

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

PAULO ROBERTO FONSECA JUNIOR

**USO DE SENSORES INERCIAIS PORTÁTEIS PARA A AVALIAÇÃO DE
VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA EM CRIANÇAS:
REVISÃO SISTEMÁTICA.**

São Paulo, SP

2018

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

PAULO ROBERTO FONSECA JUNIOR

**USO DE SENSORES INERCIAIS PORTÁTEIS PARA A AVALIAÇÃO DE
VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA EM CRIANÇAS:
REVISÃO SISTEMÁTICA.**

Dissertação apresentada à Universidade Nove de Julho para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Aluno: Paulo Roberto Fonseca Junior

Orientador: Profº Drº Fabiano Politti

Co-orientara: Profª Drª Claudia Oliveira Santos

São Paulo, SP

2018

FICHA CATALOGRÁFICA

Fonseca Junior, Paulo Roberto.

Uso de sensores inerciais portáteis para a avaliação de variáveis espaço-temporais da marcha em crianças revisão sistemática. / Paulo Roberto Fonseca Junior.2018.

70 f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2018.

Orientador (a): Prof. Dr. Fabiano Politti.

1. *Análise de marcha.* 2. *Sensores inerciais portáteis.* 3. *Cirurgia ortopédica.* 4. *Aplicação clínica.* 5. *Pediatria*

I. *Politti, Fabiano.*

II. *Titulo*

São Paulo, 14 de dezembro de 2018.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): Paulo Roberto Fonseca Junior

Título da Dissertação: "Uso de Sensores Inerciais Portáteis para a Avaliação de Variáveis Espaço-temporais da Marcha em Crianças: Revisão Sistemática".

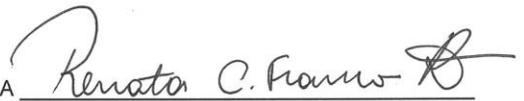
Presidente: PROF. DR. FABIANO POLITTI



Membro: PROFA. DRA. FERNANDA ISHIDA CORRÊA



Membro: PROFA. DRA. RENATA CALHES FRANCO DE MOURA



DEDICATÓRIA

Às crianças com Paralisia Cerebral, que acreditam que sonhos movem o mundo, e na ausência de pernas para correr, como borboletas, usam suas asas para voar.

Aos meus pais e familiares que me apoiaram e incentivaram em todos os momentos e vieram preparando o meu caminho, desde que nasci, para que esse dia enfim chegasse.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ser meu guia.

A meus familiares e amigos pelo incentivo e compreensão constantes.

À Dra. Claudia Santos Oliveira e Dr. Fabiano Politti pela dedicação e orientação neste trabalho.

Ao corpo docente e secretárias do Curso de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da UNINOVE, pelo auxílio e apoio concedido.

Aos Professores Doutores que participaram das bancas de qualificação e defesa: muito obrigada pela contribuição científica e pelo carinho em acrescentar críticas e sugestões a este projeto.

Aos colegas do Laboratório Integrado de Análise de Movimento Humano e Laboratório de Neuromodulação e Laboratório NAPAM, pelo apoio e companheirismo durante todo este período.

Aos alunos de Iniciação Científica, pelo interesse e dedicação em aprender.

À CAPES/PROSUP, agradeço pelo auxílio financeiro com a bolsa de estudos durante o mestrado

RESUMO

Introdução: A análise da marcha é uma ferramenta importante na avaliação clínica de crianças em crescimento com comprometimento motor. **Objetivo:** O objetivo do presente estudo teve como objetivo realizar uma revisão bibliográfica sobre o uso de sensores inerciais vestibulares para análise da marcha de crianças na prática clínica. **Métodos:** As buscas foram realizadas nas bases de dados MEDLINE, EMBASE, Cochrane Library e PEDro para estudos envolvendo crianças ou adolescentes submetidos à análise de marcha com o uso de sensores inerciais vestíveis. Não foram impostas restrições em relação à data de publicação ou idioma. **Resultados:** Trezentos e vinte artigos foram recuperados, 15 dos quais preencheram os critérios de elegibilidade, demonstraram qualidade metodológica adequada e foram selecionados para a presente revisão sistemática. **Conclusão:** Os achados sugerem que sensores vestíveis são eficazes para a avaliação de variáveis quantitativas da marcha em crianças com diferentes condições pediátricas, possibilitando uma análise objetiva que deve se mostrar útil em processos de diagnóstico clínico e reabilitação.

Palavras-chave: Análise de marcha; Sensores Inerciais Vestíveis; Pediatria; Aplicação clínica.

ABSTRACT

Background: Gait analysis is an important tool in the clinical evaluation of growing children with motor impairment. **Objectives:** The aim of the present study was to perform a literature review on the use of wearable inertial sensors for gait analysis of children in clinical practice. **Methods:** Searches were performed in the MEDLINE, EMBASE, Cochrane Library and PEDro databases for studies involving children or adolescents submitted to gait analysis with the use of wearable inertial sensors. No restrictions were imposed regarding the date of publication or language. **Results:** Three hundred twenty articles were retrieved, 15 of which met the eligibility criteria, demonstrated adequate methodological quality and were selected for the present systematic review. **Conclusion:** The findings suggest that wearable sensors are effective for the evaluation of quantitative gait variables in children with different pediatric conditions, enabling an objective analysis that should prove useful in processes of clinical diagnosis and rehabilitation.

Keywords: Gait analysis; Wearable Inertial Sensors; Pediatrics; Clinical Application.

LISTA DE TABELAS

ESTUDO

Tabela 1. Qualidade metodológica e relato de estudos elegíveis10

Tabela 2. Características dos estudos incluídos na revisão sistemática
.....11

ARTIGO

Table 1. Methodological quality and reporting of eligible studies.....29

Table2. Characteristics of studies included in systematic review30

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 fluxograma do processo de inclusão do procedimento de seleção de artigos.....	9
Figura 2. Status do processo de submissão do estudo I.....	22
Figure 1. Flow diagram of inclusion process of the articles selections procedure.....	28

LISTA DE ABREVIATURAS

PCE: Paralisia Cerebral Espástica

PC: Paralisia Cerebral

GMFCS: Sistema de Classificação da Função Motora Grossa

SNC: Sistema Nervoso Central

ISGAS: Sistemas de Análise de Marcha do Sensor Inercial

SUMÁRIO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.1. JUSTIFICATIVA	3
2. OBJETIVOS.....	4
2.1 GERAL	4
2.2 ESPECÍFICOS	4
3. RESULTADOS	4
3.1 ESTUDO	5
2. Métodos	7
2.1 Protocolo e registro	7
2.2 Fontes de dados e estratégia de busca.....	7
2.3 Seleção de estudo	8
2.4 Critérios de elegibilidade	8
2.5 Avaliação de qualidade	8
3. Resultados.....	9
3.1 Desenho do estudo e qualidade metodológica	15
3.2 Tipos de condições pediátricas analisadas com sensores inerciais vestíveis	15
3.3 Tipo de sensor e posicionamento	16
3.4 Procedimentos de avaliação da marcha	17
3.5 Variáveis da marcha obtidas com sensores inerciais vestíveis	18
4. Discussão.....	19
5. Conclusão	21
3.2 ARTIGO	22
1. Introduction.....	23
2. Methods	25
3. Results.....	27
3.1 Study design and methodological quality	34
3.2 Types of pediatric conditions analyzed with wearable inertial sensors	35
3.3 Sensor type and placement.....	35
3.4 Gait assessment procedures	37
3.5 Gait variables obtained with wearable inertial sensors.....	37
4. Discussion	39
5. Conclusion	41

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	47
6. REFERÊNCIAS	47

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

A paralisia cerebral (PC) é uma desordem permanente do movimento e da postura, causando limitação de atividade, atribuídas a distúrbios não progressivos que ocorreram no cérebro fetal ou infantil em desenvolvimento^{1,2}. Os distúrbios motores da PC são frequentemente acompanhados de distúrbios da sensação, percepção, cognição, comunicação e comportamento, pela epilepsia e por problemas músculo-esqueléticos secundários³. As estimativas gerais da população da prevalência na infância variam de aproximadamente 1 a 4 por 1000 crianças ou nascidos vivos. O risco é bastante elevado em crianças com história de complicações perinatais, como parto prematuro e baixo peso ao nascer, embora estes e outros fatores perinatais não necessariamente possam estar relacionados a raiz da causa da PC e ser somente uma causa antecedente. Além disso, muitas crianças com PC não têm história de complicações perinatais conhecidas².

Dentro da definição de PC há 4 componentes principais: (1) é uma desordem de movimento e postura; (2) resulta de uma anormalidade no cérebro; (3) é adquirido no início da vida; e (4) a condição é estática no momento do reconhecimento. Também pode ser dividida em 2 grupos fisiológicos principais, o piramidal (um termo usado de forma bastante incorreta para se referir a casos em que a espasticidade é proeminente) e os tipos extrapiramidais (coréia, atetóide, distonia, ataxia). A espasticidade é um sinal clínico manifestado por uma maior resistência de um membro ao movimento articular imposto externamente⁴

A classificação inicial de crianças com PC inclui sintomas clínicos amplos com categorias para a fisiologia (a natureza da anomalia motora), topografia, etiologia, características neuroanatômicas, condições suplementares (associadas), capacidade funcional (gravidade) e requisitos terapêuticos⁴. O comprometimento motor da criança com PC é avaliado por meio do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (*Gross Motor Function Classification System* -GMFCS), onde seu objetivo é classificar a função motora grossa com ênfase nos movimentos do “sentar” e “andar”. A criança é classificada de acordo com a idade (0-2, 2-4, 4-6, e 6-12 anos) em cinco níveis funcionais. Crianças que têm problemas motores semelhantes aos classificados no nível I geralmente podem caminhar sem restrições, mas tendem a ser limitadas em algumas das habilidades motoras mais avançadas. Crianças classificadas no nível V são geralmente muito limitadas na sua capacidade de mover-se mesmo com o uso de tecnologia assistiva⁵.

A marcha é uma atividade complexa e um processo de decisão permanente que pode ser alterado em uma variedade de patologias neurológicas. Os distúrbios da marcha podem levar a uma mobilidade prejudicada, deficiência, medo de queda ou quedas, o que pode resultar em menor qualidade de vida e aumento do risco de morte⁶. As anormalidades da marcha são principalmente causadas por espasticidade ou tônus muscular anormal, controle motor diminuído e equilíbrio prejudicado. Ao longo do crescimento de um indivíduo, as anormalidades da marcha são compostas pelo desenvolvimento progressivo de deformidades esqueléticas, contraturas de tecido mole das unidades musculotendinosas e estruturas capsulares e deformidades dinâmicas causadas por forças musculares anormais desequilibradas. À medida que o paciente amadurece, as contraturas de tecidos moles, a fraqueza muscular, a dor e os mecanismos compensatórios resultam em anormalidades de marcha continuadas ao longo da vida se não forem tratadas⁷.

A cirurgia ortopédica deve ser considerada em crianças com contraturas fixas das articulações, espasticidade, deformidades rotacionais do membro inferior que interfiram ou alterem a marcha da criança e se as alterações anteriormente referidas causarem dores, dificuldades nos cuidados higiênicos ou na integração social⁸. O momento da intervenção cirúrgica ortopédica é determinado pela maturação do sistema nervoso central (SNC), potencial de ambulação e a taxa em que as contraturas e disfunções do braço de alavanca estão se desenvolvendo⁹.

Os tipos de cirurgias ortopédicas em PC's incluem liberação e alongamento da unidade musculotendínea, transferências de tendões, osteotomias e artrodese¹⁰. Na PC, os músculos multiarticulares são mais comumente contraídos (por exemplo, psoas, reto femoral, isquiotibiais e gastrocnêmio) do que os músculos monoarticulares. A liberação ou o alongamento muscular dos músculos monoarticulares devem ser evitados para preservar a função antigravitária e a perda de estabilidade no pós-operatório¹¹.

