horseback riding through variation of riding material and positioning of hands and feet.

Junior et. al (2020) demonstrated that the use of saddle and feet positioned in the stirrup induces an effect of greater trunk muscle activation after 30 minutes of

sessions in children with neurotypical development. Ribeiro et al. (2018) found greater muscle activation of the lower limbs during different minutes of the sessions in the use of the blanket and feet positioned in the stirrup, also in subjects with neurotypical development. In this sense, values that can report normality data during the intervention with Hippotherapy in healthy subjects become important for therapists to have parameters to reference their clinical reasoning during their interventions.

Therefore, the objective of the study was to evaluate whether the behavior of trunk postural control of children with neurotypical development is modified when subjected to a condition of a hippotherapy session with the variation of mounting materials and positioning of the feet and hands during a session. This study hypothesizes that the variation of the blanket to the saddle, of the feet positioned in the stirrup or free, and of the position of the hands-on the thigh or supported on the handle will generate different demands of postural control reflected in the angular values of the average amplitude of oscillations and relative trunk rotation of children during horseback riding in a typical hippotherapy session.

2. METHODS

2.1 Study design

A cross-sectional study was carried out with children with neurotypical development, who underwent three sessions of hippotherapy. Two sessions served as experience and adaptation to the horse, and the third session for evaluation. The evaluation took place at a one-week interval after the experiment period (Janura et al., 2009). The subjects were evaluated in eight different riding situations: a) when riding in the saddle: Position 1 - Hands on the handle, feet on the stirrup; Position 2- Hands on the handle, feet out of the stirrup; Position 3 - Hands on the thigh, feet on the stirrup; Position 4 - Hands on the thigh, feet outside the stirrup and b) when riding on the blanket: Position 1 - Hands on the handle, feet on the stirrup; Position 2 - Hands on the handle, feet out of the stirrup; Position 3 - Hands on the thigh, feet on the stirrup; Position 4 - Hands on the thigh, feet outside the stirrup. Participants were not previously informed about the sequence order of the evaluations, which were randomly collected.

2.2 Ethical aspects

The project was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Santa Maria (UFSM), located in Santa Maria, in the state of Rio Grande do Sul, Brazil, under protocol number CAAE 66560117.8.0000.5346 All participants were informed about the study procedures and signed an informed consent form. The evaluation methods and experiments used in this study follow the ethical precepts of the National Health Council on research involving human beings and were approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Santa Maria.

2.3 Participants

This study evaluated fifteen children with typical development for eligibility and selected according to the following inclusion criteria: age between 6 and 12 years old; having at least one previous horse riding experience. Children who regularly participated in equestrian programs were excluded; children with BMI classified in the obesity range (BMI curve ≥ 19 Kg/m² according to age in years and months – female gender; BMI curve ≥ 18 kg/m² according to age in years and months – male gender) or marked thinness (BMI curve ≤ 12 Kg/m² according to age in years and months – female; BMI curve ≤ 12 Kg/m² according to age in years and months – male) for the classification of the age group from 5 to 19 years old (WHO, 2007); having an uncorrected hearing or visual impairment; exposing fear or insecurity after the two sessions of adaptation to the horse.

Initially, 24 children were eligible for the study. Three children were excluded for presenting obesity classification according to BMI. Of the 21 who started the study, five did not attend one of the fitting sessions or the day for collection and one child did not complete the assessment. Fifteen children made up the study group, nine females (60%) and six males (40%), the mean age of 9.13 ± 1.88 years old, body weight (37.31 ± 11.03 kg), height (1.42 ± 0.16 cm), and trunk-cephalic height (75.73 ± 7.58 cm).

2.4 Protocol

A 25-year-old female, Criollo, approximately 1.45 m (height at the withers), and 370 kg, with an anti-epistaxis stride pattern, mean displacement speed of 1.0 m/s and mean frequency of 79 steps/min. The same set of halter and mount equipment was maintained throughout the experiment. The mounting materials used were an adapted saddle with a handle, English type, and a blanket with double saddle and stirrups.

Two sessions of experiences with hippotherapy were given to the children before data collection and on different days. For each of the two sessions, the children had contact for adaptation and experience with the horse, as well as they made use of the two types of riding material, saddle and blanket, and experienced the variation in the positioning of the hands and feet that were used in the study. The time of each adaptation session was 45 minutes. On these days, the subjects were measured regarding the anthropometric characteristics of body mass (kg), height (cm), and trunk-cephalic height (Petroski, 2003). The third hippotherapy session was intended for the data collection protocol, performed individually and at a previously scheduled time, with a minimum of seven days break about the second experience session. The sequence of data collection in the different combinations of positions and equipment was randomly defined.

For data collection, a 60-meter course was delimited, in a straight line, on an asphalt surface. This distance was previously estimated from the average speed of the horse moving at a pace, to allow data collection for 60 seconds and control of the speed of displacement. When the horse touched the foreleg inside the demarcated area, the sensor data collection system was manually activated, which ended after 60 seconds. Collections were considered valid when variations in the horse's displacement speed, measured by a chronometer manually, did not exceed 5% more or less than the average speed of the horse. The average speed of the horse's displacement was previously calculated by performing 10 measurements of the time taken to cover the path.

For data collection, the portable inertial motion measurement system BTS G – Sensor (model I - 35129; Bioengineering, Padova, Italy) was used. System calibration was performed before each collection day, following the traditional method (Amorim, 2012): manual rotation of the sensors carried out in as many directions as possible, for about one minute, to obtain magnetometer calibration data; static test, where the sensors remained stationary on a rigid wooden bench, for about one minute, to obtain the gyroscope calibration data. In the evaluation area, there was no presence of cellular or magnetic equipment.

The sensors mounted in the horse and L5 and T5 segments of the spine of a child measure data as those presented in figure 1. In this figure, only the data of the sensor mounted in the horse are shown. The first, second, and third columns are

related to the accelerometer, magnetometer, and gyroscope, respectively; each row is associated with the sensitivity axes x , y , and z .

Each plot in figure 1 represents a variable concerning the time. The data shown were obtained in a time window of 70 seconds. The sampling rate of the sensors is 100 Hz. Two-time series are present in each plot: raw data and filtered data. The raw data are in the format written by the sensor in a memory card, the filtered data are determined by post-processing performed by the authors, using a discrete low pass filter with a cutoff frequency of 15 Hz.

The positions tested in this study were: hands in the handle and feet in the stirrup, Hands in the handle and feet out of the stirrup; Hands on the thigh and feet on the stirrups; Hands-on thighs and feet outside stirrups. These positions were measured using two different equipment, saddle, and blanket.

2.5 Data processing

After acquiring the data through the inertial sensors in the different situations and mounting equipment, they were imported into the MATLAB software. The non-adaptive version of the extended Kalman filter (FKE) (Silva and Cruz, 2016) was used.

The objective of the Kalman filter is to determine the orientation of the sensors mounted in the horse and L5 and T5 segments of the children's spine, from the respective filtered data of accelerometer, magnetometer, and gyroscope. The calculations are performed independently for each sensor, generating the φ , θ , and ψ angles for each one, as illustrated in figure 2.

The Kalman filter assumes that the Earth is an inertial frame, such that the orientation angles are determined relative to the ground. In this sense, in the plots of figure 2, the angles φ , and θ indicate the lateral inclination and the elevation concerning the horizon, respectively, and ψ represents the azimuth concerning the north. The first column refers to the horse, the second and third to the L5 and T5 segments of the children's spine, respectively.

Orientation angles as those of figure 2 are useful when the objective is to evaluate the behavior of the horse or the human alone. However, in the research in question, the interest is to investigate the orientation of the child relative to the horse. In this way, the results of figure 2 are used to calculate the φ , θ , and ψ angles of the child concerning the horse. This is done using rotation matrices that relate the

reference frames of the 3 sensors one concerning another. An algorithm was implemented by the authors for doing this job, it processes the orientation angles relative to the ground, giving orientation angles relative to the horse. This determines results such that presented in figure 3.

The results in figure 3 were determined from the data of figure 2. The first column is the orientation relative to the horse of the sensor located in the child's L5 segment; the second column is the analogue for the T5 segment. The first, second, and third rows show the angles of the child's spine relative to the horse: medial-lateral (φ), anteroposterior (θ), and rotation (ψ).

The time series in figure 3 show continuous oscillations of the child concerning the horse. It is not easy to evaluate the postural behavior from such a plot. In this sense, these data shall be processed to become more comprehensive. In the field of mechanics, there are two ways of doing this: stationary and dynamic analysis.

The dynamic analyses comprehend parameters such that: time constants, damping, and characteristic frequencies. Stationary analyses involve parameters such that: equilibrium points and amplitude of oscillation.

In this work, the authors decided to perform a stationary analysis. In this sense, the time series such as those of figure 3 shall be processed to show some steady behavior. In this way, two metrics were adopted:

- Moving average of the last 10 seconds;
- Moving standard deviation of the last 10 seconds.

The frequency of the movement in figure 3 is approximately 1 Hz. For this reason, the time window of 10 seconds in the moving average can take the mean of approximately 10 oscillations.

The moving average is computed as the arithmetic means of the data in the last 10 seconds from the time of analysis. The moving standard deviation is computed using the same data, taking as reference the former average.

The moving average and the moving standard deviation are computed for each instant of time after the first 10 seconds of the time window, providing these measurements as functions of time. As an example, figure 4 shows the moving average and moving standard deviation for the time series of figure 3. The results are superimposed with the original data, to emphasize the capability of the method in

smoothing the data. The solid dark line is the moving average, while the dashed lines are the moving average plus and minus the moving standard deviation.

The results in figure 4 clearly show the almost stationary behavior of the moving average and standard deviation. Despite the permanent oscillations of the time series, the moving average and standard deviation have a slow variation. The moving average shows the tendency of the child to maintain its spine in an equilibrium orientation, while the moving standard deviation measures the degree of oscillation around this equilibrium position.

Figure 5 shows the individual plots of the moving average and moving standard deviation of figure 4. These are the variables adopted to investigate the trunk angular behavior of the children in this work. From this moment after, these metrics are called by names that represent their physical meaning:

- The moving average is called mean orientation;
- The moving standard deviation is called the mean amplitude of oscillation.

2.5 Statistical analysis

Statistical treatment was carried out using SPSS® 22.0 software. Initially, the normality of data distribution was tested by the Shapiro-Wilk test, which determined the use of parametric tests. The comparison of the values of the mean amplitude of rotation, mean amplitude of oscillation *ap*, and relative *ml* of trunk provided by the software, according to each variation of the positioning of hands and feet and use of mounting accessories used, were performed using the t-test. An ANOVA with repeated measures was used for multiple comparisons of variables between dynamic situations, followed by the *post hoc* sidak test. In all analyses, the significance level adopted was 5%.

3. RESULTS

The comparative values of the average amplitude of oscillation *ML*, of oscillation *AP* and the average amplitude of rotation of the trunk according to the situations of the positioning of the feet and hands and use of the saddle and blanket mounting materials are shown in table 1.

In the comparison between mounting materials, saddle and blanket, significant differences were found in the average amplitude of *ML* sway, both at the lumbar

($p=0.034$) and thoracic ($p=0.044$) level in position 1, hands on the handle and feet on the stirrup, to the condition with the use of the blanket. The effect size measure proved to be moderately used in the comparison of means, defined by Cohen 0.70 and 0.68, for the lumbar and thoracic levels respectively.

In the comparison between positions for each mounting material, significant differences were found in the average amplitude of ML oscillation in the variation of the positioning of the hands in the hand strap on the thigh, both with feet in the stirrup and only in the use of the blanket ($p= 0.017$).

4. DISCUSSION

This study sought to investigate whether changes in the mounting material, saddle or blanket, the variation in the positioning of the hands resting on the straps or resting on the thighs, and the position of the feet resting on the stirrups or loose produce different demands for postural control and, therefore, reflect in the angulations of mean amplitudes of oscillation and relative rotation of the trunk of children during a session of hippotherapy. The assessments quantified the dynamic parameters of postural control, adapted to the real context of hippotherapy within a quantitative approach, which provide a good representation of the responses in the intervention situation (Espindula et al., 2012; Antunes et al., 2016). The present study does not present a treatment effect of hippotherapy but describes information on strategies used in therapy that can contribute to the clinical reasoning of professionals.