Indivíduos com distúrbios neurológicos são consistentemente observados com parâmetros anormais da marcha em relação aos controles saudáveis. As características específicas dos distúrbios da marcha podem diferir em todas as doenças neurológicas distintas, no entanto, as alterações nos parâmetros médios da marcha espacial, parecem universais em todas as deficiências neurológicas e, portanto, não diferenciam doenças neurológicas distintas¹². Devido ao impacto da anormalidade da marcha na participação e na qualidade de vida, o principal foco das intervenções de fisioterapia é muitas vezes na melhoria da marcha¹³. No tratamento dos membros inferiores, técnicas frequentes, como alongamento,

massagem, fortalecimento muscular e muitos outros, são frequentemente usadas. Essas técnicas básicas geralmente visam problemas específicos ao nível da estrutura e função do corpo, como a amplitude de movimento, força e tônus muscular¹⁴. A multiplicidade de técnicas de reabilitação pode ser complementada pela adição de intervenção cirúrgica para maximizar a função do paciente¹⁵.

A análise da marcha é uma ferramenta útil para o planejamento cirúrgico e para avaliação de fatores associados à marcha patológica, reabilitação e intervenções de tratamento. Embora a análise convencional da marcha forneça informações detalhadas sobre parâmetros cinemáticos e cinéticos, esses sistemas são limitados ao uso em laboratório. Em contraste, os sistemas de análise de marcha do sensor inercial (ISGAS) facilitam a análise da marcha em um ambiente desobstruído ao ar livre e fora de um laboratório de marcha convencional. No entanto, o seu uso em contextos clínicos e em estudos em larga escala requer uma avaliação completa do seu desempenho¹⁶.

Terjensen et al. (2015)¹⁷ em seu estudo, salienta a importância da detecção de algumas medidas de resultados relevantes, como parâmetros cinemáticos e alterações funcionais, que ao exame físico convencional são insuficientes. Em seu estudo trasversal pré-pós, Terjensen et al. (2015) evidencia que a cirurgia ortopédica com base na análise de marcha tridimensional pré-operatória apresentou melhorias marcadas na função e qualidade da marcha, que foram estáveis ao longo de um período de 5 anos.

No estudo realizado por Negrini et al (2017)¹⁸, foi utilizado um sensor inercial sem fio para obter dados cinemáticos da marcha, estendendo a possibilidade de usar soluções portáteis e de uso fácil, obtendo diferentes tipos de aquisição de dados, compartilhamento e informações disponíveis durante a marcha, incluindo a cinemática do indivíduo.

1.1. JUSTIFICATIVA

A cinemática da marcha em crianças é semelhante à dos adultos. No entanto, resultados discrepantes têm sido relatados em relação à cinemática subjacente, fornecendo suporte para a hipótese de que as crianças não têm maturidade neuromuscular para a produção de um padrão de marcha adulto¹⁹.

Um método alternativo de análise da marcha envolvendo o uso de sensores inerciais portáteis mostrou grandes perspectivas nas duas últimas décadas²⁰⁻²². Os sensores e o equipamento de gravação são relativamente compactos, portáteis e menos dispendiosos em

comparação com os laboratórios tradicionais de análise tridimensional do movimento e podem ser usados para coletar dados sobre movimentos humanos, como variáveis espaço-temporais da marcha, em ambientes e contextos onde o uso de equipamentos tradicionais não é possível.

Potencializar os impactos substanciais do tratamento cirúrgico é de grande interesse clínico, pois com a detecção de algumas medidas de resultados relevantes, este feito poderá auxiliar na realização da tomada de decisão de cirurgiões e ortopedistas, fornecendo informações adicionais para o médico usar em seu planejamento cirúrgico²³.

Desta maneira, os objetivos da revisão sistemática foram resumir os estudos que utilizaram a análise da marcha com base em dados de sensores inerciais, para: (i) verificar se essa ferramenta é capaz de apoiar a avaliação de diferentes parâmetros da marcha cinemática em crianças; (ii) investigar que tipos de condições pediátricas estão sendo analisadas com o sensor inercial na prática clínica.

2. OBJETIVOS

2.1 GERAL

Sintetizar os estudos que utilizaram a análise da marcha com base em dados de sensores inerciais portáteis.

2.2 ESPECÍFICOS

- Realizar uma revisão sistemática para sintetizar os estudos que utilizaram a análise da marcha baseada em dados de sensores inerciais, para: (i) verificar se esta ferramenta é capaz de auxiliar na avaliação de diferentes parâmetros da marcha cinemática em crianças; (ii) investigar que tipos de condições pediátricas estão sendo analisadas com o sensor inercial na prática clínica;

3. RESULTADOS

Os resultados da presente dissertação serão apresentados em formato de artigo.

USE OF WEARABLE INERTIAL SENSORS FOR THE ASSESSMENT OF SPATIOTEMPORAL GAIT VARIABLES IN CHILDREN: A SYSTEMATIC REVIEW

foi submetido para publicação no periódico Disability and Rehabilitation.

3.1 ESTUDO

Uso de sensores inerciais vestibulares para avaliação de variáveis espaço-temporais da marcha em crianças: uma revisão sistemática.

Paulo Roberto Fonseca Junior^{1*}, Renata Calhes Franco de Moura², Cláudia Santos Oliveira³, Fabiano Politti¹.

1-Postgraduate program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil.

2- Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brazil.

3-Centro Universitário de Anápolis, UniEVANGELICA, GO, Brazil.

Resumo

A análise da marcha é uma ferramenta importante na avaliação clínica de crianças em crescimento com comprometimento motor. O objetivo do presente estudo teve como objetivo realizar uma revisão bibliográfica sobre o uso de sensores inerciais vestibulares para análise da marcha de crianças na prática clínica. As buscas foram realizadas nas bases de dados MEDLINE, EMBASE, Cochrane Library e PEDro para estudos envolvendo crianças ou adolescentes submetidos à análise de marcha com o uso de sensores inerciais vestíveis. Não foram impostas restrições em relação à data de publicação ou idioma. Trezentos e vinte artigos foram recuperados, 15 dos quais preencheram os critérios de elegibilidade, demonstraram qualidade metodológica adequada e foram selecionados para a presente revisão sistemática. Os achados sugerem que sensores vestíveis são eficazes para a avaliação de variáveis quantitativas da marcha em crianças com diferentes condições pediátricas, possibilitando uma análise objetiva que deve se mostrar útil em processos de diagnóstico clínico e reabilitação.

Palavras-chave: Análise de marcha; Sensores Inerciais Vestíveis; Pediatria; Aplicação clínica.

1. Introdução

A análise da marcha é a medição quantitativa sistemática, descrição e avaliação da locomoção humana (Ghoussavni et al., 2004) e, portanto, desempenha um papel importante na prática clínica. Esse tipo de análise fornece informações objetivas sobre o nível funcional do paciente e pode ser usado para avaliar a eficácia dos programas de reabilitação, bem como o sucesso dos procedimentos cirúrgicos (Worsley et al., 2015).

A cinemática da marcha em crianças é semelhante à dos adultos. No entanto, resultados discrepantes foram relatados em relação à cinética subjacente, fornecendo suporte para a hipótese de que as crianças não têm maturidade neuromuscular para a produção de um padrão de marcha adulto (Ganley et al., 2005). Os métodos de análise de marcha padrão-ouro desenvolvidos com sucesso e aplicados em vários laboratórios de marcha (Kim et al., 2004; Casadio et al., 2005; Komnik et al., 2015) envolvem um sistema de captura de movimento de múltiplas câmeras e uma plataforma de força capacidade de medir as forças de reação do solo. Embora esses métodos de análise de marcha forneçam informações detalhadas sobre variáveis cinemáticas e cinéticas, os sistemas de aquisição de dados são limitados ao uso em laboratório e exigem equipamentos caros com longos tempos de configuração e pós-processamento (Auvinet et al., 2002; Tao et al., 2012; Boutaayamou et al., 2015).

Um método alternativo de análise da marcha envolvendo o uso de sensores inerciais ao desgaste mostrou grandes perspectivas nas duas últimas décadas (Tao et al., 2012; Shull et al., 2014). Os sensores e o equipamento de gravação são relativamente compactos, portáteis e menos dispendiosos em comparação com os laboratórios tradicionais e podem ser usados para coletar dados sobre movimentos humanos, como variáveis espaço-temporais da marcha, em ambientes e contextos onde o uso de equipamentos tradicionais não é possível. Este método foi validado para análise da marcha em crianças com desenvolvimento típico e com paralisia cerebral, bem como indivíduos saudáveis, idosos e pacientes com doença de Parkinson (Lanovaz et al., 2017; Pimentel et al., 2017; Sivarajah et al., 2017; Schwesig et al., 2011; Mariani et al., 2010; Mariani et al., 2013).

Na avaliação das variáveis espaço-temporais da marcha, sensores de movimento são usados ou fixados em várias partes do corpo do voluntário, como parte inferior das costas, tornozelos, pé e cintura (Bisi et al., 2017; Tao et al., 2012). Existem diferentes tipos de sensores e sistemas de movimento, como acelerômetros, giroscópios e sensores magnetoresistivos. Um único tipo ou sistema de sensor combinado com vários tipos de sensores pode ser usado para a

análise da marcha. Um acelerômetro é um tipo de sensor inercial que mede a aceleração ao longo de seu eixo sensível. A aceleração é medida eletricamente usando mudanças físicas no deslocamento da massa de prova ligada a um sistema de suspensão mecânica em relação a um referencial.

Um giroscópio é um sensor de velocidade angular e baseia-se na medição da força proporcional à velocidade de rotação angular em uma estrutura rotativa. Por exemplo, um giroscópio preso aos pés ou pernas permite a determinação de ângulos e velocidades angulares durante a marcha, o que pode auxiliar na reorganização das várias fases da marcha, sendo geralmente combinado com um acelerômetro para obter um sistema de detecção inicial mais completo. Os sensores magnetoresistivos são baseados no efeito magnetorresistivo, podendo, portanto, estimar mudanças na orientação de um segmento do corpo em relação ao norte magnético ou ao eixo vertical. Tais sensores fornecem informações que não podem ser determinadas por acelerômetros ou pela integração de sinais de giroscópio (Tao et al., 2012).

Os objetivos da presente revisão sistemática foram resumir estudos em que a análise da marcha foi realizada com o auxílio de sensores inerciais para determinar se essas ferramentas fornecem informações valiosas sobre diferentes variáveis espaço-temporais em crianças durante a locomoção e investigar quais tipos de condições pediátricas são analisadas com sensores inerciais na prática clínica.

2. Métodos

2.1 Protocolo e registro

Esta revisão foi conduzida de acordo com os Itens de Relatório Preferencial para Revisões Sistemáticas e Metanálises (declaração PRISMA) e está registrada no banco de dados do PROSPERO (CRD42017079882).

2.2 Fontes de dados e estratégia de busca

As bases de dados MEDLINE (PubMed), EMBASE, Cochrane Library e PEDro foram buscas por artigos relevantes usando o Medical Subject Headings (MeSH) da U.S. National Library of Medicine. Os seguintes termos foram utilizados para a pesquisa bibliográfica: 'infant', 'child', 'children', 'adolescent', 'walk', 'walking', 'locomotor', 'gait', 'sensor', 'gyroscope', 'inertial', 'acceleration' and 'accelerometer'. Specifically, for inclusion in the present review, papers were required to have the terms ('infant' OR 'child' OR 'children') AND ('walk' OR 'walking' OR 'locomotion' OR 'gait') AND ('sensor' OR 'gyroscope' OR 'inertial'

OR ‘accelerometer’ OR ‘acceleration’) no título e / ou resumo. Além da busca sistemática por bases de dados eletrônicas, também foi realizada uma busca direcionada das bibliografias de artigos relevantes para identificar quaisquer outros estudos para inclusão.

2.3 Seleção de estudo

Dois pesquisadores independentes analisaram o título e resumo dos artigos recuperados durante a busca dos bancos de dados. Quando informações insuficientes foram encontradas no título e no resumo para decidir sobre a elegibilidade, o texto completo foi lido. Os artigos pré-selecionados foram submetidos à análise de texto completo para determinar a inclusão na revisão com base nos critérios de elegibilidade. Em casos de divergência de opinião ou dúvidas quanto à relevância do artigo, um terceiro pesquisador analisou o texto em questão para chegar a um consenso.

2.4 Critérios de elegibilidade

Foram incluídos os seguintes critérios de inclusão: ensaio clínico randomizado controlado, ensaio clínico controlado ou estudo transversal (não foram impostas restrições quanto à data de publicação ou idioma), envolvendo crianças ou adolescentes (<18 anos de idade) submetidos à análise de marcha usando sensores inerciais vestíveis. Os critérios de exclusão foram estudo de caso, estudo de coorte, estudo de revisão, estudo piloto, estudo de protocolo, adolescentes > 18 anos de idade e ausência de grupo controle.