The results of the present study demonstrate that the angles of the average amplitude of lumbar and thoracic ML oscillation change when the riding equipment, saddle, or blanket is modified, observing a statistical difference for the condition with the hands on the handle and feet supported on the stirrups, with higher values in the use of the blanket. The choice of riding equipment and positioning used in the dynamic situations evaluated interfered differently in the responses of dynamic trunk postural control. This demonstrates that the patient in the sitting position during horseback riding, according to the saddle material and the positioning of the hands and feet chosen in a hippotherapy session, alters the impulses transmitted from the horse to the rider, producing different demands for postural adjustments. (Silkwood-Sherer et al., 2012; Dewar et al., 2015). These variations are important factors to be considered in therapeutic planning (Espindula et al., 2012; Espindula et al., 2014; and Lage et al., 2020).

The trunk musculature shows a fundamental role in functional activities due to its relationship with a balance parameter (Farley and Koshland, 2000), and voluntary trunk movement as agonist and synergist (Le Bozec, Lesne, and Bouisset, 2001) responding automatically for unpredictable disturbances and in preparation for movement induced by the upper and lower limbs (Hodges and Richardson, 1997). Thus, the results presented here suggest that the type of riding equipment can modify, increasing or decreasing, the angulations reflected in the average oscillations and trunk rotations due to physical and structural differences between the riding accessories (Alves, 2009), as well as support of different positions (Ribeiro et al., 2018), requesting different responses of postural adaptation of the child sitting on horseback.

In the present study, the mean amplitude values in the AP and ML directions differed and were significantly higher in the ML direction, both with the saddle and blanket equipment, with higher values for the use of the blanket. This finding is consistent with those demonstrated by Clayton et al. (2011), in which displacement amplitudes measured by the displacement of the center of pressure were even greater in the AP and ML direction for subjects with CP compared to healthy subjects, with a greater value for the AP direction, in the situation of using the saddle, attributed to low trunk stability. Espindula et al. (2014) found a response of better muscle control, tone, and balance when using the blanket and feet outside the stirrups, in a study with children with Down Syndrome.

Although the horse's movements are recognized as factors of therapeutic stimulus, data on the biomechanical interactions between horse and rider with implications of the variation of riding material and positioning of the patients in hippotherapy still need investigation. Studies such as Faber et al. (2001) evaluated the angular movement of four horses at the level of the thoracic, lumbar, and sacral spine in three axes – flexion and extension, axial rotation, and lateral displacement, and showed that the variability between horses was low for flexion and extension, a little bigger for rotation and bigger for lateral displacement. These results help to explain why the evaluated subjects had a higher angular value in the mean amplitude of lateral mean oscillation. In another study, Donaldson (2019), evaluated the interaction of horse pacing movements with different riders in conditions similar to hippotherapy and also used a goniometric data system to measure the angles of flexion and extension

of the thoracic and lumbar spine, as well as the of hip flexion, extension, adduction and abduction of the evaluated subjects. The results showed that, although the subjects had different initial postures, there were no significant differences between the ranges of motion evaluated, corroborating the findings of this study, showing that different subjects have the same angular behavior with greater mean amplitude of mediolateral sway. In addition, the study did not identify significant differences between the six different riders in the equine movement, suggesting the importance of studies to evaluate the biomechanical relationship between horse and rider and the impact on the practitioner during hippotherapy.

Studies that investigated postural control from angulations of the medium amplitude of oscillations and trunk rotation through modification of the mounting material or positioning were not found. In the same way, the investigation of the influence of the variation of the support of the hands in the postural control is not reported in studies, and when present, only restricted to the description of the support of the hands adopted in the mount. However, studies with trunk electromyography investigating riding material, report that the blanket together with the positioning of the feet in the stirrup provides greater muscle recruitment by optimizing tonus in patients with Down Syndrome (Espindula et al., 2014). The activation of the trunk muscles was also evaluated using a comparative analysis in the variation of the riding material associated with the performance of functional tasks in healthy children, finding a difference in muscle activation in the equipment condition, with greater activation in the use of the saddle with feet positioned in the stirrup when compared to blanket without stirrups (Junior et al., 2020).

The variation of the use of riding equipment, the ability to adapt to the mobile base, saddle, and blanket, requires constant adjustment of the postural control response, including, especially, activation of trunk and lower limb muscles (Huet and Moraes, 2003; Plessis, Buys and Bruyn, 2019). Studies have investigated the relationship of varying types of riding materials and the positioning of subjects' limbs when mounted with muscle activity. Greater muscle activation of the lower limbs was observed when the feet were positioned in the stirrup, with the use of the blanket, in healthy subjects (Ribeiro et al., 2018); greater muscle activation of the lower limbs and trunk in the use of the blanket and feet positioned outside the stirrup for subjects with Down Syndrome and intellectual disability, and with the use of the saddle and feet

positioned in the stirrup for subjects with cerebral palsy (Lage et al., 2020). Greater homogeneous muscle activation of the trunk in the use of the saddle and feet positioned in the stirrup in subjects with cerebral palsy (Espindula et al., 2012). In this sense, it is observed that variations in the type of riding material and the positioning of feet and hands in the sitting posture during riding are established by the relationship of the pelvis and lower limbs as contact points for transferring movement from the horse to the practitioner (Medeiros, 2008; Alves, 2009).

The pelvis establishes the point of contact and distribution of forces, exerting greater stability of the movement, as proximal support than when forces are applied distally, that is, in the lower or upper limbs (Know, 2011). Thus, in our study, the variation in the positioning of the hands when attached to the handles for the free position on the thighs when using the blanket generated an increase in the demand for postural control, reflected in the values of mean ML sway amplitude. The point of the upper limbs that were fixed provided by the hands-on handle was changed to free support on the thighs and offered greater disturbance of forces. The blanket proved to be a material that exerts greater demand for postural control (Alves, 2009). This can be observed in the study by Ribeiro et al. (2018), who found greater muscle activation of the lower limbs also with the use of the blanket in the assessment with healthy subjects during hippotherapy, attributing that the feet positioned in the stirrups are a relevant factor for greater muscle activation of the lower limbs in maintaining postural control during horseback riding, especially in the use of the blanket as riding material.

The influence of postural control in the AP direction is predominantly controlled by antigravity torques generated from ankle plantarflexion and dorsiflexion movements, while in the ML direction it is controlled by hip abduction and adduction movements, involving lateral changes (RIACH e STARKES, 1994; WANG and NEWELL, 2014). Our findings showed a greater demand for postural control reflected in the average amplitude of ML sway when using the blanket and feet positioned in the stirrup, results that corroborate those also found by Ribeiro et al. (2018) on greater muscle activation of the lower limbs, quadriceps femoris and tibialis anterior, with the blanket and the positioning of the feet in the stirrup in healthy subjects, and with Ribeiro et al. (2019), who also showed results of greater intensity of stimuli with greater muscle activation of the tibialis anterior, in the same situation of the blanket and feet positioned

in the stirrup in healthy subjects and CP, in addition to improved gross motor function in the CP group.

Thus, the change in the angular values of the postural control variables represents different adaptive demands, which may require greater or lesser demand for postural adjustment from subjects when mounted on horseback. Studies that investigated changes in angular measures of postural control variables through inertial sensors during riding were also not found. Likewise, no studies were found evaluating these variables during manipulation based on the variation of mounting material and positioning of hands and feet.

Based on the results presented in this study, varying the riding material, identified in the use of the blanket, increases the demand for postural control, reflected in the parameter of the mean amplitude of mean lateral sway. This modification of postural control behavior was identified when this type of material was used associated with the change in the positioning of the hands and feet adopted by the subjects. Specifically, this occurred when there was variation from the support of the hands-on straps to when they were supported on the thighs, in the situation of the feet in the stirrups. These results can serve as a basis for clinical applicability, as they affect the modification of the demand for postural control response, making a future study necessary on the application of these data in subjects with different pathologies treated under this therapeutic method.

Regarding the evaluation method and protocol used in this study, it proved to be able to identify variations in the situations tested. However, some limitations may be caused by the moving average measurement, the average orientation captured by the sensor, by the mounting sensor and fixation system on the body under the influence of variables such as skin, clothing, spinal bone structure, and the mounting itself, although all positions have been standardized for all subjects, there is individual static accommodation to the horse.

Despite some limitations, this is the first known study that objectively quantifies these variables that reflect trunk postural control in the dynamic riding situation, as well as through the evaluation of parameters by inertial motion sensors. The measurement of these measures is important since it describes the change in the demand for postural control of the trunk involved in the task of horseback riding through variations in riding material and positioning of the feet and hands. In addition, the results of this study will

be able to contribute to scientific evidence for the decision-making of the teams in the elaboration of the therapeutic proposal applied to pathological children.

5. CONCLUSION

In conclusion, our study indicated that the postural control of the trunk reflected in the angulations of mean oscillations and relative rotation of the children changed when mounted on the horse with the use of different riding materials and hand and foot positioning. Differences occurred in the mean amplitude of oscillation ML in the use of the saddle and blanket in the positioning of the hands in the handle and feet in the stirrups. Likewise, a difference was observed when there was variation in the positioning of the hands-on handle for support on the thighs with the feet positioned in the stirrups, with the use of the blanket.

Conflict of interest

The authors declare that there was no conflict of interest related to this research.

Financial support

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001

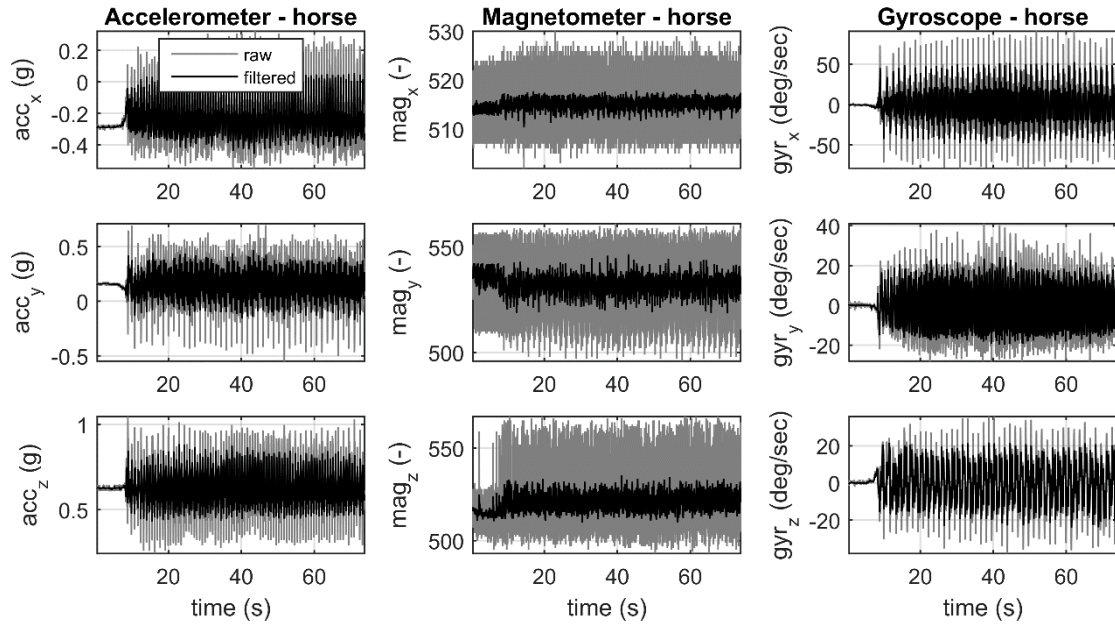


Figure 1: Data measured by the sensor in the horse.

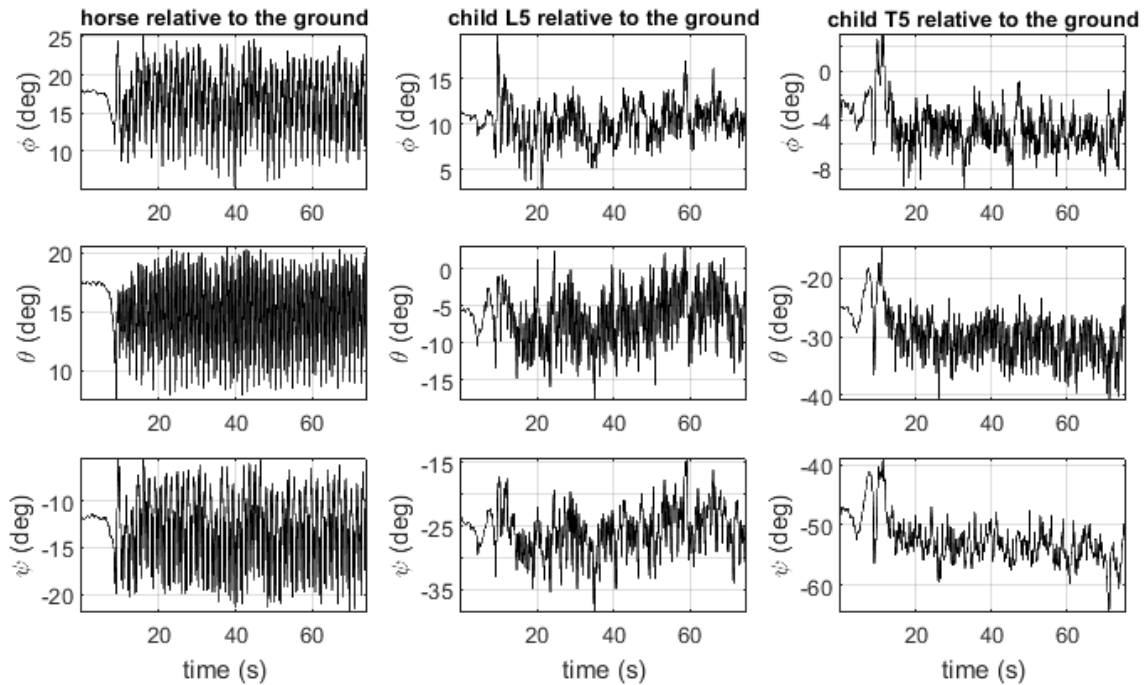


Figure 2: Angles determined by the Kalman filter concerning the ground.