2.5 Avaliação de qualidade

Os ensaios clínicos randomizados pré-selecionados foram submetidos a uma avaliação da qualidade metodológica usando a ferramenta Colaboração Cochrane para avaliação de risco de viés de ensaios clínicos randomizados (Higgins et al., 2011) para investigar a robustez dos resultados em relação a cada um dos 'riscos de componentes de polarização. Para estudos não randomizados, foi utilizado o risco de viés em estudos de intervenção não randomizados (ROBINS-I) (Sterne et al., 2016). Por fim, a Ferramenta de Avaliação de Estudos Transversais (escala AXIS) foi usada para avaliar o risco de viés em estudos transversais (Downes et al., 2016). A classificação dos estudos foi realizada por dois pesquisadores independentes (R.C.F.M. e C.S.O.), cegos aos objetivos da presente revisão. Em casos de divergência de opinião, um terceiro pesquisador tomou a decisão sobre a pontuação.

3. Resultados

Trezentos e vinte artigos foram recuperados das bases de dados e outras fontes pesquisadas. Após a análise dos títulos, textos abstratos e completos e a avaliação da qualidade utilizando a ferramenta Cochrane Collaboration, ROBINS-I e AXIS (Tabela 1), apenas quinze artigos preencheram os critérios de elegibilidade. A figura 1 exibe o fluxograma do processo de seleção.

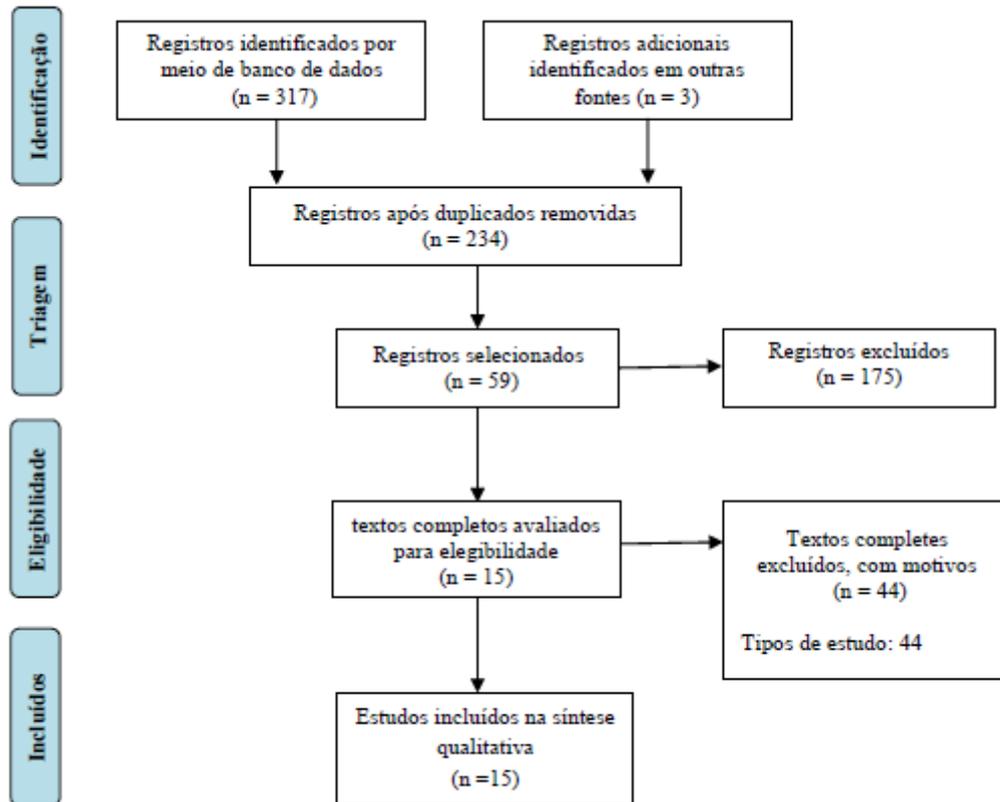


Fig. 1 fluxograma do processo de inclusão do procedimento de seleção de artigos.

Table 1. Qualidade metodológica e relato de estudos elegíveis

Cochrane Collaboration tool							
Estudo	Alocação aleatória	Alocação oculta	Pacientes cegados	Avaliadores cegados	Dados incompletos	Relato dos resultados selecionados	Outros
Mazza (2010)	Baixa	Alta	Alta	Alta	Baixa	Baixa	Baixa

ROBINS-I Tool							
Estudo	Viés de confusão	Viés na seleção dos participantes	Viés durante a intervenção	Viés da intervenção pretendida	Viés por perda de dados	Viés nas medidas de resultados	Viés na seleção e relato dos resultados
Antunes (2016)	Serio	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo
Schulleri (2016)	Moderado	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo
Suarez (2016)	Moderado	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo

Axis Tool ^a																				
Estudo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Bisi (2017)	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	N	S
Ganea (2012)	S	S	N	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	Y	N	S
Summa (2016)	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	N	N	S
Chen (2017)	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	N	S
Zollinger (2016)	S	N	S	S	N	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	N	S
Christensen (2017)	S	N	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	N	S
Lanovaz (2017)	S	N	N	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	N	S
Pendharkar (2012)	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	N	N	S
Saether (2014)	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	N	S
Sivarajah (2017)	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	N	S
Taborri (2015)	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	N	N	S

Tabela 2
Características dos estudos incluídos na revisão sistemática (n = 15)

Autor / ano / tipo de estudo	Participantes	Tipo de sensor (colocação)	Comparação com outros métodos	Medidas	Achados
Mazza (2010) Ensaio Clínico Controlado Randomizado	n = 30 15 = Grupo feminino (média idade: 9 ± 1 anos) 15 = Grupo masculino (média idade: 9 ± 1 anos)	Três unidades de acelerômetro tri-axial, giroscópio tri-axial e magnetômetros Freq: 100 Hz Sacro, espaço intervertebral C7 e cabeça	Nenhuma comparação realizada	Aceleração ântero-posterior (AP) Aceleração Mediolateral (ML) Aceleração Vertical (V) Frequência de passada Velocidade de Caminhada	Não foram encontradas diferenças entre os dois grupos nos valores de RMS da pelve e aceleração do ombro. Por outro lado, menores valores de RMS de aceleração da cabeça foram encontrados para o grupo feminino nas direções AP e ML. Ambos os grupos conseguiram atenuar as acelerações AP e ML da parte superior do corpo, indo do nível pélvico para a cabeça, com atenuações mais altas encontradas para o grupo feminino.
Antunes (2016) Estudo Crossover	n = 20 10 bilateral spastic cerebral palsy (mean age: 10.1 ± 3.7 years) 10 healthy children (mean age: 10.3 ± 4.36 years)	Uma unidade de acelerômetro tri-axial, giroscópio tri-axial e magnetômetros Freq: 100 Hz Espaço intervertebral L5	Nenhuma comparação realizada	Velocidade da marcha [cm / s] Cadência [passos / min] Duração do balanço [% do ciclo da marcha] Fase de rolamento [% do ciclo da marcha] Duração do suporte duplo [% do ciclo da marcha]	Diferenças foram encontradas em ambos os grupos para todas as variáveis espaço-temporais, com exceção da velocidade da marcha. A porcentagem da fase de rolagem e o suporte duplo melhoraram após a tarefa walk-trot.
Schulleri (2016) Ensaio clínico quase experimental	n = 65 26 crianças e adolescentes com paralisia cerebral espástica ou atáxica (Idade média: 9.8 ± 4.5 anos) 39 com desenvolvimento típico (Idade média: 10.0 ± 4.4 anos)	Quatro unidades de acelerômetro tri-axial Freq: 60 Hz Ambas as pernas inferiores lateralmente, esterno e testa	Nenhuma comparação realizada	Velocidade da marcha Comprimento médio do passo Balanço de velocidade da cabeça e do tronco	O contato interpessoal deliberadamente leve aplicado ao ápice da cabeça durante a caminhada resulta na redução da oscilação da velocidade da cabeça, reduzindo os padrões de movimentos espásticos ou atáxicos da cabeça.
Suarez (2016) Ensaio Clínico Controlado	n = 24 (10–16 anos) 10 crianças usando implantes cocleares pré-linguais 14 crianças com audição normal	Três unidades de acelerômetros e giroscópios tri-axiais Freq: 256 Hz Sacro e no metatarso de cada pé	Nenhuma comparação realizada	Velocidade da marcha	A informação acústica gera marcha mais lenta naqueles implantados após os 3 anos de idade. A velocidade da marcha foi menor durante a dupla tarefa em crianças com audição normal do que com crianças usuárias de implante coclear pré-lingual.

Tabela 2. Continuação

Bisi (2017) Estudo transversal	n = 45 Crianças com desenvolvimento típico Idade 6-10 anos; 3 grupos de 15 crianças cada, divididas por idade: 6YC = 6-anos 8YC = 8-anos 10YC = 10-anos	Uma unidade de acelerômetro tri-axial, giroscópio e magnetômetros Freq: 128 Hz Parte inferior das costas, tornozelos (acima do maléolo lateral) e punhos	Avaliação padrão baseada em gravações de vídeo por operadores especialistas	Aceleração ântero-posterior (AP) Aceleração Mediolateral (ML) Aceleração Vertical (V) Velocidade angular no eixo AP (ω AP) Velocidade angular no eixo ML (ω ML)	A avaliação automática baseada em IMUs portáteis em comparação à avaliação padrão mostrou concordância superior a 87% em média no grupo inteiro para cada habilidade e redução no tempo de pontuação de 15 a 2 minutos por participante.
Ganea.(2012) Estudo transversal	n = 45 Divididos em dois grupos: 25 meninos com Distrofia Muscular de Duchenne, idade entre 5 e 12 anos (8.04 ± 1.9) 20 crianças saudáveis pareadas por idade (7.85 ± 2.48) (12 meninos e 8 meninas)	Uma unidade de giroscópio uniaxial e acelerômetro tri-axial Freq: 40 Hz Canela bilateral	Nenhuma comparação realizada	Comprimento da passada (CP) Velocidade angular (VA) Velocidade de passada (VP) Cadência (Cad) Suporte duplo (SD)	Em comparação com crianças saudáveis, os pacientes com distrofia muscular de Duchenne tiveram velocidade de passada significativamente menor e movimento de tronco menos suave. Quando o grupo de pacientes foi dividido em leve e moderado com base na Medida da Função Motora, os autores notaram valores significativamente mais altos tanto para a cadência quanto para a velocidade da passada, bem como melhora da suavidade do tronco no grupo leve versus moderado. O potencial de tais variáveis para distinguir entre diferentes estados de doença abre novas perspectivas para avaliações objetivas da eficácia de novas terapias para a distrofia muscular de Duchenne.
Summa (2016) Estudo transversal	n= 40 20 crianças com Paralisia Cerebral (PC) (Idade 5.70 ± 2.27 anos, 2-9 anos) 20 crianças com desenvolvimento típico (Idade 5.85 ± 2.18 anos, 2-9 anos)	Três unidades de acelerômetro tri-axial, giroscópio e magnetômetros Freq: 128 Hz Nível da cabeça (osso occipital), nível do esterno e na pelve (nível sacro-L5)	Nenhuma comparação realizada	Aceleração ântero-posterior (AP) Aceleração Mediolateral (ML) Aceleração Vertical (V) Comprimento do passo Frequência passo Velocidade de caminhada	Apesar da redução significativa na aceleração da pelve para o esterno, crianças com paralisia cerebral não compensam grandes acelerações, que são maiores do que em crianças com desenvolvimento típico. As crianças com paralisia cerebral apresentaram atenuação negativa do esterno para a cabeça, de acordo com a rigidez documentada do sistema de cabeça-tronco observada nessa população.
Chen (2017) Estudo transversal	n= 46 14 adultos saudáveis (24.2 ± 1.55 anos) 10 crianças saudáveis (7.03 ± 1.49 anos) 22 crianças com PC (7.51 ± 2.96 anos)	Três unidades de acelerômetros e giroscópios tri-axiais Freq: 100 Hz Parte inferior das costas (L2-L3) e no meio da coxa direita e esquerda (semitendíneo)	Nenhuma comparação realizada	Aceleração ântero-posterior (AP) Aceleração Mediolateral (ML) Aceleração Vertical (V) Velocidade angular nos eixos AP, ML e V	Em comparação com indivíduos saudáveis, os sintomas e a gravidade da disfunção motora em crianças com paralisia cerebral podem resultar em anormalidade dos modos de aceleração da marcha e o método de avaliação proposto foi capaz de avaliar efetivamente o grau de anormalidade da marcha em crianças com paralisia cerebral.

Tabela 2. Continuação

Zollinger (2016) Estudo transversal	n = 20 10 crianças com PC unilateral (14.2 ± 1.7 anos) 10 crianças com desenvolvimento típico (14.1 ± 1.9 years)	Duas unidades de acelerômetros e giroscópios tri-axiais Freq: 100 Hz Parte inferior das costas, (região da vértebra L3) e no peito do pé.	Nenhuma comparação realizada	Aceleração do centro de massa Acelerações tridimensionais do pé	A avaliação do padrão de marcha do sensor inercial revelou que o treinamento em esteira induziu mudanças mecânicas quase idênticas ao andar em terra em ambos os grupos. com exceção de trabalhos mecânicos verticais e laterais, cinéticos e potenciais, ambos significativamente aumentados na transição solo – esteira apenas na paralisia cerebral unilateral.
Christensen (2017) Estudo transversal	n = 75 Crianças com diagnóstico de andar idiopático, idade entre 3-13 anos; divididos em dois grupos por idade: 2 a 5-anos = 45 6 a 13- anos = 30	Uma unidade de acelerômetro uniaxial Freq: Não relatado Cintura	Observação de vídeo	Contagem de passos	Diferença significativa nos escores do acelerômetro e no teste de inclinação para crianças de 2 a 5 anos de idade; nenhuma diferença significativa foi encontrada entre crianças de 6 a 13 anos de idade.
Lanovaz (2017) Estudo transversal	n = 10 Crianças com desenvolvimento típico (Idade média: 5.1 anos, 3 a 8 anos)	Seis unidades de acelerômetros tri-axiais, giroscópios e magnetômetros Freq: 128 Hz Lado dorsal de ambos os punhos, esterno próximo a entalhe clavicular, parte inferior das costas (L4 / L5) e na parte da frente das canelas perto de maléolos	Sistema de captura de movimento 3D	Tempo do passo Tempo de apoio Comprimento da passada Velocidade de passada Velocidade de caminhada	Todas as variáveis espaço-temporais avaliadas mostraram boa concordância entre os dois sistemas.
Pendharkar (2012) Estudo transversal	n = 20 (média de idade: 8 anos; peso médio: 25 kg) 10 crianças saudáveis 10 crianças com pé idiopático	Uma unidade de acelerômetro de duplo eixo Freq: Não relatado Calcanhar do calçado	Nenhuma comparação realizada	Fase de apoio Fase de balanço Número de passadas Velocidade de caminhada Aceleração vertical Aceleração horizontal Aceleração gravitacional	O ângulo do pé durante a posição intermediária variou de 36° a 11,5° em crianças com a marcha idiopática, mas o ângulo de apoio do pé era de aproximadamente zero em crianças normais.

Tabela 2. Continuação

Saether (2014) Estudo transversal	n = 70 41 crianças com PC espástica (11.7 ± 3.8 anos) 29 crianças com desenvolvimento típico (10.3 ± 3.6 anos)	Uma unidade de acelerômetro tri- axial, giroscópio e magnetômetro Freq: 100 Hz Parte inferior das costas (sobre a região L3)	Nenhuma comparação realizada	Aceleração do tronco (ântero- posterior (AP), vertical (V) e mediolateral (ML) Velocidade da marcha Cadência Passo tempo Comprimento do passo	Variáveis de marcha relacionadas ao equilíbrio (acelerações AP, ML e V) foram maiores em crianças com PC e aumentaram com o aumento do nível de GMFCS. Diferenças na aceleração nas direções AP e V aumentaram entre crianças com PC e DT com aumento da velocidade. A assimetria na aceleração do tronco diferiu significativamente entre os dois grupos nas três direções (score z entre 0,8 e 1,8 maior no grupo CP), enquanto a regularidade intertransfaca diferiu apenas ligeiramente entre crianças com PC e DT e apenas na direção AP. As características da marcha também diferiram entre crianças com subtipos espástico unilateral e bilateral de PC para aceleração e assimetria nas direções AP e ML.
Sivarajah (2017) Estudo transversal	n = 30 15 crianças com espinha bífida ou paralisia cerebral (idade média: 7.9 ± 3.1 anos, 8 masculinos) 15 crianças com desenvolvimento típico (idade média: 8.2 ± 3.2 anos, 8 masculinos)	Seis unidades de acelerômetro tri- axial, giroscópios e magnetômetros Freq: Not reported Um sensor em cada tornozelo e punho, um na região lombar e outro na parte superior do tórax	Nenhuma comparação realizada	Comprimento da passada ADM do tronco nos planos horizontal, sagital e frontal (graus) Velocidade angular máxima do tronco no plano sagital Velocidade de pico do tronco nos planos horizontal, sagital e frontal (graus / segundo) Cadência (passos / min) Suporte duplo (porcentagem do ciclo da marcha) Assimetria da fase de apoio e balanço Número de passos	No teste de caminhada de 10 metros, as diferenças entre os grupos foram encontradas na amplitude de movimento horizontal e frontal do tronco, na velocidade horizontal do tronco e na assimetria do balanço. As crianças com espinha bífida ou paralisia cerebral demoraram significativamente mais tempo a rodar durante o Timed Up and Go Test. Essas cinco variáveis juntas distinguiram os grupos.
Taborri (2015) Estudo transversal	n = 20 10 crianças com hemiplegia (7.8 ± 2.8 anos) 10 crianças com desenvolvimento típico (9.5 ± 2.0 anos)	Duas unidades de giroscópios uniaxiais Freq: 50 Hz Pé e canela da perna dominante para crianças com desenvolvimento típico e perna mais afetada para crianças hemiplégicas	Nenhuma comparação realizada	Velocidades angulares no plano sagital de canela e pé	A adequação dos classificadores foi avaliada por meio da característica operacional do receptor. Bom para resultados ótimos para todos os classificadores examinados, com melhor desempenho para classificador distribuído no reconhecimento de duas fases. Diferenças foram encontradas entre os modelos de partição de marcha, enquanto não foram encontradas diferenças entre os procedimentos de treinamento, com exceção do classificador de canela.

3.1 Desenho do estudo e qualidade metodológica

Os estudos incluídos nesta revisão utilizaram diferentes tipos de sensores inerciais portáteis para observar ou identificar diferenças nas variáveis da marcha entre indivíduos saudáveis e / ou com doença durante atividades de locomoção. Após a avaliação da qualidade metodológica, apenas um estudo clínico randomizado foi incluído (Mazza et al., 2010), que teve bom desempenho em termos de validade interna (randomização), bem como os resultados e qualidade do relato (por exemplo, resultados incompletos, relatórios de resultados seletivos e outros vieses). O cegamento dos examinadores e participantes não foi realizado (o que é difícil de conseguir em um estudo de intervenção) e a ocultação da alocação não foi, portanto, possível, o que pode ser considerado uma fonte de viés.

Três estudos não randomizados (Schulleri et al., 2016; Suarez et al., 2016; Antunes et al., 2016) foram incluídos após a avaliação da qualidade metodológica por meio da escala ROBINS-I, demonstrando pontos fortes nas categorias de viés após o início de intervenções (últimas quatro categorias), tais como desvios das intervenções pretendidas, falta de dados, medição de resultados e relato seletivo de resultados. No entanto, os três estudos falharam em lidar adequadamente com confusões basais antes do início das intervenções, apresentando vieses como o uso de amostra de conveniência com diferentes tamanhos de grupo (Schulleri et al., 2016), falta de similaridade em relação aos fatores prognósticos de base e tipo de intervenção (Suarez et al., 2016), e confundindo o tempo, devido à mudança entre as intervenções comparadas entre os indivíduos (Antunes et al., 2016).

Onze estudos transversais foram incluídos nesta revisão. A confiabilidade desses estudos foi considerada boa em quase todos os itens da escala AXIS, com interpretações sistemáticas adequadas e avaliações apropriadas. A justificativa do tamanho da amostra é crucial, pois o tamanho da amostra afeta profundamente a significância dos resultados de um estudo. Quatro estudos transversais (Zollinger et al., 2016; Cristensen et al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Chen et al., 2017) ou não apresentaram uma descrição detalhada da população ou tiveram uma pequena amostra sem descrevendo os métodos usados para determinar o tamanho da amostra. Portanto, as conclusões tiradas desses estudos podem ser imprecisas.

3.2 Tipos de condições pediátricas analisadas com sensores inerciais vestíveis

A análise da marcha com o uso de sensores inerciais vestíveis foi realizada em ambiente hospitalar (Chen et al., 2017; Suarez et al., 2016; Taborri et al., 2015), ambulatório (Bisi et al., 2017; Ganea et al., 2012; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016; Schulleri et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014) e um ambiente familiar (Mazza et al., 2010; Christensen et al., 2017), com crianças saudáveis (Lanovaz et al., 2017) dividido por faixa etária (Bisi et al., 2017) e sexo (Mazza et al., 2010), crianças com surdez pré-lingual (Suarez et al., 2016), distrofia muscular de Duchenne (Ganea et al., 2012), andar idiopático (Pendharkar et al., 2011; Christensen et al., 2017), espinha bífida (Sivarajah et al., 2017) e paralisia cerebral, incluindo aqueles com espasticidade unilateral ou bilateral (Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016; Saether et al., 2014), hemiplegia (Taborri et al., 2015), diplegia, distonia (Chen et al., 2017) e ataxia (Schulleri et al., 2016).

Além da análise do movimento dos membros inferiores durante a marcha, alguns estudos também avaliaram o uso de sensores inerciais vestibulares para distinguir pacientes com diferentes níveis de status funcional (Bisi et al., 2017; Schulleri et al., 2016; Suarez et al., 2016) e estágios de progressão da doença (Ganea et al., 2012) ou para comparar diferentes intervenções terapêuticas na marcha (Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016).

3.3 Tipo de sensor e posicionamento

Vários tipos de sensores inerciais foram utilizados para avaliar as variáveis quantitativas da marcha em crianças. Sete estudos incluídos nesta revisão utilizaram unidades completas de medida inercial, constituídas por acelerômetros, giroscópios e magnetômetros (Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Mazza et al., 2010; Antunes et al., 2016; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017). Quatro estudos utilizaram acelerômetros e giroscópios (Ganea et al., 2012; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Suarez et al., 2016). Três estudos utilizaram apenas um acelerômetro (Schulleri et al., 2016; Christensen et al., 2017; Pendharkar et al., 2012) e um estudo utilizou apenas um giroscópio (Taborri et al., 2015).

Da mesma forma, diferentes protocolos foram descritos em relação à colocação dos sensores vestíveis. Entre os 15 estudos incluídos, dez usaram mais de um sensor inercial no

corpo (Bisi et al. 2017; Summa et al. 2016; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Mazza et al., 2010; Suarez et al., 2016; Taborri et al., 2015; Lanovaz et al., 2017; Schulleri et al., 2016; Sivarajah et al., 2017). Doze estudos relataram a colocação de um sensor vestível na região lombar ou sacral (Bisi et al. 2017; Ganea et al., 2012; Summa et al. 2016; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Antunes et al. al., 2016; Mazza et al., 2010; Suarez et al., 2016; Christensen et al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017). Cinco estudos colocaram sensores vestíveis nos pés (Pendharkar et al., 2012; Suarez et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Lanovaz et al., 2017; Taborri et al., 2015). Três estudos colocaram sensores vestíveis nas pernas (Taborri et al., 2015, Chen et al., 2017; Schulleri et al., 2016). Dois estudos colocaram sensores vestíveis nos tornozelos (Bisi et al., 2017; Sivarajah et al., 2017) e três estudos colocaram sensores vestíveis nas canelas (Lanovaz et al., 2017; Ganea et al., 2012; Taborri e cols. ., 2015). Alguns estudos colocaram um sensor inercial em locais distantes dos membros inferiores, como cabeça, esterno, tórax e punho (Mazza et al., 2010; Schulleri et al., 2016; Bisi et al., 2017; Summa et al. , 2016; Sivarajah et al., 2017). No entanto, os objetivos desses estudos incluíram uma avaliação da aceleração da parte superior do corpo nos participantes. A Tabela 2 apresenta detalhes sobre os estudos incluídos nesta revisão, incluindo o tipo específico e posicionamento dos sensores.