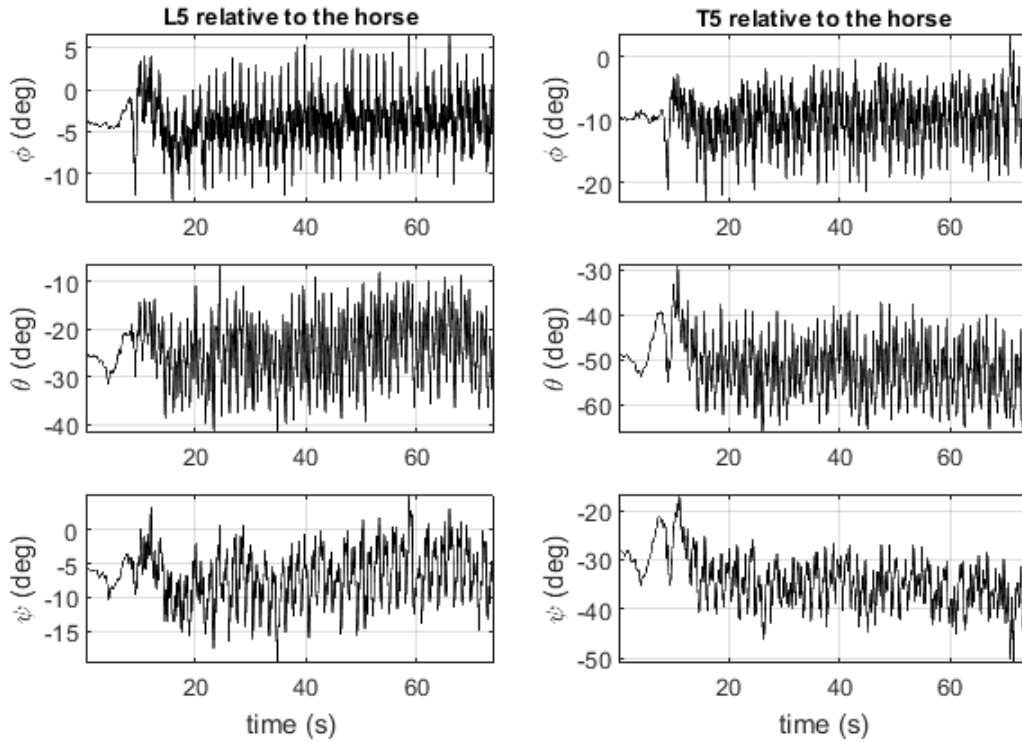


Figure 3: Angles of the L5 and T5 segments of the child's pine concerning the horse.

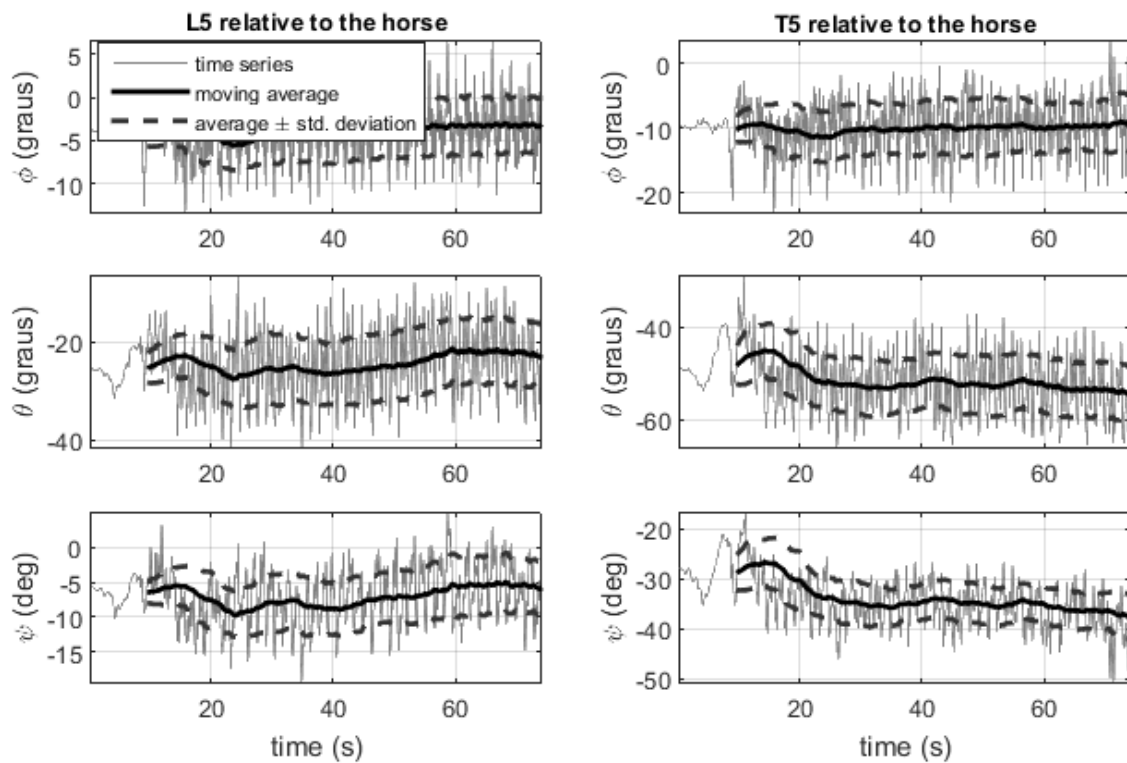


Figure 4: Angles of T5 and L5 segments: function of the time, moving average, and mean deviations concerning the mean average.

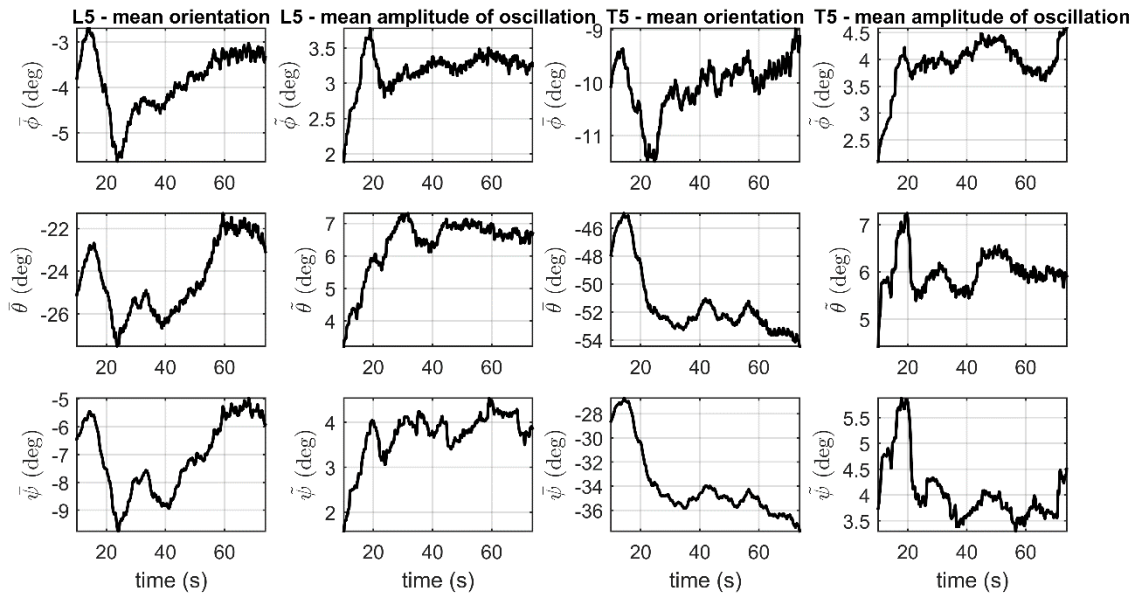


Figure 5: Mean orientation and mean amplitude of oscillation of the L5 and T5 segments.

Table 1. Outcomes of the variables in different positions and mounting material.

	Position 1 Average \pm SD	Position 2 Average \pm SD	Position 3 Average \pm SD	Position 4 Average \pm SD	p-value
Saddle					
Lumbar Oscillation- ML(ϕ)	2.69 \pm 1.02#	2.94 \pm 1.10	2.56 \pm 0.82	2.97 \pm 1.18	0.509
Lumbar Oscillation- AP(θ)	6.19 \pm 3.17	5.87 \pm 2.88	5.30 \pm 2.12	5.84 \pm 2.52	0.657
Oscilação Torácica- ML(ϕ)	3.30 \pm 1.36#	3.37 \pm 1.20	3.12 \pm 0.90	3.56 \pm 1.28	0.365
Oscilação Torácica- AP(θ)	5.21 \pm 1.31	5.24 \pm 2.32	5.14 \pm 1.70	5.09 \pm 1.78	0.995
Lumbar Rotation(ψ)	4.50 \pm 2.86	4.68 \pm 2.49	3.78 \pm 1.65	4.30 \pm 1.77	0.456
Thoracic Rotation(ψ)	4.59 \pm 1.25	4.22 \pm 1.67	4.25 \pm 2.13	4.39 \pm 1.42	0.920
Blanket					
Lumbar Oscillation - ML(ϕ)	3,71 \pm 1,86#*	2,60 \pm 1,05	2,23 \pm 0,87*	2,45 \pm 1,08	0,007*
Lumbar Oscillation - AP(θ)	5,17 \pm 1,65	5,72 \pm 2,64	5,51 \pm 2,06	5,67 \pm 2,11	0,846
Thoracic Oscillation - ML(ϕ)	4,30 \pm 1,67#*	3,12 \pm 1,48	2,86 \pm 1,08*	3,21 \pm 1,31	0,017*
Thoracic Oscillation- AP(θ)	5,08 \pm 1,51	5,12 \pm 1,95	4,73 \pm 1,92	4,89 \pm 1,88	0,869
Lumbar Rotation(ψ)	3,79 \pm 1,16	4,04 \pm 1,71	3,26 \pm 1,15	3,79 \pm 1,62	0,417
Thoracic Rotation(ψ)	4,36 \pm 1,35	4,30 \pm 1,40	3,65 \pm 1,31	4,33 \pm 1,11	0,204

– t-test for paired data; – ANOVA test with repeated measures (n=15);

ML - mediolateral AP - anteroposterior; θ – Theta angle of the relative anteroposterior oscillation measurement; ϕ – Angle phi of the relative mediolateral oscillation measurement; ψ – Psi angle of the relative rotation measure; Average – an average of the mean amplitude of oscillation data; Position 1= Hands on the handle, feet on the stirrup; Position 2= Hands on the handle, feet out of the stirrup; Position 3= Hands on the thigh, feet on the stirrup; Position 4= Hands on the thigh, feet outside the stirrup;

The line * indicates a statistical difference in the comparison between the positions for each saddle and blanket material. Values of $p < 0.05$ were considered significant;

Column # indicates statistical differences in the comparison of variables in each position in the comparison between saddle and blanket; SD – standard deviation of the mean amplitude of oscillation data.

Na coluna # indica diferenças estatísticas na comparação das variáveis em cada posição na comparação entre sela e manta; DP – desvio padrão dos dados de amplitude média de oscilação.

References

Alves, E. M. R. *Prática em equoterapia uma abordagem fisioterápica*. Atheneu. 1^a ed.; 2009.

American Hippotherapy Association. What is hippotherapy? Disponível em: <https://www.americanhippotherapyassociation.org/>. Acesso em: 10 mai. 2021.