3.4 Procedimentos de avaliação da marcha

Três estudos usaram sensores vestíveis para avaliar a caminhada durante testes clínicos, como o subteste de locomoção TGMD-2, que consiste em seis tarefas (corrida, galope, salto, salto horizontal e deslizamento) (Bisi et al., 2017), 10 teste de caminhada de metro (Ganea et al., 2012; Sivarajah et al., 2017), teste Timed Up and Go, teste de Obstáculos e teste de Curb (Sivarajah et al., 2017). Outros estudos usaram os sensores vestíveis durante as avaliações de caminhada em linha reta em ritmo auto-selecionado (Taborri et al., 2015), com distâncias de cinco (Antunes et al., 2016; Saether et al., 2014), seis (Mazza et al., 2010), sete (Lanovaz et al., 2017), dez (Suárez et al., 2016; Summa et al., 2016), quinze (Christensen et al., 2017) e trinta metros (Zollinger et al. ., 2016). No estudo de Chen (2017), a distância foi delineada por um número exato de etapas consecutivas a serem realizadas (30 etapas). Pendharkar (2012) realizou a avaliação com cada criança caminhando em esteira por dois minutos.

3.5 Variáveis da marcha obtidas com sensores inerciais vestíveis

Os estudos incluídos na presente revisão relataram múltiplos resultados de avaliações da marcha cinemática calculadas a partir dos sinais fornecidos pelos sensores vestíveis. As variáveis quantitativas mais comumente relatadas foram aceleração ântero-posterior (AP) (Mazza et al., 2010; Bisi et al., 2017; Chen et al., 2017; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017; Taborri et al., 2016), aceleração médio-lateral (ML) (Mazza et al., 2010; Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sather et al., 2014; Sivarajah et al., 2017), vertical (V) aceleração (Mazza et al., 2010; Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sather et al., 2014; Sivarajah et al., 2017), velocidade angular no AP (Bisi et al., 2017, Taborri et al., 2016, Chen et al., 2017, Sivarajah et al., 2017, Taborri et al., 2016), ML (Bisi et al., 2017; Chen et al., 2017) ou V eixo (Chen et al., 2017), velocidade da marcha (Mazza et al., 2010; Antunes et al., 2016; Schulleri et al., 2016; Suarez et al., 2016; Summa et al., 2016; Lanovaz et al., 2017; Pendharkar et al., 2012; Saether et al., 2014), cadência em passos / min (Antunes et al., 2016; Ganea et al., 2012; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017), duração do swing, duração da postura (Antunes et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al., 2017), dupla duração de suporte (Antunes et al., 2016; Ganea et al., 2012; Sivarajah et al., 2017), step time, contagem ou extensão (Summa et al., 2016; Christensen et al., 2017; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017; Schuller et al., 2016) e frequência, velocidade ou comprimento da passada (Mazza et al., 2010; Ganea et al., 2012; Lanovaz et al., 2017; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al., 2017). Um resumo dos estudos que relatam cada uma dessas medidas de resultados é fornecido na Tabela 2.

O processamento dos dados da marcha ocorreu simultaneamente em todos os estudos e todos os sistemas foram capazes de lidar com a complexidade do processamento desses dados em um curto espaço de tempo. Algoritmos foram aplicados para avaliar os dados de entrada dos sensores inerciais vestíveis. Todos, exceto dois estudos (Sivarajah et al., 2017; Christensen et al., 2017) descreveram os métodos de processamento de dados com precisão, bem como o contexto de estimativa ao qual os algoritmos foram aplicados.

Em todos os estudos, os dados foram coletados sem fio usando um software personalizado que forneceu automaticamente as variáveis. Os sinais do sensor foram amplificados, filtrados passa-baixa para remover o ruído eletrônico e transferidos para um

programa de software para análise. Uma ampla gama de frequências de amostragem foi usada para avaliar a marcha nos estudos revisados, com autores relatando frequências de amostragem variando de 40 a 256 Hz e configurados para coletar dados em uma taxa mais lenta (Ganea et al., 2012; Taborri et al., 2016 ; Schulleri et al., 2016; Mazza et al., 2010; Antunes et al., 2016; Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014). Apenas um estudo teve um ajuste de frequência para coletar dados em uma taxa moderada (Suarez et al., 2016). Três estudos falharam em relatar a frequência de amostragem (Christensen et al., 2017; Pendharkar et al., 2017; Sivarajah et al., 2017).

4. Discussão

Com base na avaliação da qualidade metodológica dos artigos incluídos, os relatórios científicos gerais neste campo são em grande parte de qualidade adequada. No entanto, as informações reunidas nesta revisão foram produzidas por diferentes desenhos experimentais, o que leva a dados distintos. Os artigos careciam de detalhes sobre a representatividade da população do estudo, as abordagens adotadas para identificar e explicar as variáveis de confusão e uma justificativa apropriada para o tamanho da amostra escolhida. Isso não significa que os autores não consideraram alguns ou todos esses fatores, mas sugerem que esses aspectos exigem maior atenção no relato de pesquisas futuras.

Todos os estudos relataram precisão nas avaliações da marcha usando sensores inerciais vestíveis. No entanto, apenas três estudos compararam seus resultados a outras técnicas, como um sistema de captura de movimento baseado em vídeo (Bisi et al., 2017; Christensen et al., 2017; Lanovaz et al., 2017). A detecção da precisão usando algoritmos para unidades de medida inercial com um giroscópio e um magnetômetro foi maior do que usando algoritmos baseados somente em acelerômetros. Nenhum dos estudos relatou erros de medidas associados durante a análise dos movimentos dos membros inferiores.

A escolha do sensor não foi correlacionada com as variáveis avaliadas ou com a aplicação. Os sensores foram colocados principalmente nos membros inferiores. A escolha da região do corpo para a colocação de um sensor é de extrema importância para o objetivo esperado da análise. A literatura relata uma variedade de variáveis coletadas por meio de análise de movimento por sensor inercial, como variáveis angulares e temporais do tronco, membros superiores e cabeça, que são usadas para quantificar vários distúrbios do movimento, como

controle de tronco, equilíbrio e posição angular a cabeça e os braços durante a marcha (Saether et al., 2015; Sun et al., 2017; Zollinger et al., 2016). Em resumo, não existem diretrizes de prática clínica para relatar a aplicação do uso de sensores inerciais, o que dificulta a comparação de resultados de diferentes estudos e a superação de problemas que possam ocorrer (como o processamento de dados ou o estudo de variáveis biomecânicas).

Há muito poucos relatos de dificuldades durante os protocolos de teste realizados com sensores inerciais. A maioria das crianças estava disposta a usar os sensores inerciais durante as avaliações da marcha. Em apenas um estudo (Sivarajah, 2017), uma criança de dois anos com paralisia cerebral não quis usar os sensores e, portanto, não completou o estudo, mas nenhuma explicação do motivo foi dada. Portanto, parece que os sensores inerciais constituem uma ferramenta viável para avaliações de marcha na população pediátrica e podem ser anexados a diferentes segmentos corporais. O grau de exatidão e confiabilidade relatado nos estudos incluídos nesta revisão sugere que esses sensores podem ser usados para a medição repetida de movimentos específicos em diferentes contextos, como ambientes não hospitalares e não-laboratoriais (casas particulares ou clínicas) (Bisi et al., 2017; Ganea et al., 2012; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016; Schulleri et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al. al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014; Mazza et al., 2010; Christensen et al., 2017) com uma vantagem significativa associada aos resultados imparciais em comparação com as estimativas qualitativas de um terapeuta (Sun et al., 2017). Os sensores inerciais também podem ser usados para complementar as medidas padrão-ouro (sistema de captura de movimento de múltiplas câmeras e placa de força).

As perspectivas de aplicação de sensores inerciais vestíveis em diferentes tipos de condições pediátricas foram exploradas nesta revisão. Tais sensores constituem uma ferramenta útil tanto na prática clínica quanto na pesquisa biomecânica envolvendo crianças com desenvolvimento típico e aquelas com doenças neurológicas e / ou musculares, como distrofia muscular e paralisia cerebral. Os resultados experimentais dos estudos aqui analisados sugerem que os sensores vestíveis são eficazes para a avaliação de variáveis quantitativas da marcha em crianças com diferentes condições pediátricas, possibilitando uma análise objetiva que deve se mostrar útil em processos de diagnóstico clínico e reabilitação. Manninni (2016) demonstrou que a classificação automática empregando sinais de sensores inerciais obtidos durante a marcha também pode ser utilizada como ferramenta de apoio no diagnóstico diferencial,

auxiliando na melhora da acurácia diagnóstica em casos de comprometimento da coordenação em crianças.

Há uma série de limitações que devem ser consideradas na interpretação dos resultados desta revisão da literatura. Em primeiro lugar, dado o número relativamente pequeno de estudos publicados sobre este tópico, é difícil formular fortes recomendações sobre o equipamento mais apropriado, a colocação de sensores e os resultados para avaliar a marcha em crianças. Em segundo lugar, os resultados desta revisão sistemática mostram uma falta de padronização em relatar os métodos e resultados de avaliações envolvendo algoritmos adaptativos para a determinação de variáveis espaço-temporais da marcha. Tais aspectos precisam ser avaliados, dados os resultados encorajadores dos trabalhos. Terceiro, esta revisão sistemática não abordou a confiabilidade dos algoritmos analíticos para a cinética da marcha. Estudos futuros devem considerar cuidadosamente a validade interna e externa dos métodos empregados, bem como a precisão da detecção e o atraso dos diferentes tipos de sensores vestíveis utilizados na prática clínica.

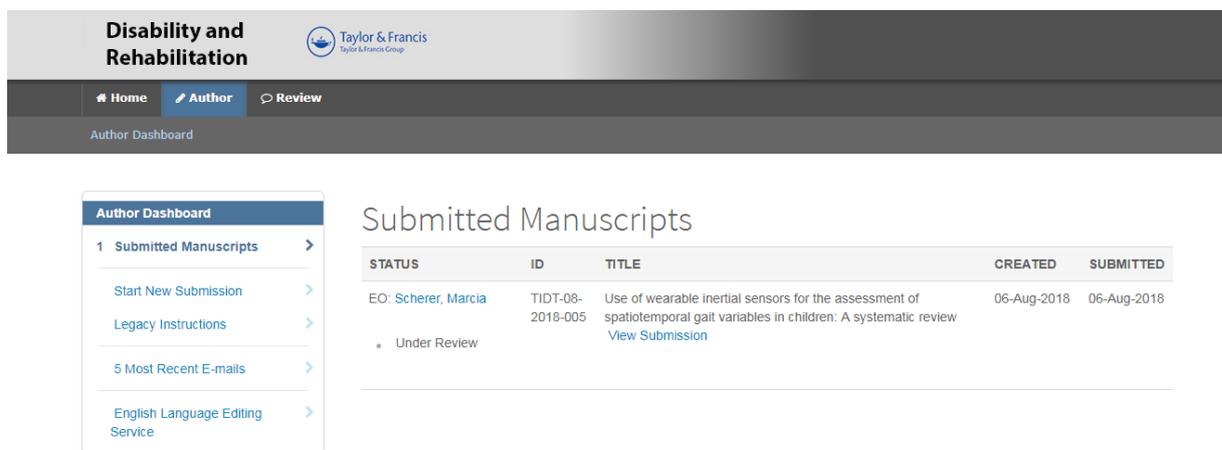
5. Conclusão

Sensores vestíveis são potencialmente úteis para o estudo dos padrões de marcha em crianças, incluindo padrões compensatórios, e podem ser usados para apoiar terapeutas e médicos no desenho de protocolos de intervenção inovadores e monitorar a eficácia de tais protocolos em termos de melhorias na marcha. Sensores vestíveis constituem uma alternativa leve, portátil e acessível aos sistemas de análise de movimento tridimensional mais caros e são eficazes na detecção de alterações na marcha em crianças.

3.2 ARTIGO

Título: Use of wearable inertial sensors for the assessment of spatiotemporal gait variables in children: a systematic review.

O estudo foi submetido no periódico Disability and Rehabilitation em 06/08/2018 e se encontra em processo de revisão.



STATUS	ID	TITLE	CREATED	SUBMITTED
EO: Scherer, Marcia • Under Review	TIDT-08-2018-005	Use of wearable inertial sensors for the assessment of spatiotemporal gait variables in children: A systematic review View Submission	06-Aug-2018	06-Aug-2018

Figura 1. Status do processo de submissão do estudo I.

Use of wearable inertial sensors for the assessment of spatiotemporal gait variables in children: A systematic review

Authors: Paulo Roberto Fonseca Junior^{1*}, Renata Calhes Franco de Moura², Cláudia Santos Oliveira³, Fabiano Politti¹.

1-Postgraduate program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil.

2- Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brazil.

3-Centro Universitário de Anápolis, UniEVANGELICA, GO, Brazil.

Abstract

Gait analysis is an important tool in the clinical evaluation of growing children with motor impairment. The aim of the present study was to perform a literature review on the use of wearable inertial sensors for gait analysis of children in clinical practice. Searches were performed in the MEDLINE, EMBASE, Cochrane Library and PEDro databases for studies involving children or adolescents submitted to gait analysis with the use of wearable inertial sensors. No restrictions were imposed regarding the date of publication or language. Three hundred twenty articles were retrieved, 15 of which met the eligibility criteria, demonstrated adequate methodological quality and were selected for the present systematic review. The findings suggest that wearable sensors are effective for the evaluation of quantitative gait variables in children with different pediatric conditions, enabling an objective analysis that should prove useful in processes of clinical diagnosis and rehabilitation.

Keywords: Gait analysis; Wearable Inertial Sensors; Pediatrics; Clinical Application.

1. Introduction

Gait analysis is the systematic quantitative measurement, description and assessment of human locomotion (Ghoussavni et al., 2004) and therefore plays an important role in clinical practice. This type of analysis provides objective information on a patient's functional level and can be used to evaluate the effectiveness of rehabilitation programs as well as the success of surgical procedures (Worsley et al., 2015).

The kinematics of gait in children is similar to that of adults. However, discrepant results have been reported with regard to the underlying kinetics, providing support for the hypothesis that children lack the neuromuscular maturity for the production of an adult-like gait pattern

(Ganley et al., 2005). Gold standard gait analysis methods successfully developed and applied in a number of gait laboratories (Kim et al., 2004; Casadio et al., 2005; Komnik et al., 2015) involve a multi-camera motion capture system and force plate with the capability of measuring ground-reaction forces. While these gait analysis methods provide detailed information on kinematic and kinetic variables, the data acquisition systems are limited to laboratory use and require expensive equipment with lengthy set up and post-processing times (Auvinet et al., 2002; Tao et al., 2012; Boutaayamou et al., 2015).

An alternative gait analysis method involving the use of wearable inertial sensors has shown great prospects in the last two decades (Tao et al., 2012; Shull et al., 2014). Sensors and recording equipment are relatively compact, portable and less expensive compared to traditional laboratory-based and can be used to collect data on human movement, such as spatiotemporal gait variables, in environments and contexts where the use of traditional equipment is not possible. This method has been validated for gait analysis in children with typical development and those with cerebral palsy as well as healthy subjects, elderly subjects and patients with Parkinson's disease (Lanovaz et al., 2017; Pimentel et al., 2017; Sivarajah et al., 2017; Schwesig et al., 2011; Mariani et al., 2010; Mariani et al., 2013).

In the evaluation of spatiotemporal gait variables, motion sensors are worn or attached to various parts of the volunteer's body, such as the lower back, ankles, foot and waist (Bisi et al., 2017; Tao et al., 2012). There are different types of motion sensors and systems, such as accelerometers, gyroscopes and magnetoresistive sensors. A single type or combined sensor system with multiple types of sensors can be used for the analysis of gait. An accelerometer is a type of inertial sensor that measures acceleration along its sensitive axis. Acceleration is measured electrically using physical changes in the displacement of the proof mass attached to a mechanical suspension system in relation to a reference frame.

A gyroscope is an angular velocity sensor and is based on the measurement of force proportional to the angular speed of rotation in a rotating frame. For example, a gyroscope attached to the feet or legs enables the determination of angular velocities and angles during gait, which can assist in the reorganization of the various gait phases, being usually combined with an accelerometer to achieve a more complete initial sensing system. Magnetoresistive sensors are based on the magnetoresistive effect, can therefore estimate changes in the orientation of a body segment in relation to magnetic North or the vertical axis. Such sensors provide information that cannot be determined by accelerometers or the integration of gyroscope signals (Tao et al., 2012).

The aims of the present systematic review were to summarize studies in which gait analysis was performed with the aid of inertial sensors to determine whether these tools provide valuable information on different spatiotemporal variables in children during locomotion and investigate what types of pediatric conditions are analyzed using inertial sensors in clinical practice.

2. Methods

2.1 Protocol and registration

This review was conducted in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA statement) and is registered in the PROSPERO database (CRD42017079882).

2.2 Data sources and search strategy

The MEDLINE (PubMed), EMBASE, Cochrane Library and PEDro databases were searched for relevant articles using the Medical Subject Headings (MeSH) of the U.S. National Library of Medicine. The following terms were used for the literature search: ‘infant’, ‘child’,

‘children’, ‘adolescent’, ‘walk’, ‘walking’, ‘locomotor’, ‘gait’, ‘sensor’, ‘gyroscope’, ‘inertial’, ‘acceleration’ and ‘accelerometer’. Specifically, for inclusion in the present review, papers were required to have the terms (‘infant’ OR ‘child’ OR ‘children’) AND (‘walk’ OR ‘walking’ OR ‘locomotion’ OR ‘gait’) AND (‘sensor’ OR ‘gyroscope’ OR ‘inertial’ OR ‘accelerometer’ OR ‘acceleration’) in the title and/or abstract. In addition to the systematic electronic database search, a targeted search of the bibliographies of relevant articles was also performed to identify any further studies for inclusion.

2.3 Study selection

Two independent researchers analyzed the title and abstract of articles retrieved during the search of the databases. When insufficient information was found in the title and abstract to make a decision regarding eligibility, the full text was read. Pre-selected articles were submitted to full-text analysis to determine inclusion in the review based on the eligibility criteria. In cases of divergence of opinion or doubts regarding the relevance of article, a third researcher analyzed the text in question to reach a consensus.

2.4 Eligibility criteria

The following were the inclusion criteria: randomized controlled clinical trial, controlled clinical trial or cross-sectional study (no restrictions were imposed regarding the date of publication or language), involving children or adolescents (< 18 years of age) submitted to gait analysis using wearable inertial sensors. The exclusion criteria were case study, cohort study, review study, pilot study, protocol study, adolescents > 18 years of age and the absence of a control group.

2.5 Quality assessment

The pre-selected randomized clinical trials were submitted to an appraisal of methodological quality using the Cochrane Collaboration tool for bias risk assessment of randomized clinical trials (Higgins et al., 2011) to investigate the robustness of the results

regarding each of the ‘risk of bias’ components. For non-randomized studies, the Risk Of Bias In Non-Randomized Studies of Interventions (ROBINS-I) was used (Sterne et al., 2016). Lastly, the Appraisal Tool for Cross-Sectional Studies (AXIS scale) was used to assess the risk of bias in cross-sectional studies (Downes et al., 2016). The classification of the studies was performed by two independent researchers (R.C.F.M. and C.S.O.) blinded to the objectives of the present review. In cases of a divergence of opinion, a third researcher made the decision regarding the score.

3. Results

Three hundred twenty articles were retrieved from the databases and other sources searched. After the analysis of the titles, abstract and complete texts and the quality appraisal using the Cochrane Collaboration tool, ROBINS-I and AXIS scale (Table 1), only fifteen articles met the eligibility criteria. Figure 1 displays the flowchart of the selection process.

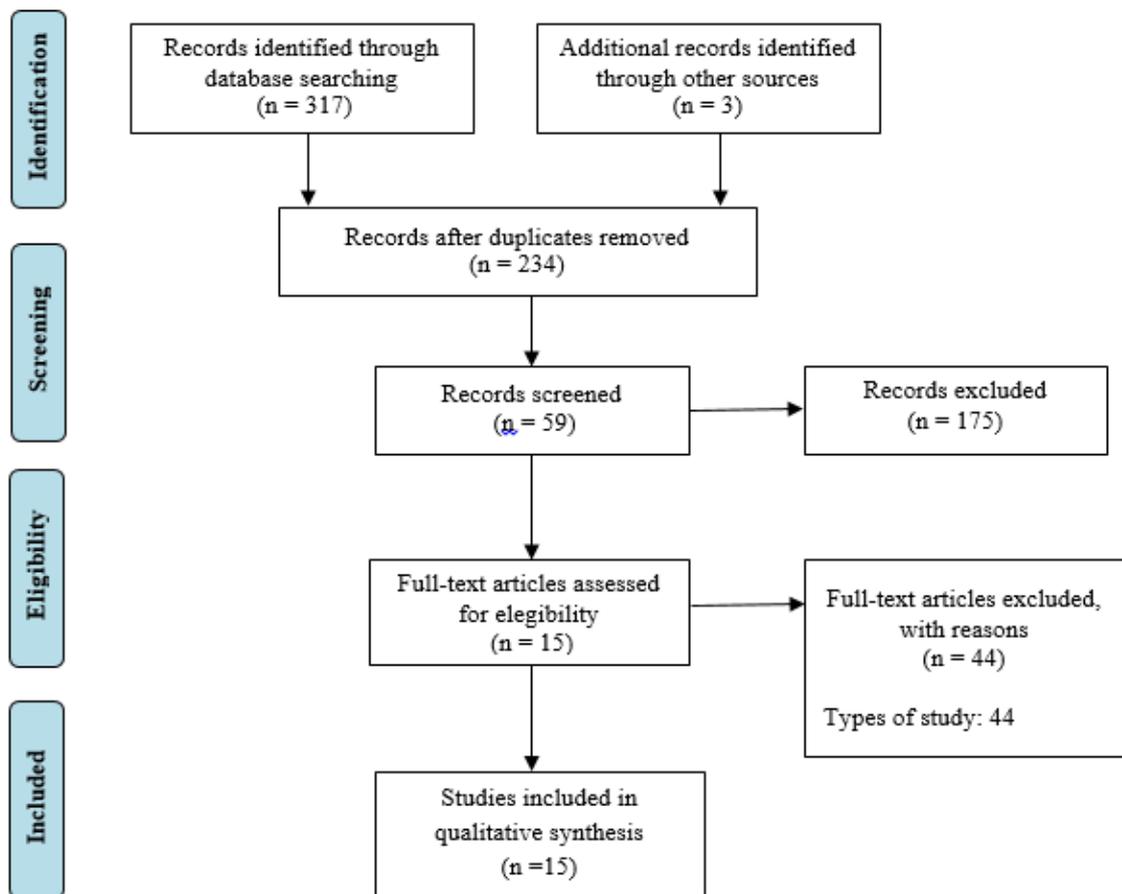


Fig. 1 Flow diagram of inclusion process of the articles selections procedure.