Amorim, J., 2012. *Calibração de magnetômetros para aplicações espaciais*. Dissertação (Mestrado em Engenharia da Informação) - Universidade Federal do ABC.

Antunes, F.N., Pinho, A.S., Kleiner, A.F.R., Salazar, A.P., Eltz, G.D., Junior, A.A.O., et al., 2016. Different horse's paces during hippotherapy on spatio-temporal parameters of gait in children with bilateral spastic cerebral palsy: a feasibility study. *Res Dev Disabil.* 59, 65–72. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2016.07.015>.

Champagne D., Dugas C., 2010. Improving gross motor function and postural control with hippotherapy in children with Down syndrome: case reports. *Physiother Theory Pract.* 26, 564 –571. doi:10.3109/09593981003623659.

Correa, J.C., Correa, F.I., Franco, R.C., Bigongiari, A., 2007. Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 47 (3), 131-136.

Clayton, H.M., Kaiser, L.J., de Pue, B., Kaiser, L. Center-of pressure movements during equine-assisted activities. *Am J Occup Ther.* 65 (2), 211-6. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.2011.000851>. PMID:21476369.

Dewar, R., Love, S., Johnston, L.M., 2015. Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev. Med. Child Neurol.* 57, 504–520. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12660>.

Espindula, A.P., Simões, M., Assis, I.S.A., Fernandes, M., Ferreira, A.A., Ferraz, P.F., et al., 2012. Electromyographic analysis during hippotherapy sessions in practitioners with cerebral palsy. *ConScientiae Saúde.* 11 (4), 668–676. <https://doi.org/10.5585/ConsSaude.v11, n4.3276>.

Espindula, A.P., Assis, I.S.A., Simões, M., Ribeiro, M.F., Alex Abadio Ferreira, A.A., et al., 2014. Material de montaria para equoterapia em indivíduos com síndrome de Down: estudo eletromiográfico. *ConScientiae Saúde.* 13 (3), 349-356. <https://doi.org/10.5585/conssaude.v13n3.4939>.

Espindula, A.P., et al., 2016. Effects of hippotherapy on posture in individuals with Down Syndrome. *Fisioter. Mov.* 29 (3). <http://dx.doi.org/10.1590/0103-5150.029.003.AO07>.

Faber, M., Johnston, C., Schamhardt, H.C., van Weeren, P.R., Roepstorff, L., Barneveld, A., 2001. Three-dimensional kinematics of the equine spine during canter. *Equine Vet J Suppl.* 33, 45-9. doi: 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05378.x.

Farley, B.G., Koshland, G.F: Trunk muscle activity during the simultaneous performance of two motor tasks, 2000. *Exp Brain Res.* 135, 483–496. <https://doi.org/10.1007/s002210000551>.

Flores, F.M., Dagnese, F., Mota, C.B., Copetti, F., 2015. Parameters of the center of pressure displacement on the saddle during hippotherapy on different surfaces. *Braz. J. Phys. Ther.* 19 (3), 211–217. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0090>.

Hamill, D., Washington, K.A., White, O.R., 2007. The effect of hippotherapy on postural control in sitting for children with cerebral palsy. *Phys Occup Ther Pediatr.* 27 (4), 23-42. https://doi.org/10.1080/J006v27n04_03.

Harris, S., R., Roxborough, L., 2005. Efficacy and effectiveness of physical therapy in enhancing postural control in children with cerebral palsy. *Neural Plast.* 12 (2-3), 229-43. doi:10.1155/NP.2005.229

Hodges, P.W., Richardson, C.A., 1997. Contraction of the abdominal muscle is associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 77, 132–142. doi: 10.1093/ptj/77.2.132.

Horak, F.B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing.* 35, ii7-11. <http://dx.doi.org/10.1093/ageing/afl077>.

Ioris, M.N., Macedo, L.B., 2006. Análise da mobilidade pélvica do cavaleiro provocada pela andadura ao passo do cavalo em terrenos variados. *Arq Bras Paralisia Cerebral.* 2 (5), 26–30.

Janura, M., Peham, C., Dvořáková, T., Elfmark, M., 2009. An assessment of the pressure distribution exerted by a rider on the back of a horse during hippotherapy. *Hum. Mov. Sci.* 28, 387–393. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.04.001>.

Junior, J.R.B.G, Oliveira, A.G.F., Cardoso, S.A., Jacob, K.J., Magalhaes, L.V.B., 2020. Neuromuscular activation analysis of the trunk muscles during hippotherapy sessions. *J Bodyw Mov Ther.* 24, 235-241. doi:10.1016/j.jbmt.2020.02.029

Kang, H., Jung, J., YU, J., 2012. Effects of hippotherapy on the sitting balance of children with cerebral palsy: a randomized control trial. *J Phys Ther Sci.* 24, 833–836. <https://doi.org/10.1589/jpts.24.833>.

Kraft et al., 2019. Hippotherapy in Rehabilitation Care for Children with Neurological Impairments and Developmental Delays: A Case Series. *Pediatr. Phys Ther.* 31 (1), 14-21. doi:10.1097/PEP.0000000000000567.

Karthikbabu S., et al., 2011. Comparison of physio-ball and plinth trunk exercises regimens on trunk control and functional balance in patients with acute stroke: a pilot randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 25, 709-19. doi:10.1177/0269215510397393.

Laje, J.B., Ribeiro, M. F., Rosa, R., C., Ferreira, A., A., Espindula, A. A., 2020. Effect of horse riding equipment in activity of trunk and lower limb muscles in equine-assisted therapy. *Acta Scientiarum Health sci (Online).* 42, 1-8. doi: <https://doi.org/10.4025/actascihealthsci.v42i1.52739>.

Le Bozec, S., Lesne, J., Bouisset, S., 2001. A sequence of postural muscle excitations precedes and accompanies isometric ramp efforts performed while sitting in human subjects. *Neurosci Lett.* 303, 72–76. doi:10.1016/s0304-3940(01)01697-4.

Matusiak-Wieczorek, E., Dzikowska-Zaborszczyk, E., Synder M., Borowski, A., 2020. The Influence of Hippotherapy on the Body Posture in a Sitting Position among Children with Cerebral Palsy. *Int J Environ Res. Public Health*. 17, 6846. doi: 10.3390/ijerph17186846.

Matusiak-Wieczorek, E., Małachowska-Sobieska, M., & Synder, M., 2016. Influence of hippotherapy on body balance in the sitting position among children with cerebral palsy. *Ortop Traumatol Rehab*. 2 (6), 165-175. doi: 10.5604/15093492.1205024.

Menezes, K.M., Graup, S., Farias, M.S., David A.C., Mota, C.M., Copetti, F., 2019. Acelerações na interface cavalo-cavaleiro: repercussões para hipoterapia. *J Mot Beh*. 30 (1). doi: 10.4025/jphyseduc. v30i1.3049.

Moraes, A.G., Copetti, F., Angelo, V.R., Chiavoloni, L.L., David, A.C., 2018. Hippotherapy on postural balance in the sitting position of children with cerebral palsy – longitudinal study. *Physiother Theory Pract*. 11 (6), 1–8. <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1484534>.

Ribeiro M.F. et al., 2018. Activation of lower limb muscles with different types of mount in hippotherapy. *J Bodyw Mov Ther*. 22 (1), 52-56. doi: 10.1016/j.jbmt.2017.03.020.

Ribeiro M. F. et al., 2019. Analysis of the electromyography activity of lower limb and motor function in hippotherapy practitioners with cerebral palsy. *J Bodyw Mov Ther*. 23, 39-47. doi:10.1016/j.jbmt.2017.12.007.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H. Normal Postural Control. In: *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*, 4th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins, 2012: 161–94.

Silkwood-Sherer, D., Killian, C.B., Long, T.M., Martin, K.S., 2012. Hippotherapy—an intervention to habilitate balance deficits in children with movement disorders: a clinical trial. *Phys Ther* 92 (5), 707–717. <https://doi.org/10.2522/ptj.20110081>.

Silva, A.L., Cruz, J.J., 2016. Fuzzy adaptive extended Kalman filter for UAV INS/GPS data fusion. *J Braz Soc Mechanical Science Engineering*. 38 (6). <https://doi.org/10.1007/s40430-016-0509-7>.

Silva, A. B., Lupianhes, F. G., Laje, J.B., Souza, L.A.P.S., Rosa, R. C., Lombardi, L. A., Espindula, A. P., 2021. Electromyographic analysis of muscle activation of the trunk and lower limbs during human gait and hippotherapy using different ride mount materials. *J. Bodyw Mov Ther* 27, 507-511. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.02.013>.

Svoboda, Z., Dvořáková, T., Janura, M., 2011. Does the rider influence the horse's movement in hippotherapy? *Acta Univ Palacki Olomuc*, 41, (4). doi: 10.5507/ag.2011.024.

Pavão, S.L., Nunes, G.S., Santos, A. N., Rocha, N. A. C. F., 2014. Relação entre o controle postural estático e o nível de habilidades funcionais na paralisia cerebral. *Braz. J. Phys. Ther*. 18 (4). <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0056>.

Pavão, S.L., Santos, A.N., Woollacott, M.H., Rocha, N.A.C.F., 2013. Assessment of postural control in children with cerebral palsy: a review. *Res Dev Disabil*. 34, 1367–1375. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.01.034>.

Petroski, E.L. *Antropometria: técnicas e padronizações*. Porto Alegre. Editor E. L. Petroski, 2ª Ed. Porto Alegre: E. L. Petroski; 2003.

Pollock, A.S., Durward, B.R., Rowe, P.J., Paul, J.P., 2000. What is balance? *Clin Rehabil*. 14, 402-406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr3420a>.

Westcott, S.L., Burtner, P.A., 2004. Postural control in children: implications for pediatric practice. *Phys Occup Ther Pediatr.* 24, 5–55. doi:10.1300/j006v24n01_02.

Who Health Organization, 2007. BMI for age Girls. Disponível em: [https://cdn.who.int/media/docs/default-source/child-growth/growth-reference-5-19-years/bmi-for-age-\(5-19-years\)/cht-bmifa-girls-z-5-19years.pdf?sfvrsn=c708a56b_4](https://cdn.who.int/media/docs/default-source/child-growth/growth-reference-5-19-years/bmi-for-age-(5-19-years)/cht-bmifa-girls-z-5-19years.pdf?sfvrsn=c708a56b_4) . Acesso em: 28 julh. 2020.

Who Health Organization, 2007. BMI for age Boys. Disponível em: [https://cdn.who.int/media/docs/default-source/child-growth/growth-reference-5-19-years/bmi-for-age-\(5-19-years\)/cht-bmifa-boys-z-5-19years.pdf?sfvrsn=4007e921_4](https://cdn.who.int/media/docs/default-source/child-growth/growth-reference-5-19-years/bmi-for-age-(5-19-years)/cht-bmifa-boys-z-5-19years.pdf?sfvrsn=4007e921_4) . Acesso em: 28 julh. 2020.

5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo trazem importantes contribuições para a hipoterapia, por avaliar procedimentos empíricos utilizados na prática clínica e com uma população saudável que servirá de dados de referência para crianças patológicas engajadas nessa prática terapêutica. Essas informações podem ser utilizadas na elaboração de atendimentos dos profissionais, ajudando-os a elencar qual a variação de material e posicionamento pode adotar como fator de manipulação nas sessões quando o objetivo for melhorar o controle postural dos sujeitos, aumentando ou reduzindo demandas do controle de tronco.

Destaca-se ainda a mensuração de medidas quantitativas por sensores inerciais de movimento, portáteis e sem fio, que determina informações importantes na avaliação dinâmica do controle postural de tronco. Somado a isso, através dessas informações, percebe-se a importância de estudos que abordem as respostas do controle postural de sujeitos de desenvolvimento típico em diversas tarefas utilizadas na hipoterapia para possível correlação de dados com sujeitos patológicos.

As respostas do controle postural de tronco das crianças se modificam quando variações nos materiais de montaria e posicionamento das mãos e pés são realizadas nas sessões de hipoterapia. No entanto, mais expressivamente, essas respostas são alteradas com aumento da demanda de controle postural de tronco no uso da manta e quando se modifica o posicionamento das mãos apoiadas nas alças para as coxas, assim como com os pés apoiados no estribo mediante o andar do cavalo, ocorrendo aumento nos parâmetros de oscilação médio lateral.

Dessa forma, se o objetivo for proporcionar menor ou maior demanda de controle postural, pode-se fazer o uso da variação do material de montaria e posicionamento das mãos e pés no andar do cavalo, de acordo com as necessidades de cada praticante. No início do tratamento com hipoterapia, ou para sujeitos com grandes déficits de controle postural de tronco, pode ser utilizado o material da sela com posicionamento dos pés livres e melhor acomodação das mãos nas alças, reduzindo a demanda sensorial implicada no controle de movimento, em especial das angulações e rotações da coluna. Por outro lado, se a finalidade for aumentar a demanda de controle postural, pode ser utilizada a manta associando posicionamento das mãos na coxa, bem como dos pés no estribo.

Algumas limitações precisam ser destacadas neste estudo. A origem da medida de média móvel, a orientação média captada pelo sensor, pelo sistema de montagem e a fixação dos sensores no corpo sofrem influências de variáveis de pele, roupa, estrutura óssea da coluna vertebral e a própria montagem do equipamento. Todas as posições foram padronizadas para todos os sujeitos com o propósito de minimizar essas variações, no entanto, há a acomodação estática individual ao cavalo.

Apesar das limitações, este é o primeiro estudo, o qual se tem conhecimento, que quantifica objetivamente essas variáveis que refletem o comportamento angular de tronco na situação de montaria em diferentes condições de testagem, bem como através da avaliação dos parâmetros a partir de sensores inerciais de movimento. A mensuração dessas medidas se faz importante uma vez que descreve a mudança na demanda de controle postural do tronco envolvida na tarefa do andar a cavalo mediante variações de material de montaria e posicionamento dos pés e mãos. Além disso, os resultados desse estudo poderão servir na contribuição de evidências científicas para a tomada de decisão das equipes na elaboração de propostas terapêuticas.

Dessa forma, acredito ter encerrado esta etapa acadêmica com substancial contribuição para o meio científico no que diz respeito ao desenvolvimento de parâmetro de avaliação do comportamento angular de tronco a partir de sensor inercial de movimento mediante variação de material e posicionamento de montaria durante sessão de hipoterapia. Saliento a imensa satisfação com a realização e o resultado deste trabalho, o qual me proporcionou desafios e grande aprendizado. Além disso, o trabalho interdisciplinar com a interação de professores do centro de tecnologia e centro de educação física e desportos, pesquisadores, pós-graduandos, acadêmicos e pessoas com experiência do meio equestre desta Universidade, contribuiu de maneira singular para a produção de conhecimento e desenvolvimento da ciência.

REFERÊNCIAS

- AHA. AMERICAN HIPPO THERAPY ASSOCIATION. Disponível em: <http://www.americanhippotherapyassociation.org/>. Acesso em: 20 dez. 2020.
- AJZENMAN, H.; STANDEVEN, J.; SHURTLEFF, T. Effect of hippotherapy on motor control, adaptive behaviors, and participation in children with autism spectrum disorder: a pilot study. **Am J Occup Ther**, v. 67, p. 653–63, 2013.
- ALL, A. C.; LOVING, G. L.; CRANE, L. L. Animals, horseback riding, and implications for rehabilitation therapy. **J Rehabil**, v. 65, p.49–57, 1999.
- ALVES, E. M. R. **Prática em equoterapia: uma abordagem fisioterápica**. 1. ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2009.
- AMERICAN PSYCHIATRIC ASSOCIATION. **Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders**. 5th ed. Washington, DC: American Psychiatric Publishing, 2013.
- AMORIM, J. **Calibração de magnetômetros para aplicações espaciais**. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia da Informação) – Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências sociais, Universidade Federal do ABC, São Paulo, SP, 2012. Acesso em: 25 jul. 2021
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE EQUOTERAPIA. **Equoterapia**. Brasília: Ande-Brasil, 2020. Disponível em: http://equoterapia.org.br/articles/index/articles_list/138/81/0. Acesso em: 18 set. 2020.
- ANGSUPAISAL M.; MAATHUIS, C. G. B. M.; HADDERS-ALGRA, M. Adaptive seating systems in children with severe cerebral palsy across International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth version domains: a systematic review. **Dev Med Child Neurol**, v. 57, n. 10, p. 919-30, 2015.
- ANTUNES, F. N.; PINHO, A. S.; KLEINER, A. F. R.; SALAZAR, A. P.; ELTZ, G. D; JUNIOR, A. A. O. et al. Different horse's paces during hippotherapy on spatio-temporal parameters of gait in children with bilateral spastic cerebral palsy: A feasibility study. **Res Dev Disab**, v. 59, p. 65–72, 2016.
- ATABAKI, S.M. Pediatric head injury. **Pediatr Ver**, v. 28, n. 6, p. 215–224, 2007.
- BENDA, W.; MCGIBBON, N. H.; GRANT, K. L. Improvements in muscle symmetry in children with cerebral palsy after equine assisted therapy (hippotherapy). **J Altern Complement Med**, v. 9, p. 817–25, 2003.
- BEST, S. J. Cerebral Palsy. **Teaching individuals with physical or multiple disabilities**. 5th. edn. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2005.
- BLOMQUIST, S.; OLSSON, J.; WALLIN, L.; WESTER, A.; REHN, B. Adolescents with intellectual disability have reduced postural balance and muscle performance in

trunk and lower limbs compared to peers without intellectual disability. **Res Develop Disab**, v. 34, n. 1, p. 198-206, 2013.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à pessoa com Síndrome de Down**. Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 1. ed. p. 60. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_sindrome_down.pdf. Acesso em: 05 out 2020.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. **Diretrizes de estimulação precoce de crianças de zero a 3 anos com atraso no desenvolvimento neuropsicomotor**. Brasília: Ministério da Saúde, 2016. 1. ed. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_estimulacao_crianças_0a3anos_neuropsicomotor.pdf. Acesso em: 05 nov 2020.

BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de saúde da mulher, da criança e do adolescente. **Desenvolvimento motor na primeira infância**. Rio de Janeiro: FioCruz, 2018. Disponível em: <http://www.iff.fiocruz.br/index.php/8-noticias/88-motor>. Acesso em: 05 jan 2021.

BOROWSKI, A. et al. Satysfakcji po leczeniu operacyjnym dysfunkcjinarządu ruchu w przebiegu mozgowego porażenia dziecięcego. **Ortop Traumatol Rehabil**, v. 4, p. 347-52, 2010.

BRONTE-STEWART, H.M.; MINN, A.Y.; RODRIGUES, K.; BUCKLEY, E.L.; NASHNER, L.M. Postural instability in idiopathic Parkinson's disease: The role of medication and unilateral pallidotomy. **Brain**, v. 125, p. 2100–2114, 2002.

CAMARGO, M.R.; FREGONESI, C.E.P.T. A importância das informações aferentes podais para o controle postural. **Rev Neurocienc**, v.19, n.1, p. 165-170, 2011.

CARDOSO DE SÁ, C.S.; FRANCIS MEIRE FÁVERO, F, M.; VOOS, M.C.; CHOREN, F.; CARVALHO, R.C. Versão brasileira da Segmental Assessment of Trunk Control (SATCo). **Fisioter Pesqui**, v. 24, n.1, p. 89-99, 2017.

CARLBERG, E.B.; HADDERS-ALGRA, M.; BROGREN, E.C.; HADDERS-ALGRA, M.; CARLBERG, E.B.; HADDERS-ALGRA, M. Postural dysfunction in children with cerebral palsy: some implications for therapeutic guidance. **Neural Plast**, v.12, p. 221–272, 2005.

CASADY, R. L.; LARSEN, D. S. N. The effect of hippotherapy on ten children with cerebral palsy. **Pediatr Phys Ther**, v.16, n.3, p. 165-72, 2004.

CHAMPAGNE, D.; DUGAS, C. Improving gross motor function and postural control with hippotherapy in children with Down syndrome: case reports. **Physiother Theory Pract**, v. 26, p. 564 –571, 2010.

- CHAMPAGNE, D.; CORRIVEAU, H.; DUGAS, C. Effect of hippotherapy on motor proficiency and function in children with cerebral palsy who walk. **Phys Occup Ther Ped**, v. 37, p. 51-63, 2017.
- CHEN, P.; KUNG, Y.; LI, J. Human Motion Capture Algorithm Based on Inertial Sensors. **Sensors**, v. 2016, n. 4343797, 2016.
- CHIBA, R.; TAKAKUSAKI, K.; OTA, J.; YOZU, A.; HAGA, N. Human upright posture control models based on multisensory inputs: In fast and slow dynamics. **Neurosci. Res**, v.104, 96–104, 2016.
- CHUNG, J.; EVANS, J.; LEE, C.; RABBANI, Y.; ROXBOROUGH, L.; HARRIS, S.R. Effectiveness of adaptive seating on sitting posture and postural control in children with cerebral palsy. **Pediatr Phys Ther**, v.20, p.303-317, 2008.
- COPETTI, F.; MOTA, C. B.; GRAUP, S.; MENEZES, K. M.; VENTURIN, E. B. Angular kinematics of the gait of children with Down's syndrome after intervention with hippotherapy. **Braz J Phys Ther**, v. 11 n. 6, 2007.
- CORRÊA, J. C. F.; OLIVEIRA, A. R.; OLIVEIRA, C. S.; CORRÊA, F. I. A existência de alterações neurofisiológicas pode auxiliar na compreensão do papel da hipotonia no desenvolvimento motor dos indivíduos com síndrome de Down? **Fisioter Pesq**, v.18, n. 4, p. 377- 81, 2011.
- CORREIA, V. D; SALIMENE, A. C. M. Perfil social de crianças e jovens com paralisia cerebral em um centro de reabilitação física. **Acta Fisiátr**, v. 21, n. 3, 2016.
- CUNNINGHAM, R; SÁNCHEZ, M. B.; BUTLER, P. B.; SOUTHGATE, M. J.; LORAM, I. D. Fully automated image based estimation of postural point-features in children with cerebral palsy using deep learning. **R Soc**, v. 6, p. 191011, 2019.
- CURTIS et al. Effectiveness of Mechanical Horse-Riding Simulators on Postural Balance in Neurological Rehabilitation: Systematic Review and Meta-Analysis. **Int J Environ Res Public Health**, v. 17, n. 165, 2014.
- DAVIES, P.M. **Exatamente no centro: atividade seletiva do tronco no tratamento da hemiplegia no adulto**. Barueri: Manole, 1996, 284 p.
- DEL ROSARIO-MONTEJOA, O.; MOLINA-RUEDA, F.; MUNOZ-LASAC, S.; ALGUACIL-DIEGO, I. M. Effectiveness of equine therapy in children with psychomotor impairment. **Neurol**, v.30, n. 7, p. 425-432, 2015.
- DEMPSEY, J. A.; JOHNSON, J. M.; SMITH, J. L.; TERJUNG, R., WAGNER, P. D. Handbook of Physiology. **A critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts**. Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. New York. Oxford. Published for the American Physiological Society by Oxford University Press, 1996.

- DEWAR, R.; LOVE, S.; JOHNSTON, L.M. Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: A systematic review. **Dev Med Child Neurol**, v. 57, p. 504–520, 2015.
- DOGAN, G.T.; SOYLU, R. Whole body vibrations imposed on a horse rider - a vision system based approach. Alverstoke: Institute of Naval Medicine; 2010.
- DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev Bras Fisioter**, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.
- ENCHEFF, J. L.; ARMSTRONG, C.; MASTERSON, M.; FOX, C.; GRIBBLE, P. Hippotherapy effects on trunk, pelvic, and hip motion during ambulation in children with neurological impairments. **Ped Phys Ther**, 2012.
- ESPINDULA, A. P. et al. Análise eletromiográfica durante sessões de equoterapia em praticantes com paralisia cerebral. **ConsSaude**, v. 11, n. 4, p. 3276, 2012.
- ESPINDULA, A. P. et al. Effects of hippotherapy on posture in individuals with Down Syndrome. **Fisioter Mov**, v. 29, n. 3, p. 497-505, 2016.
- ESPINDULA, A. P.; ASSIS, I. S. A.; SIMÕES, M.; RIBEIRO, M. F., FERREIRA, A. A., et al. Material de montaria para equoterapia em indivíduos com síndrome de Down: estudo eletromiográfico. **ConsSaude**, v. 13, n. 3, p. 349-356, 2014.
- FERDJALLAH, M.; HARRIS, G. F.; SMITH, P.; WERTSCH, J. J. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. **Clin Biomech**, v. 17, n. 3, p. 203-10, 2002.
- FERRE-FERNÁNDEZ, M.; MURCIA-GONZÁLEZ, M.A.; ESPINOSA, M.D.B.; RÍOS-DÍAZ, J. Measures of motor and functional skills for children with cerebral palsy: a systematic review. **Ped Phys Ther**, v. 32, n. 1, p. 12- 25, 2019.
- FETTER, M. Disfunções no sistema vestibular. In: HERDMAN, S. J. **Reabilitação vestibular**. Barueri: Manole, p. 91-102, 2002.
- FLORES, F.M., DAGNESE, F., MOTA, C.B., COPETTI, F. Parameters of the center of pressure displacement on the saddle during hippotherapy on different surfaces. **Braz J Phys Ther**, v. 19, n. 3, p. 211–217, 2015.
- GARNER, B.; RIGBY, B. Human pelvis motions when walking and when riding a therapeutic horse. **Hum Mov Sci**, v. 39, p. 121–37, 2015.
- GIAGAZOGLU, P.; ARABATZI, F.; DIPLA, K.; LIGA, M.; KELLIS, E. Effect of a hippotherapy intervention program on static balance and strength in adolescents with intellectual disabilities. **Res Dev Disabil**, v. 33, p. 2265–70, 2012.
- GRAAF PETERS, V.B.; BLAUW-HOSPERS, C.H.; DIRKS, T.; BAKKER, H.; BOS, A.F.; HADDERS- ALGRA, M. Development of postural control in typically developing

children and children with cerebral palsy: possibilities for intervention? **Neurosci Biobehav Rev**, v. 31, p. 1191-1200, 2007.