Table 1. Methodological quality and reporting of eligible studies

Cochrane Collaboration tool							
Study	Random allocation	Allocation	Blinding of patients, personnel	Blinding of outcomes assessors	Incomplete outcome data	Selective outcome reporter	Other
Mazza (2010)	Low	High	High	High	Low	Low	Low

ROBINS-I Tool							
Study	Bias due to confounding	Bias in selection of participants into the study	Bias in classification of interventions	Bias due to deviations from intended interventions	Bias due to missing data	Bias in measurement of outcomes	Bias in selection of the reported result
Antunes (2016)	Serious	Low	Low	Low	Low	Low	Low
Schulleri (2016)	Moderate	Low	Low	Low	Low	Low	Low
Suarez (2016)	Moderate	Low	Low	Low	Low	Low	Low

Axis Tool ^a																				
Study	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Bisi (2017)	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Ganea (2012)	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Summa (2016)	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	N	N	Y
Chen (2017)	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Zollinger (2016)	Y	N	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Christensen (2017)	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Lanovaz (2017)	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Pendharkar (2012)	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	N	N	Y
Saether (2014)	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Sivarajah (2017)	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y
Taborri (2015)	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	N	N	Y

Y: yes; N: no; ^aAppendix

Table 2
 Characteristics of studies included in systematic review (n = 15)

Author / year / study design	Participants	Sensor type (placement)	Comparisons to other methods	Measures	Findings
Mazza (2010) Randomized Controlled Clinical Trial	n = 30 15 = female group (mean age: 9 ± 1 years) 15 = male group (mean age: 9 ± 1 years)	Three units of tri-axial accelerometer, tri-axial gyroscope and magnetometers Freq: 100 Hz Sacrum, C7 intervertebral space and head	No comparison performed	Anteroposterior (AP) acceleration Mediolateral (ML) acceleration Vertical (V) acceleration Stride frequency Walking Speed	No differences were found between two groups in pelvis and shoulder acceleration RMS values. Conversely, lower head acceleration RMS values were found for females in both AP and ML directions. Both groups managed to attenuate upper body AP and ML accelerations going from pelvis-to-head level, with higher attenuations found for females.
Antunes (2016) Crossover Trial	n = 20 10 bilateral spastic cerebral palsy (mean age: 10.1 ± 3.7 years) 10 healthy children (mean age: 10.3 ± 4.36 years)	One unit of tri-axial accelerometer, tri-axial gyroscope and magnetometers Freq: 100 Hz L5 intervertebral space	No comparison performed	Gait velocity [cm/s] Cadence [steps/min] Swing duration [% of gait cycle] Rolling phase [% of gait cycle] Double support duration [% of gait cycle]	Differences were found in both groups for all spatiotemporal variables, except for gait velocity. The percentage of the rolling phase and double support improved after the walk-trot task.
Schulleri (2016) Quasi-experimental clinical trial	n = 65 26 children and adolescents with spastic or ataxic cerebral palsy (mean age: 9.8 ± 4.5 years) 39 with typical development (mean age: 10.0 ± 4.4 years)	Four units of tri-axial accelerometer Freq: 60 Hz Both lower legs laterally, sternum and forehead	No comparison performed	Gait speed Average step length Head and trunk velocity sway	Deliberately light interpersonal contact applied to apex of head during walking results in reduction of head velocity sway, reducing patterns of spastic or ataxic movements of head.
Suarez (2016) Controlled clinical trial	n = 24 (10–16 years old) 10 children using prelingual cochlear implants 14 children with normal hearing	Three units of tri-axial accelerometers and gyroscopes Freq: 256 Hz Sacrum and on metatarsal of each foot	No comparison performed	Gait velocity	Acoustic information generates slower gait in those implanted after 3 years of age. Gait velocity was lower during dual task in children with normal hearing than with children using prelingual cochlear implants.

Table 2. Continuation

Bisi (2017) Cross-sectional study	n = 45 Children with typical development aged 6-10 years; 3 groups of 15 children each divided by age: 6YC = 6-year-old children 8YC = 8-year-old children 10YC = 10-year-old children	One unit of tri-axial accelerometer, gyroscope and magnetometers Freq: 128 Hz Lower back, ankles (above lateral malleolus) and wrists	Standard assessment based on video-recordings by expert operators	Anteroposterior (AP) acceleration Mediolateral (ML) acceleration Vertical (V) acceleration Angular velocity on AP axis (ω AP) Angular velocity on ML axis (ω ML)	Automatic assessment based on wearable IMUs compared to standard assessment showed agreement higher than 87% on average in entire group for each skill and reduction in time for scoring from 15 to 2 minutes per participant.
Ganea.(2012) Cross-sectional study	n = 45 Enrolled in two groups: 25 ambulatory boys with Duchenne muscular dystrophy aged 5 to 12 years (8.04 ± 1.9) 20 age-matched (7.85 ± 2.48) healthy children (12 boys and 8 girls)	One unit of uniaxial gyroscope and tri-axial accelerometer Freq: 40 Hz Shanks	No comparison performed	Stride length (SL) Shank peak angular velocity (SPAV) Stride velocity (SV) Cadence (Cad) Double support (DS)	Compared to healthy children, patients with Duchenne muscular dystrophy had significantly lower stride velocity and less smooth trunk movement. When group of patients was divided into mild and moderate based on Motor Function Measure, authors noticed significantly higher values both for cadence and stride velocity as well as improved trunk smoothness in mild versus moderate group. Potential of such variables to distinguish between different disease states opens new perspectives for objective assessments of effectiveness of new therapies for Duchenne muscular dystrophy.
Summa (2016) Cross-sectional study	n = 40 20 children with cerebral palsy (Age 5.70 ± 2.27 years, range 2–9 years) 20 children with Typically developing (Age 5.85 ± 2.18 years, range 2–9 years)	Three units of tri-axial accelerometer, gyroscope and magnetometers Freq: 128 Hz Head level (occipital cranium bone), sternum level and on pelvis (sacrum-L5 level)	No comparison performed	Anteroposterior (AP) acceleration Mediolateral (ML) acceleration Vertical (V) acceleration Step length Step frequency Walking speed	Despite significant reduction in acceleration from pelvis to sternum, children with cerebral palsy do not compensate for large accelerations, which are greater than in children with typical development. The children with cerebral palsy had negative sternum-to-head attenuations in agreement with documented rigidity of head-trunk system observed in this population.
Chen (2017) Cross-sectional study	n= 46 14 Healthy adults (24.2 ± 1.55 years) 10 Healthy children (7.03 ± 1.49 years) 22 Children with cerebral palsy (7.51 ± 2.96 years)	Three units of tri-axial accelerometers and gyroscopes Freq: 100 Hz Lower back (L2-L3) and on middle of right and left thigh (semitendinosus)	No comparison performed	Anteroposterior (AP) acceleration Mediolateral (ML) acceleration Vertical (V) acceleration Angular velocity on AP, ML and V axes	Compared to healthy subjects, symptoms and severity of motor dysfunction in cerebral palsy children could result in abnormality of gait acceleration modes and proposed assessment method was able to effectively evaluate degree of gait abnormality in children with cerebral palsy.

Table 2. Continuation

Zollinger (2016) Cross-sectional study	n = 20 10 unilateral cerebral palsy (14.2 ± 1.7 years) 10 typically developing (14.1 ± 1.9 years)	Two units of tri-axial accelerometers and gyroscopes Freq: 100 Hz Lower part of back, (L3 vertebra region) and on instep of foot of subject	No other comparison performed	Mass center acceleration Three dimensional accelerations of foot	Evaluation of inertial sensor gait pattern revealed that treadmill training induced mechanical changes almost identical to overground walking in both groups. with exception of potential and kinetic vertical and lateral mechanical works, which are both significantly increased in overground - treadmill transition only in unilateral cerebral palsy.
Christensen (2017) Cross-sectional study	n = 75 Children with diagnosis of idiopathic toe walking aged 3-13 years; divided into two groups by age: 2-to-5-y-olds = 45 6-to-13-y-olds = 30	One unit of uni-axial accelerometer Freq: Not reported Waist	Video observation	Step counts	Significant difference in accelerometer scores and test pitch for children 2 to 5 years old; no significant difference found among 6-to-13-year-olds.
Lanovaz (2017) Cross-sectional study	n = 10 Typically-developing children (mean age: 5.1 years, range: 3.0 to 8.3 years)	Six units of tri-axial accelerometers, gyroscopes and magnetometers Freq: 128 Hz Dorsal side of both wrists, sternum close to clavicular notch, lower back (L4/L5) and on front side of shins close to malleoli	3D motion capture system	Stride time Stance time Stride length Stride velocity Walking velocity	All spatiotemporal variables evaluated showed good agreement between two systems.
Pendharkar (2012) Cross-sectional study	n = 20 (mean age: 8 years; mean weight: 25 kg) 10 healthy children. 10 children with idiopathic toe walking	One unit of dual-axis accelerometer Freq: Not reported Heel of boot	No comparison performed	Stance phase Swing phase Number of strides Walking speed Vertical acceleration Horizontal acceleration Gravitational acceleration	Foot angle during mid stance ranged from 36° to 11.5° in children with idiopathic toe walking, but foot stance angle was approximately zero in normal children.

Table 2. Continuation

Saether (2014) Cross-sectional study	n = 70 41 spastic cerebral palsy (11.7 ± 3.8 years) 29 typically developing children (10.3 ± 3.6 years)	One unit of tri-axial accelerometer, gyroscope and magnetometer Freq: 100 Hz Lower back (over L3 region)	No comparison performed	Trunk acceleration (Anteroposterior (AP), Vertical (V) and Mediolateral (ML) Gait speed Cadence Step time Step length	Gait variables related to balance (AP, ML, and V accelerations) were higher in children with CP and increased with increase in GMFCS level. Differences in acceleration in AP and V directions increased between children with CP and TD children with increase in speed. Asymmetry in trunk acceleration differed significantly between two groups in all three directions (z-scores between 0.8 and 1.8 higher in CP group), while inter-stride regularity differed only slightly between children with CP and TD children and only in AP direction. Gait characteristics also differed between children with unilateral and bilateral spastic subtypes of CP for acceleration and asymmetry in AP and ML directions.
Sivarajah (2017) Cross-sectional study	n = 30 15 children with spina bifida or cerebral palsy (mean age: 7.9 ± 3.1 years, 8 males) 15 typically developing children (mean age: 8.2 ± 3.2 years, 8 males)	Six units of tri-axial accelerometer, gyroscopes and magnetometers Freq: Not reported One sensor on each ankle and wrist, one on lower back and one on upper chest	No comparison performed	Stride length ROM of trunk on horizontal, sagittal, and frontal planes (degrees) Peak angular velocity of trunk on sagittal plane Peak velocity of trunk on horizontal, sagittal and frontal planes (degrees/second) Cadence (steps/min) Double support (percentage of gait cycle) Swing and stance asymmetry Number of steps	On 10-Meter Walk Test, group differences were found in horizontal and frontal trunk range of motion, horizontal trunk velocity and swing asymmetry. Children with spina bifida or cerebral palsy took significantly longer to turn during Timed Up and Go Test. These five variables together distinguished the groups.
Taborri (2015) Cross-sectional study	n = 20 10 children with hemiplegia (7.8 ± 2.8 years) 10 children with typical development (9.5 ± 2.0 years)	Two units of uni-axial gyroscopes Freq: 50 Hz Foot and shin of dominant leg for typically developing children and on more affected leg for hemiplegic children	No comparison performed	Angular velocities on sagittal plane of shin and foot	Adequacy of classifiers was evaluated using receiver operating characteristic. Good to optimum results for all classifiers examined, with best performance for distributed classifier in two-phase recognition. Differences were found between gait partitioning models, while no differences were found between training procedures with exception of shin classifier.

Abbreviations: YC: year-old children; IMUs: inertial measurement units; Freq: sampling frequency of wearable sensor; ROM: range of motion

3.1 Study design and methodological quality

The studies included in this review used different types of portable inertial sensors to observe or identify differences in gait variables among healthy individuals and/or those with a disease during locomotion activities. Following the appraisal of methodological quality, only one randomized clinical trial study was included (Mazza et al., 2010), which performed well in terms of internal validity (randomization) as well as the results and quality of reporting (e.g., incomplete outcomes, selective outcome reporting and other biases). The blinding of the examiners and participants was not performed (which is difficult to achieve in an intervention trial) and allocation concealment was therefore not possible, which may be considered a source of bias.

Three non-randomized studies (Schulleri et al., 2016; Suarez et al., 2016; Antunes et al., 2016) were included after the methodological quality was appraised using the ROBINS-I scale, demonstrating strengths in bias categories after the start of interventions (last four categories), such as deviations from intended interventions, missing data, measurement of outcomes and selective reporting of results. However, the three studies failed to adequately address baseline confounding before the interventions began, presenting biases such as the use of a convenience sample with different group sizes (Schulleri et al., 2016), a lack of similarity regarding baseline prognostic factors and type of intervention (Suarez et al., 2016), and time-varying confounding due the switch between interventions compared between individuals (Antunes et al., 2016).

Eleven cross-sectional studies were included in this review. The reliability of these studies was considered good on nearly all items of the AXIS scale, with suitable systematic interpretations and appropriate evaluations. Sample size justification is crucial, as sample size profoundly affects the significance of the outcomes of a study. Four cross-sectional studies (Zollinger et al., 2016; Cristensen et al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Chen et al., 2017) either did not present a detailed description of the population or had a small sample without describing

the methods used to determine the sample size. Therefore, the conclusions drawn from these studies may be inaccurate.