HADDERS-ALGRA, M.; CARLBERG, E. B. **Postural Control: A Key Issue in Developmental Disorders**. London: Mac Keith Press, 2008.

HAEHL, V.; GIULIANI, C.; LEWIS, C. Influence of hippotherapy on the kinematics and functional performance of two children with cerebral palsy. **Pediatr Phys Ther**, v. 11, p. 89–101, 1999.

HALL, S.J. **Biomecânica Básica**. 7. ed. – Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

HAMMER, A.; NILSAGARD, Y.; FORSBERG, A.; PEPA, H.; SKARGREN, E.; OBERG, B. Evaluation of therapeutic riding (Sweden)/hippotherapy (United States). A single-subject experimental design study replicated in eleven patients with multiple sclerosis. **Physiother Theory Pract**, v. 21, n. 1, p. 51-77, 2005.

HAMILL, D.; WASHINGTON, K.; WHITE, O. R. The effect of hippotherapy on postural control in sitting for children with cerebral palsy. **Phys Occup Ther Pediatr**, v. 27, p. 23–42, 2007.

HARRIS, S.R.; ROXBOROUGH, L. Efficacy and effectiveness of physical therapy in enhancing postural control in children with cerebral palsy. **Neural Plasticity**, v.12, p.2-3, 2005.

HEO, J. Y.; SHIN, H. K. Reliability analysis of the Korean version of the trunk control measurement scale in cerebral palsy. **J Phys Ther Sci**, v. 30, p. 1–4, 2018.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age Ageing**, v.35, ii. p. 7-11, 2006.

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. **Postural orientation and equilibrium**. In: ROWELL, L.B.; SHEPERD, J.T., eds. Handbook of physiology. New York, Oxford University Press, 1996.

HSIEH, Y.L.; YANG, C.C.; SUN, S.H.; CHAN, S.Y.; WANG, T.H.; LUO, H.J. Effects of hippotherapy on body functions, activities and participation in children with cerebral palsy based on ICF-CY assessments. **Disabil Rehabil**, v. 39, n.17, p. 1703-13, 2017.

ICETA, A.; YOLDI-PETRI, M. A. Psychomotor development of the child and its evaluation in primary care. **An Sist Sanit Navar**, v. 2, p. 35- 43, 2002.

JANG, B.; SONG, J.; KIM, J.; KIM, S.; LEE, J.; SHIN, H. Y. et al. Equine-assisted activities and therapy for treating children with attention-deficit/hyperactivity disorder. **J Altern Complement Med**, v. 21, p. 546–53, 2015.

JANURA, M.; SVOBODA, Z.; LEE CABELL, L.; DVOŘÁKOVÁ, T.; JELEN, K. Effect of repeated therapeutic horse riding sessions on the trunk movement of the rider. **Neuro endocrinol Lett**, v. 36, n. 5, 2015.

JANURA, M.; PEHAM, C.; DVOŘÁKOVÁ, T.; ELFMARK, M. An assessment of the pressure distribution exerted by a rider on the back of a horse during hippotherapy. **Hum Mov Sci**, v. 28, n. 3, p. 387-93, 2009.

JUNIOR, J. R. B. G.; OLIVEIRA, A. G. F.; CARDOSO, S. A., JACOB, K. J.; MAGALHAES, L. V. B. Neuromuscular activation analysis of the trunk muscles during hippotherapy sessions. **J Bodyw Mov Ther**, v. 24, p. 235-241, 2020.

KANG, H.; JUNG, J.; YU, J. Effects of hippotherapy on the sitting balance of children with cerebral palsy: a randomized control trial. **J Phys Ther Sci**, v. 24, p. 833–6, 2012.

KARTHIKBABU, S.; RAO, B. K.; MANIKANDAN, N.; SOLOMON, J. M.; CHAKRAPANI, M.; NAYAK, A. Role of trunk rehabilitation on trunk control, balance and gait in patients with chronic stroke: a pre-post design. **Neurosci Med.**, v.2, n.2, p. 61-7, 2011.

KATIC, R.; BONACIN, D.; BLAZEVIC, S. Phylogenetically conditioned possibilities of the realization and of the development of complex movements at the age of 7 years. **Coll Antropol**, v. 25, p. 573–583, 2001.

KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. **Gait Post**, v. 28, n. 1, p. 1- 15, 2008.

KAWATO, M. Internal models for motor control and trajectory planning. **Curr Opin Neurobiol**, v.9, p.718–727, 1999.

KITAOKA et al. Foot and Ankle Kinematics and Ground Reaction Forces During Ambulation. **Foot & Ankle Internat**, v.27, n. 10, p. 808- 813, 2006.

KLEINER, A.F.R.; SCHLITTLER, D.X.V.; SÁNCHEZ-ARIAS, M.R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Rev Neurocienc**, v. 19, n. 2, p. 349-357, 2011.

KLINGELS, K. et al. Upper limb impairments and their impact on activity measures in children with unilateral cerebral palsy. **Eur J Paediatric Neurol**, v. 16, n. 5, p. 475-84, 2012.

KOCA, T. T.; ATASEVEN, H. What is hippotherapy? The indications and effectiveness of hippotherapy. **North Clin Istanbul**, v. 2, n. 3, p. 247–252, 2015.

KRAFT, K. A. et al. Hippotherapy in rehabilitation care for children with neurological impairments and developmental delays: a case series. **Pediatr Phys Ther**, 2019.

KUBOTA, M.; NAGASAKI, M.; TOKUDOME, M.; SHINOMIYA, Y.; OSAWA, T.; SATO, Y. Mechanical horseback riding improves insulin sensitivity in elder diabetic patients. **Diab Res Clin Pract**, v. 71, p. 124-130, 2006.

KWON, J. Y.; CHANG, H. J.; LEE, J. Y.; HIA, Y.; LEE, P. K.; KIM, Y. H. Effects of hippotherapy on gait parameters in children with bilateral spastic cerebral palsy. **Arch Phys Med Rehab**, v. 92, p. 774–9, 2011.

KYVELIDOU, A.; HARBOURNE, R.T.; WILLETT, S. L. et al.: Sitting postural control in infants with typical development, motor delay, or cerebral palsy. **Pediatr Phys Ther**, v. 25, p. 46–51, 2013.

LEMOS, L.F.C.; TEIXEIRA, C.S.; MOTA, C.B. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **R. Bras. Ci. Mov**, v. 17, n. 4, p. 83-90, 2009.

LIN, S.; WOOLLACOTT, M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. **Age and Ageing**, v. 34, p. 358-363, 2005.

LIPORONI, G. F.; FRANCA, A. P. R. Equoterapia como tratamento alternativo para pacientes com sequelas neurológicas. **Rev Cient Universidade de Franca**. v. 5, n. 1/6, p. 21-29, 2005.

LIPSON AISEN, M. et al. Cerebral Palsy: clinical care and neurological rehabilitation. **Lancet Neurol**, v. 10, p. 844-52, 2011.

LEE, C. W.; KIM, S. G.; NA, S. S. The effects of hippotherapy and a horse riding simulator on the balance of children with cerebral palsy. **J Phys Ther Sci**, v.26, p. 423-5, 2014.

LEITE, J, M. R. S. O Desempenho Motor de Crianças com Paralisia Cerebral. **Rev Neurocienc**, v. 20, n. 4, p. 485-486, 2012.

LEVITT, S. **Reabilitacja w porażeniu mózgowym**. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL, p. 17-28, 2000.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: fundamentos para a reabilitação**. 3ª. ed. Rio De Janeiro: Elsevier, 2008, p. 477.

MACEDO, A, C.; GAZZOLAA, J.M.; RICCIA, N.A.; DONÁB, F.; GANANÇA, F.F. Influence of sensory information on static balance in older patients with vestibular disorder. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 81, n. 1, p. 50-57, 2015.

MAGILL, R.A. **Aprendizagem motora: conceitos e aplicações**. 5ª. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 2000.

MARTÍN-VALERO, R.; VEGA-BALLÓN, J.; PEREZ-CABEZAS, V. Benefits of hippotherapy in children with cerebral palsy: A narrative review. **Eur J Paediatr Neurol**, v. 22, n. 6, p. 1150-1160, 2018.

MASSION, J. Postural control system. **Curr Opin Neurobiol**, v. 4, n. 6, p. 877-887, 1994.

MASSION J. Postural control systems in developmental perspective. **Neurosci Biobeh Rev**, v. 22, n. 4, p. 465 – 472, 1998.

MATUSIAK-WIECZOREK, E.; MAŁACHOWSKA-SOBIESKA, M.; SYNDER, M. Influence of hippotherapy on body balance in the sitting position among children with cerebral palsy. **Ortop Traumatol Rehabil**, v. 23, n. 182 p. 165-175, 2016.

MATUSIAK-WIECZOREK, E.; DZIANKOWSKA-ZABORSZCZYK, E.; SYNDER, M.; BOROWSKI, A. The influence of hippotherapy on the body posture in a sitting position among children with cerebral palsy. **Int J Environ Res Public Health**, v. 17, p. 6846, 2020.

MATUSIAK-WIECZOREK, E.; MAŁACHOWSKA-SOBIESKA, M.; SYNDER, M. Influence of hippotherapy on body balance in the sitting position among children with cerebral palsy. **Rehabilitacja**, v. 2, n. 6, p. 165-175, 2016.

MCGEE, M. C.; REESE, N. B. Immediate effects of a hippotherapy session on gait parameters in children with spastic cerebral palsy. **Ped Phys Ther**, v. 21, n. 2, p. 212-218, 2009.

MCGIBBON, N. H.; BENDA, W.; DUNCAN, B. R.; SILKWOOD-SHERER, D. Immediate and long-term effects of hippotherapy on symmetry of adductor muscle activity and functional ability in children with spastic cerebral palsy. **Arch Phys Med Rehabil**, v.90, p. 966–74, 2009.

MEREGILLANO, G. Hippotherapy. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, v. 15, p. 843–54, 2004.

MEYNER, E. Crooked horse and crooked rider. **Dressur-Studien**, v. 3, p. 40-8 [In German]. 2007.

MILLER, F. **Physical Therapy of Cerebral Palsy**. New York: Springer. 1 ed, 2007.

LAGARDE, J.; PEHAM, C.; LICKA, T.; KELSO, J.A.S. Coordination dynamics of the horse-rider system. **J Mot Behav**, v. 37, p. 418-24, 2005.

LEE, C.W.; KIM, S.G.; NA, S.S. The effects of hippotherapy and a horse riding simulator on the balance of children with cerebral palsy. **J Phys Ther Sci**, v. 26, p. 423–425, 2014.

MORAES, A. G.; COPETTI, F.; ANGELO, V. R.; CHIAVOLONI, L. L.; DAVID, A. C. The effects of hippotherapy on postural balance and functional ability in children with cerebral palsy. **J Phys Ther Sci**, v. 28, p. 2220–2226, 2016.

MOREIRA, L. M. A.; EL-HANI, C. N.; GUSMÃO, F. A. F. A síndrome de Down e sua patogênese: considerações sobre o determinismo genético. **Rev Bras Psiquiatr**, v.22, p. 96-9, 2000.

MULLIN, A.; GOKHALE, A.; MORENO-DE-LUCA, A.; SANYAL, S.; WADDINGTON, J.; FAUNDEZ, V. Neurodevelopmental disorders: mechanisms and boundary

definitions from genomes, interactomes and proteomes. **Transl Psychiatry**, v. 3, p. 329, 2013.

MURPHY, D.; KAHN-D'ANGELO, L.; GLEASON, J. The effect of hippotherapy on functional outcomes for children with disabilities: a pilot study. **Pediatr Phys Ther**, v. 20, p. 264–70, 2008.

MUTTOH, et al. Application of a tri-axial accelerometry-based portable motion recorder for the quantitative assessment of hippotherapy in children and adolescents with cerebral palsy. **J Phys Ther Sci**, v. 28, p. 2970- 2974, 2016.

MUTTOH, et al. Impact of serial gait analyses on long-term outcome of hippotherapy in children and adolescents with cerebral palsy. **Complement Ther Clin Pract**, v. 30, p. 19-23, 2018.

MYHR, U.; VON WENDT, L.; NORRLIN, S.; RADELL, U. Five-year follow-up of functional sitting position in children with cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v. 37, p. 587-98, 1995.

NEWELL, K.M. **Constraints on the development of coordination**. In M.G. Wade & H.T.A. Whiting (Eds.). *Motor Development in children: Aspects of coordination and control*. Boston: Martinus Nijhoff, 1986. 341-360 p.

NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K. **Articulações-Estrutura e função**. 2a ed. Rio de Janeiro: Revinter; 2001.

OSKOUI, M.; COUTINHO, F.; DYKEMAN, J.; JETTÉ, N.; PRINGSHEIM, T. An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. **Dev Med Child Neurol**, v. 55, n. 6, p. 509-19, 2013.

PALMIERI, S. R. M.; INGERSOLL, C.; STONE, M. B.; KRAUSE, B. A. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. **J Sport Rehabil**, v. 11, n. 1, p. 51-66, 2002.

PÁLSDÓTTIR, A. M.; GUDMUNDSSON, M.; GRAHN, P. Equine-assisted intervention to improve perceived value of everyday occupations and quality of life in people with lifelong neurological disorders: a prospective controlled study. **Int J Environ Res Public Health**, v. 17, p. 2431, 2020.

PAVÃO S. L.; SANTOS, A. N.; OLIVEIRA, A. B.; ROCHA, N. A. C. F. Postural control during sit-to-stand movement and its relationship with upright position in children with hemiplegic spastic cerebral palsy and in typically developing children. **Braz J Phys Ther**, v.19, n.1, p.18-25, 2015.

PAVÃO, S. L., NUNES, G. S., SANTOS, A. N., ROCHA, N. A. C. F. Relação entre o controle postural estático e o nível de habilidades funcionais na paralisia cerebral. **Braz J Phys Ther**, v. 18, n. 4, 2014.

- PAVÃO, S. L., SANTOS, A. N., WOOLLACOTT, M. H., ROCHA, N. A. C. F. Assessment of postural control in children with cerebral palsy: a review. **Res Dev Disabil**, v. 34, p. 1367–1375, 2013.
- PEHAM, C.; LICKA, T.; KAPAUN, M.; SCHEIDL, M. A new method to quantify harmony of the horse-rider system in dressage. **Sports Eng**, v. 4, p. 95-101, 2001.
- PEREZ CAMASELLE, R. **Psicomotricidad**. Teoría y praxis del desarrollo psicomotor en la infancia. Madrid: Ideaspropias editorial, 2005.
- PETROSKI, E.L. **Antropometria: técnicas e padronizações**. Porto Alegre. Editor E. L. Petroski, 2ª Ed. Caps 2 e 4, 2003.
- PLESYS, N.; BUYS, T. L.; BRUYN, J. T. Effect of hippotherapy on physiological cost index and walking speed of adolescents with diplegia. **Br J Occup Ther**, v. 82, n. 10, 2019.
- POLASTRI, P.F.; BARELA, J. A. Perception-Action Coupling in infants with Down syndrome: effects of experience and Practice. **Adap Phys Act Quart**, v. 22, n. 1, p. 39-56, 2005.
- POLLOCK, A.S.; DURWARD, B.R.; ROWE, P.J.; PAUL, J.P. What is balance? **Clin Rehabil**, v. 14, p. 402–406, 2000.
- PORTARO et al. Can Individuals with Down Syndrome Benefit from Hippotherapy? An Exploratory Study on Gait and Balance. **Develop Neurorehab**, v. 23, n. 4, p. 1-6, 2019.
- REDSTONE, F.; WEST, J.F. The importance of postural control for feeding. **Pediatr Nursing**, v. 30, p. 97-100, 2004.
- REIDE, D. **Physiotherapy on the Horse**. Renton, WA: Delta Society; 1988.
- RIACH, C. L.; STARKES, J. L. Velocity of center of pressure excursions as an indicator of postural control system in children. **Gait Posture**, v. 2, p. 167–72, 1994.
- RIBEIRO, M. F. et al. Activation of lower limb muscles with different types of mount in hippotherapy. **J Bodyw Mov Ther**, v. 22, n. 1, p. 52-56, 2018.
- RIGBY, B. R. et al. Changes in motor skill proficiency after equine-assisted activities and brain-building tasks in youth with neurodevelopmental disorders. **Front Vet Sci**, v. 7, n. 22, 2020.
- RIGBY, B.; GRANDJEAN, P. The efficacy of equine-assisted activities and therapies on improving physical function. **J Altern Complement Med**, v. 22, p. 9–24, 2016.
- ROBIN, L. G.; ZHAOXING, P.; BRIAR, D.; AGNEW, B. S. J. A.; BRIM, N.; BA, MESIBOV, G. Randomized controlled trial of therapeutic horseback riding in children and adolescents with autism spectrum disorder. **J Am Acad Child Adolesc Psychiatry**, v. 54, n. 7, p. 541–549, 2015.

ROSARIO-MONTEJO, O.; MOLINA-RUEDA, F.; MUÑOZ-LASA, S.; ALGUACIL-DIEGO, I. Efectividad de la terapia ecuestre en niños con retraso psicomotor. **Neurol**, v. 30, n.7, p. 425-432, 2014.

ROSENBAUM, P. et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy april 2006. **Dev Med Child Neurol**, v. 49, n. 2, p. 8-14, 2007.

ROTTA, N. T. Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas. **J Pediatr**, v. 78, 2002.

SAAVEDRA, S.; BELLOWES, D: Commentary on “Sitting postural control affects the development of focused attention in children with cerebral palsy”. **Pediatr Phys Ther**, v. 27, n. 1, p. 16-22, 2015.

SAETHER, R.; HELBOSTAD, J. L.; RIPHAGEN II, V. T. Clinical tools to assess balance in children and adults with cerebral palsy: a systematic review. **Dev Med Child Neurol**, v. 55, p. 988–99, 2013.

SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, p. 388–97, 2010.

SHEVELL, M. Cerebral palsy to cerebral palsy spectrum disorder: Time for a name change? **Neurol**, v. 92, n. 5, 2018.

SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT MH. Envelhecimento e controle postural. In: Shumway-Cook A, Woollacott MH. **Controle Motor – teoria e aplicações práticas**. 2ª ed. Barueri: Manole, 2003. 209-31 p.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Normal Postural Control. In: **Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice**. 4th edn. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 161–94 p.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor Control: Theory and Practical Applications**. 2 edn. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

SHURTLEFF, T. L.; STANDEVEN, J. W.; ENGSBERG, J. R. Changes in dynamic trunk/head stability and functional reach after hippotherapy. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 7, p. 1185-95, 2009.

SIEBES, R. C.; WIJNROKS, L.; VERMEER, A. Qualitative analysis of therapeutic motor intervention programmes for children with cerebral palsy: an update. **Dev Med Child Neurol**, v. 44, p. 593–603, 2002.

SILVEIRA, M. M.; WIBELINGER, L. M. Reeducação Postural com a Equoterapia. **Rev Neurocienc**, v. 19, n. 35, p. 19-24, 2011.

- SILKWOOD-SHERER, D.; KILLIAN, C. B.; LONG, T. M.; MARTIN, K.S. Hippotherapy—an intervention to habilitate balance deficits in children with movement disorders: a clinical trial physical therapy. **Oxf Academic J**, v. 92, n. 5, p. 707–717, 2012.
- SILVA, A. L.; CRUZ, J. J. Fuzzy adaptive extended Kalman filter for UAV INS/GPS data fusion. **Braz Soc Mech Sci Engineering**, v. 38, n. 6, 2016.
- SPORTING, et al. A Preliminary Study of an Inertial Sensor-based Method for the Assessment of Human Pelvis Kinematics in Dressage Riding. **J Eq Vet Sci**, v. 33, n. 11, p. 950- 955, 2013.
- STRAUB, I. **Hippotherapie**. 3th edn. Stuttgart: Hipokrates, 2000.
- SVOBODA, Z.; DVOŘÁKOVÁ, T.; JANURA, M. Does the rider influence the horse's movement in hippotherapy? **Acta Univ Palacki Olomuc**, v. 41, n. 4, 2011.
- TAVARES, F. S.; SANTOS, M.F.C.; KNOBEL, K.A.B. Reabilitação vestibular em um hospital universitário. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 74, n. 2, p. 241-7, 2008.
- TEIXEIRA, C. Equilíbrio e controle postural. **Braz J Biomech**, v. 11, n. 20, 2010.
- THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Métodos de Pesquisa em Atividade Física**. Artmed. 6ª ed., 2012.
- TRINDADE, K. G. R.; CELESTINO, M. L.; BARELA, A. M. F. Use of visual information on the postural control of children with cerebral palsy. **Fisioter. Mov**, Curitiba, v. 26, n. 1, p. 107-114, jan./mar. 2013.
- UCHIYAMA, H.; OHTANI, N.; OHTA, M. Three-dimensional analysis of horse and human gaits in therapeutic riding. **Appl Anim Behav Sci**, v.135, n.4, p. 271-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.applanim.2011.10.024>, 2011.
- VAN DER HEIDE, J. et al. Kinematic Characteristics of Postural Control during Reaching in Preterm Children with Cerebral Palsy. **Ped Research**, v. 58, n. 3, p.586-593, 2005.
- VAN DER HEIDE, J. C.; HADDERS-ALGRA, M. Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. **Neural Plast**, v.12, p. 197–203, 2005.
- YEON, S.H.; SIK, S.Y.; JEONG, K.Y. Factors Influencing Motor Outcome of Hippotherapy in Children with Cerebral Palsy. **Neuropediat**, v.50, n.03, p.170-177, 2019.
- WANG, Q.; MARKOPOULOS, P.; YU, B.; CHEN, W.; TIMMERMANS, A. Interactive wearable systems for upper body rehabilitation: A systematic review. **J. Neuroeng. Rehabil**, v.14, n.20, 2017.
- WANG, Z.; NEWELL, K. M. Inter-foot coordination dynamics of quiet standing postures. **Neurosci Biobehav Rev**, v.47, p. 194–202, 2014.

WANG, L.; SHAN, L.; DU, L.; ZHANG, Y.; JIA, F. Comparison of Electroacupuncture and Body Acupuncture on Gastrocnemius Muscle Tone in Children with Spastic Cerebral Palsy: A Single Blinded, Randomized Controlled Pilot Trial. **Chin J Integr Med.**, v.26, n.1, p.14-19, 2020.

WASHINGTON, DC: American Psychiatric Publishing. American Psychiatric Association. **Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders**. 5th ed., 2013.

WASHINGTON, DC: U Department of health and human services. Physical activity guidelines advisory committee. **Physical activity guidelines advisory committee scientific report**. 2018. Disponível em: <<https://health.gov/paguidelines/second-edition/report/>>. Acesso em: 01 out 2019.

WESTCOTT, S. L.; BURTNER, P. A. Postural control in children: implications for pediatric practice. **Phys Occup Ther Pediatr**, v. 24, p. 5–55, 2004.

WHALEN, C.N.; CASE-SMITH, J. Therapeutic effects of horseback riding therapy on gross motor function in children with cerebral palsy: A systematic review. **Phys Occup Ther Pediatr**, v. 32, p. 229–242, 2012.

WHO HEALTH ORGANIZATION. **BMI for age Girls**. 2007. Disponível em: [https://cdn.who.int/media/docs/default-source/child-growth/growth-reference-5-19-years/bmi-for-age-\(5-19-years\)/cht-bmifa-girls-z-519years.pdf?sfvrsn=c708a56b_4](https://cdn.who.int/media/docs/default-source/child-growth/growth-reference-5-19-years/bmi-for-age-(5-19-years)/cht-bmifa-girls-z-519years.pdf?sfvrsn=c708a56b_4) . Acesso em: 28 julh. 2020.

WINCHESTER, P.; KENDALL, K.; PETERS, H.; SEARS, N.; WINKLEY, T. The effect of therapeutic horseback riding on gross motor function and gait speed in children who are developmentally delayed. **Phys Occup Ther Pediatr**, v. 22, p. 37–50, 2002.

WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiness Control of Balance in Quiet Standing. **J. Neurophysiol**, v. 80, p.1211–1221, 1998.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A.; HUTCHINSON, S.; CIOL, M.; PRICE, R.; KARTIN, D. Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: a pilot study. **Dev Med Child Neurol**, v.47, p: 455–61, 2005.

ZADNIKAR, M.; KASTRIN, A. J. Effects of hippotherapy and therapeutic horseback riding on postural control or balance in children with cerebral palsy: a meta-analysis. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 53, n. 8, p. 684-691, 2011.

ZAMPOGNA, A. et al. Fifteen Years of Wireless Sensors for Balance Assessment in Neurological Disorders. **Sensors**, v. 20, p. 3247, 2020.

ZAGO, M. et al. Multi-segmental postural control patterns in down syndrome. **Clin Biomech**, v. 82, p. 105271, 2021.

ZENG, N.; AYYUB, M.; SUN, H.; WEN, X.; XIANG, P.; GAO, Z. Effects of physical activity on motor skills and cognitive development in early childhood: a systematic review. **Biomed Res Int**, p. 2760716, v. 2017, 2017.

YOUNG HEO, J.; SHIN, H. K. Reliability analysis of the Korean version of the trunk control measurement scale in cerebral palsy. **J Phys Ther Sci**, v. 30, p. 1–4, 2018.

ANEXOS

ANEXO A



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS
Professor Responsável: Fernando Copetti



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar voluntariamente de um estudo sobre o controle postural durante a Equoterapia, isto é, um estudo que quer avaliar a resposta do controle postural de tronco mediante diferentes materiais de montaria e variações de apoios utilizados. Esse estudo é parte do projeto de pesquisa intitulado: “AVALIAÇÃO DOS ESTÍMULOS PRODUZIDOS PELA INTERVENÇÃO COM EQUOTERAPIA SOBRE VARIÁVEIS CINÉTICAS DE SUJEITOS SAUDÁVEIS E PATOLÓGICOS”, o qual será realizado nas dependências da escola de equitação da Universidade Federal de Santa Maria – Equilibre (EQUUSM).

A pesquisa é elaborada e executada pela Fisioterapeuta e Mestranda Vanessa Elisa Hennig, do Programa de Pós-graduação em Reabilitação Funcional da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM). A pesquisa tem coordenação do Prof. Dr. Fernando Copetti do Centro de Educação Física e Desportos e do Prof. Dr. André Luís da Silva do Centro de Tecnologia da UFSM, junto com sua equipe de pesquisadores e colaboradores.

A pesquisa tem por objetivo avaliar a resposta do controle postural de crianças com desenvolvimento típico, sem diagnóstico de patologia neurológica e/ou alterações físicas na faixa etária de 6 a 12 anos sob o uso de sela e manta e com o apoio das mãos à frente e sobre as coxas durante a Equoterapia. Este trabalho é importante, pois irá produzir conhecimentos e permitir melhor compreensão sobre o uso de diferentes equipamentos na resposta do controle postural durante a Equoterapia. Além disso, a pesquisa poderá criar indicadores sobre a eficácia do uso desses recursos e na tomada de decisão sob o ponto de vista terapêutico dessa intervenção.

Para a execução do estudo, o cavalo escolhido apresenta condições físicas adequadas e foi previamente treinado para o desenvolvimento das atividades equestres. O cavalo será equipado com cabresto e guia. Além disso, serão utilizadas sela inglesa e manta com estribos como acessórios de montaria e será necessário o uso de capacete em todas as montarias. Você terá duas sessões de 45 minutos de adaptação e de andar ao cavalo utilizado nesse estudo, e uma terceira sessão para a avaliação do controle postural durante a montaria.

Para a realização da terceira sessão, na avaliação do controle postural teremos a opção do piso de asfalto, local em que o cavalo irá se deslocar em um espaço em linha reta de aproximadamente 60 metros demarcados com cones o início e o fim no terreno. Você realizará as três sessões em dias alternados, sendo a terceira e última sessão de avaliação com intervalo de uma semana entre as duas primeiras sessões.

As experiências e avaliações serão realizadas nas dependências do centro de equitação da Universidade Federal de Santa Maria e em horários individuais. As mesmas serão executadas em um centro de atividades equestres com profissionais e

animais treinados para tal e adotando todos os cuidados de higiene e proteção individual frente ao COVID-19. Para isso, os equipamentos de montaria e avaliação serão higienizados com álcool gel 70% a cada sessão e todos os participantes farão uso de máscara facial, lavagem de mãos e higienização com álcool gel.

Inicialmente à terceira sessão precisaremos realizar a medida do seu peso corporal, estatura e medida da altura tronco-cefálica. Para a mensuração dessas medidas corporais utilizaremos uma balança, fita métrica e uma cadeira e serão realizadas em uma sala preparada para a coleta e com privacidade. Posterior à avaliação das medidas corporais, ocorrerá a avaliação cinemática do controle postural através de sensores inerciais. Essa avaliação ocorrerá quando você estiver andando a cavalo durante um minuto, para cada um dos materiais de montaria utilizados – sela e manta, bem como, para as variações de apoio – mãos à frente e mãos sobre as coxas, no percurso de aproximadamente 60 metros em linha reta. Por isso, será também necessária a colocação de duas cintas elásticas contendo bolsos, onde os sensores ficarão acoplados. As cintas serão fixadas na altura da sua coluna vertebral torácica (T5) e lombar (L5). Outro sensor inercial também estará fixado sobre o dorso do cavalo, ligeiramente posterior aos equipamentos de montaria através de cinta elástica. Esses equipamentos não irão interferir em sua montaria e não irão oferecer quaisquer riscos para você.

Você precisará estar vestindo roupas confortáveis, evitando calças e casacos que atrapalhem ou dificultem a montaria. Para as medidas corporais, você deverá estar vestindo somente roupas leves e terá que retirar os calçados. Durante a coleta de dados na situação sobre o cavalo, a sessão será filmada para poder identificar se houve algum fator que possa interferir na qualidade da avaliação durante a coleta. Algumas fotos também poderão ser tiradas para ilustrar as situações avaliadas.

Participar dessa pesquisa oferece riscos mínimos. Da perspectiva psicológica, pelo possível constrangimento em decorrência de você ter que utilizar uma camiseta para a realização das medidas corporais. Isso será minimizado realizando as medidas em uma sala reservada onde somente você e o avaliador estarão presentes. De ordem física, deve ser considerada ainda a possibilidade da ocorrência de desconfortos pela posição de montaria, como dor nas nádegas ou nas pernas. No entanto, isso irá desaparecer normalmente, como depois de qualquer outra atividade física. Além disso, o risco de uma queda não pode ser desconsiderado, mesmo sendo um cavalo utilizado com frequência na Equoterapia e ser treinado e acostumado com esta atividade. Como medida de segurança, você será acompanhado por três auxiliares (um conduzindo o cavalo e outros dois acompanhando-o lateralmente). Caso tal situação venha ocorrer, será controlada/auxiliada pelos guias, e se necessário, encaminhado às instâncias pertinentes. Em caso de medo ou ansiedade do cavalo que lhe sejam desconfortáveis, você poderá apejar do cavalo a qualquer momento, sendo interrompida a participação.

Você receberá três sessões de Equoterapia e os benefícios poderão ser diretos por sentir-se bem e prazer na realização do andar a cavalo e benefícios físicos já comprovados da prática de três sessões, porém limitados e não conclusivos. Além disso, existirão benefícios indiretos em prol do desenvolvimento da Equoterapia e de seus praticantes, pois o conhecimento do controle postural em resposta a diferentes materiais de montaria e variações de apoios possibilitará a elaboração de programas adequados e específicos para cada indivíduo.

As informações obtidas terão privacidade garantida pelos pesquisadores responsáveis e os participantes da pesquisa não serão identificados em nenhum

momento. Os resultados obtidos serão divulgados a você, e, posteriormente, enviados para publicação em revista científica na forma de artigo científico, de forma anônima.

O transporte até o local onde as coletas irão ocorrer será de sua responsabilidade. A presente pesquisa não oferece despesas para os participantes além daquelas que incluem o gasto com o transporte até o local de tratamento e de portar a sua máscara de proteção individual. A pesquisa também não oferece compensação financeira relacionada à sua participação.

Por fim, os pesquisadores estarão sempre à disposição para esclarecer dúvidas, antes e no decorrer dos procedimentos. Portanto, antes de concordar em participar dessa pesquisa e das avaliações é muito importante a compreensão dessas informações e instruções.

Eu _____, RG nº _____, após a leitura ou a escuta da leitura desse documento, declarei à pesquisadora Vanessa Elisa Hennig sobre minha decisão em participar nesse estudo. Estou suficientemente informado, ficando claro que minha participação é voluntária e que posso retirar esse consentimento a qualquer momento sem penalidades ou perda de qualquer benefício. Estou ciente também dos objetivos da pesquisa, dos procedimentos aos quais serei submetido, dos possíveis danos ou riscos deles provenientes e da garantia de confidencialidade. Diante do exposto e de espontânea vontade, expressei minha concordância em participar desse estudo e assino esse termo em duas vias, uma das quais me foi entregue.

Santa Maria _____ de _____ de _____.

Assinatura do voluntário (Pais/Responsável)

Assinatura do responsável pela obtenção do TCLE

Maiores informações: com Vanessa Elisa Hennig pelo telefone (55) 981303502
Comitê de Ética em Pesquisa da UFSM: Av. Roraima, 1000 - 97105-900 - Santa Maria - RS
- 7º andar, sala 763 do prédio da Reitoria. Telefone: (55) 3220-9362 - E-mail:
cep.ufsm@gmail.com

ANEXO B



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS
Professor Responsável: Fernando Copetti



TERMO DE CONFIDENCIALIDADE

Título do estudo: **Avaliação dos estímulos produzidos pela intervenção com equoterapia sobre variáveis cinéticas de sujeitos saudáveis e patológicos.**

Pesquisador responsável: **Prof. Dr. Fernando Copetti.**

Instituição/Departamento: **Universidade Federal de Santa Maria/ Centro de Educação Física e Desportos/ Departamento de Métodos e Técnicas Desportivas.**

Telefone para contato: **(55) 32208877**

Local da coleta de dados: **Centro de Educação Física e Desportos e Escola de Equitação da Universidade Federal de Santa Maria – Equilibre (EQUISM).**

O pesquisador do presente estudo se compromete a preservar a privacidade dos dados dos participantes envolvidos. Informa, igualmente, que essas informações serão utilizadas única e exclusivamente para execução do presente estudo e somente serão divulgadas de forma anônima. Os dados antropométricos serão coletados com a utilização de uma balança digital e fita métrica e os dados referentes aos parâmetros de controle postural dinâmico de tronco por meio de três sensores inerciais fixados na coluna das crianças em nível lombar (L5) e torácica (T5), bem como no dorso do cavalo. Os dados coletados serão mantidos por um período de cinco anos sob a responsabilidade Prof. Dr. Fernando Copetti, na sala 1025 do Centro de Educação Física e Desportos- Prédio 51, na Universidade Federal de Santa Maria, Avenida Roraima nº. 1000. Santa Maria, RS. Após este período, os dados serão destruídos.

Este projeto de pesquisa foi revisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSM com o número de registro CAAE 66560117.8.0000.5346.

Santa Maria, dede 2019

Prof. Dr. Fernando Copetti
Orientador do projeto

Comitê de Ética em Pesquisa da UFSM: Av. Roraima, 1000 - 97105-900 - Santa Maria - RS
- 7º andar, sala 763 do prédio da Reitoria. Telefone: (55) 3220-9362 - E-mail:
cep.ufsm@gmail.com

ANEXO C
ANAMNESE

 INSTRUMENTO DA COLETA DE DADOS - QUESTIONÁRIO		
CRIANÇA	PAIS/RESPONSÁVEIS	TELEFONE
IDADE (anos)	DATA DE NASCIMENTO	
SEXO		<input type="checkbox"/> 1- Masculino <input type="checkbox"/> 2- Feminino
EXPERIÊNCIA PRÉVIA AO CAVALO		
1- QUANDO? _____ _____		
2- QUANTAS VEZES? _____		
3- POR QUANTO TEMPO? _____		
MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS		
PESO (Kg)	ESTATURA (cm)	ALTURA TRONCO-CEFÁLICA (cm)
MEDIDAS DO CAVALO		
Frequência média = _____ passos/min		
Velocidade média = _____ m/s (Distância/ Tempo)		
MEDIDAS CINEMÁTICAS		
Horário de início: _____ () SELA () MANTA		
Horário de término: _____ () SELA () MANTA		