3.2 Types of pediatric conditions analyzed with wearable inertial sensors

Gait analysis with the use of wearable inertial sensors was performed in a hospital setting (Chen et al., 2017; Suarez et al., 2016; Taborri et al., 2015), outpatient clinic (Bisi et al., 2017; Ganea et al., 2012; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016; Schulleri et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014) and a familiar environment (Mazza et al., 2010; Christensen et al., 2017), with healthy children (Lanovaz et al., 2017) divided by age group (Bisi et al., 2017) and sex (Mazza et al., 2010), children with prelingual deafness (Suarez et al., 2016), Duchenne muscular dystrophy (Ganea et al., 2012), idiopathic toe walking (Pendharkar et al., 2011; Christensen et al., 2017), spina bifida (Sivarajah et al., 2017) and cerebral palsy, including those with unilateral or bilateral spasticity (Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016; Saether et al., 2014), hemiplegia (Taborri et al., 2015), diplegia, dystonia (Chen et al., 2017) and ataxia (Schulleri et al., 2016).

Besides movement analysis of the lower limbs during gait, some studies also assessed the use of wearable inertial sensors to distinguish patients with different levels of functional status (Bisi et al., 2017; Schulleri et al., 2016; Suarez et al., 2016) and stages of disease progression (Ganea et al., 2012) or to compare different therapeutic gait interventions (Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016).

3.3 Sensor type and placement

Several types of inertial sensors were used to evaluate the quantitative gait variables in children. Seven studies included in this review used complete inertial measurement units consisting of accelerometers, gyroscopes and magnetometers (Bisi et al., 2017; Summa et al.,

2016; Mazza et al., 2010; Antunes et al., 2016; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017). Four studies used accelerometers and gyroscopes (Ganea et al., 2012; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Suarez et al., 2016). Three studies only used an accelerometer (Schulleri et al., 2016; Christensen et al., 2017; Pendharkar et al., 2012) and one study only used a gyroscope (Taborri et al., 2015).

Similarly, different protocols were described regarding the placement of the wearable sensors. Among the 15 studies included, ten used more than one inertial sensor on the body (Bisi et al. 2017; Summa et al. 2016; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Mazza et al., 2010; Suarez et al., 2016; Taborri et al., 2015; Lanovaz et al., 2017; Schulleri et al., 2016; Sivarajah et al., 2017). Twelve studies reported placing a wearable sensor in either the lumbar or sacral region (Bisi et al. 2017; Ganea et al., 2012; Summa et al. 2016; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016; Mazza et al., 2010; Suarez et al., 2016; Christensen et al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017). Five studies placed wearable sensors on the feet (Pendharkar et al., 2012; Suarez et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Lanovaz et al., 2017; Taborri et al., 2015). Three studies placed wearable sensors on the legs (Taborri et al., 2015, Chen et al., 2017; Schulleri et al., 2016). Two studies placed wearable sensors on the ankles (Bisi et al., 2017; Sivarajah et al., 2017) and three studies placed wearable sensors on the shins (Lanovaz et al., 2017; Ganea et al., 2012; Taborri et al., 2015). Some studies placed an inertial sensor in locations far from the lower limbs, such as the head, sternum, chest and wrist (Mazza et al., 2010; Schulleri et al., 2016; Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Sivarajah et al., 2017). However, the aims of these studies included an evaluation of upper body acceleration in the participants. Table 2 displays details on the studies included in this review, including the specific type and placement of the sensors.

3.4 Gait assessment procedures

Three studies used wearable sensors to assess walking during clinical tests, such as the TGMD-2 locomotion subtest, which consists of six tasks (run, gallop, hop, leap, horizontal jump and slide) (Bisi et al., 2017), 10-meter walk test (Ganea et al., 2012; Sivarajah et al., 2017), Timed Up and Go test, Obstacles test and Curb test (Sivarajah et al., 2017). Other studies used the wearable sensors during assessments of straight-line walking at a self-selected pace (Taborri et al., 2015) with distances of five (Antunes et al., 2016; Saether et al., 2014), six (Mazza et al., 2010), seven (Lanovaz et al., 2017), ten (Suarez et al., 2016; Summa et al., 2016), fifteen (Christensen et al., 2017) and thirty meters (Zollinger et al., 2016). In the study by Chen (2017), the distance was delineated by an exact number of consecutive steps to be performed (30 steps). Pendharkar (2012) performed the evaluation with each child walking on a treadmill for two minutes.

3.5 Gait variables obtained with wearable inertial sensors

The studies included in the present review reported multiple outcomes of kinematic gait assessments calculated from the signals provided by the wearable sensors. The most commonly-reported quantitative variables were anteroposterior (AP) acceleration (Mazza et al., 2010; Bisi et al., 2017; Chen et al., 2017; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017; Taborri et al., 2016), mediolateral (ML) acceleration (Mazza et al., 2010; Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sather et al., 2014; Sivarajah et al., 2017), vertical (V) acceleration (Mazza et al., 2010; Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sather et al., 2014; Sivarajah et al., 2017), angular velocity on the AP (Bisi et al., 2017; Taborri et al., 2016; Chen et al., 2017; Sivarajah et al., 2017; Taborri et al., 2016), ML (Bisi et al., 2017; Chen et al., 2017) or V axis (Chen et al., 2017), gait velocity (Mazza et al., 2010; Antunes et al., 2016; Schulleri et al., 2016; Suarez et al., 2016; Summa et al., 2016;

Lanovaz et al., 2017; Pendharkar et al., 2012; Saether et al., 2014), cadence in steps/min (Antunes et al., 2016; Ganea et al., 2012; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017), swing duration, stance duration (Antunes et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al., 2017), double support duration (Antunes et al., 2016; Ganea et al., 2012; Sivarajah et al., 2017), step time, count or length (Summa et al., 2016; Christensen et al., 2017; Saether et al., 2014; Sivarajah et al., 2017; Schuller et al., 2016) and stride frequency, speed or length (Mazza et al., 2010; Ganea et al., 2012; Lanovaz et al., 2017; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al., 2017). A summary of the studies reporting each of these outcome measures is provided in Table 2.

The processing of the gait data occurred simultaneously in all studies and all systems were able to handle the complexity of processing such data in a short time. Algorithms were applied to evaluate the input data from the wearable inertial sensors. All but two studies (Sivarajah et al., 2017; Christensen et al., 2017) described the data processing methods precisely as well as the estimation context to which the algorithms were applied.

In all studies, data were collected wirelessly using customized software that automatically provided the variables. The sensor signals were amplified, low-pass filtered to remove electronic noise and transferred to a software program for analysis. A wide range of sampling frequencies was used to assess gait in the studies reviewed, with authors reporting sampling frequencies ranging from 40 to 256 Hz and configured to collect data at a slower rate (Ganea et al., 2012; Taborri et al., 2016; Schuller et al., 2016; Mazza et al., 2010; Antunes et al., 2016; Bisi et al., 2017; Summa et al., 2016; Chen et al., 2017; Zollinger et al., 2016; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014). Only one study had a frequency setting to collect data at a moderate rate (Suarez et al., 2016). Three studies failed to report the sampling frequency (Christensen et al., 2017; Pendharkar et al., 2017; Sivarajah et al., 2017).

4. Discussion

Based on the appraisal of the methodological quality of the articles included, overall scientific reporting in this field is largely of adequate quality. However, the information united in this review was produced by different experimental designs, which leads to distinct data. The papers lacked details concerning the representativeness of the study population, the approaches adopted to identify and account for confounding variables and an appropriate justification for the chosen sample size. This does not mean that the authors did not consider some or all of these factors, but rather suggests that these aspects require greater attention in the reporting of future research.

All studies reported accuracy in the gait evaluations using wearable inertial sensors. However, only three studies compared their results to other techniques, such as a video-based motion capture system (Bisi et al., 2017; Christensen et al., 2017; Lanovaz et al., 2017). The detection of accuracy using algorithms for inertial measurement units with a gyroscope and magnetometer was higher than that using algorithms based on accelerometers alone. None of the studies reported measurements errors associated during the analysis of lower limb movements.

The choice of sensor was not correlated with either the variables evaluated or the application. The sensors were mostly placed on the lower limbs. The choice of the body region for the placement of a sensor is of extreme importance to the expected objective of the analysis. The literature reports a variety of variables collected using inertial sensor-based motion analysis, such as angular and temporal variables of the trunk, upper limbs and head, which are used to quantify various movement disorders, such as trunk control, balance and angular position of the head and arms during gait (Saether et al., 2015; Sun et al., 2017; Zollinger et al., 2016). In summary, there are no clinical practice guidelines for reporting the application of the use of inertial sensors, which hinders the comparison of results from different studies and

overcoming problems that may occur (such as data processing or the study of biomechanical variables).

There are very few reports of difficulties during the test protocols performed with inertial sensors. The majority of children were willing to wear the inertial sensors during the gait assessments. In only one study (Sivarajah, 2017), a two-year-old child with a cerebral palsy did not want to use the sensors and therefore did not complete the study, but no explanation of why was given. It therefore appears that inertial sensors constitute a feasible tool for gait evaluations in the pediatric population and can be attached to different body segments. The degree of accuracy and reliability reported in the studies included in this review suggests that these sensors can be used for the repeated measurement of specific movements in different contexts, such as non-hospital and non-laboratory settings (private homes or clinics) (Bisi et al., 2017; Ganea et al., 2012; Summa et al., 2016; Zollinger et al., 2016; Antunes et al., 2016; Schuller et al., 2016; Pendharkar et al., 2012; Sivarajah et al., 2017; Lanovaz et al., 2017; Saether et al., 2014; Mazza et al., 2010; Christensen et al., 2017) with a significant advantage associated with the unbiased results compared to the qualitative estimates of a therapist (Sun et al., 2017). Inertial sensors can also be used to complement gold standard measures (multi-camera motion capture system and force plate).

The application prospects of wearable inertial sensors in different types of pediatric conditions were explored in this review. Such sensors constitute a useful tool in both clinical practice and biomechanical research involving children with typical development and those with neurological and/or muscular diseases, such as muscular dystrophy and cerebral palsy. The experimental results of the studies analyzed herein suggest that wearable sensors are effective for the evaluation of quantitative gait variables in children with different pediatric conditions, enabling an objective analysis that should prove useful in processes of clinical diagnosis and rehabilitation. Manninni (2016) demonstrated that automatic classification employing signals

from inertial sensors obtained during gait can also be used as a support tool in the differential diagnosis, assisting in improving diagnostic accuracy in cases of coordination impairment in children.

There are a number of limitations that should be considered when interpreting the results of this review of the literature. Firstly, given the relatively small number of studies published on this topic, it is difficult to make strong recommendations regarding the most appropriate equipment, sensor placement and outcomes for assessing gait in children. Second, the outcomes of this systematic review show a lack of standardization in reporting the methods and results of evaluations involving adaptive algorithms for the determination of spatiotemporal gait variables. Such aspects need to be evaluated given the encouraging results of the papers. Third, this systematic review did not address the reliability of analytical algorithms for gait kinetics. Future studies should give careful consideration to the internal and external validity of the methods employed as well as the detection accuracy and delay of the different types of wearable sensors used in clinical practice.

5. Conclusion

Wearable sensors are potentially useful for the study of gait patterns in children, including compensatory patterns, and can be used to support therapists and physicians in the design of innovative intervention protocols and monitoring the effectiveness of such protocols in terms of improvements in gait. Wearable sensors constitute a light-weight, portable, affordable alternative to more expensive three-dimensional motion analysis systems and are effective at detecting changes in gait in children.

Authors' contributions

Conceptualization and investigation: PRFJ and FP; Data extraction and formal analysis: PRFJ; Evaluation of methodological quality: RCFM and CSO; **Writing – original draft:** PRFJ; **Writing – review & editing:** PRFJ and FP; Final approval of the version to be published: PRFJ, FP, RCFM and CSO.

Conflict of interest

We hereby certify that there are no conflicts of interest and that the content of this paper has not been published or submitted for publication elsewhere.

Acknowledgments

This review was conducted during a scholarship supported by the International Cooperation Program CAPES/PROSUP at University Nove de Julho and was funded by CAPES – the Brazilian Federal Agency for the Support and Evaluation of Graduate Education within the Brazilian Ministry of Education.

References

- Antunes, FN., Pinho, AS., Kleiner, AFR., Salazar, AP., Eltz, GD., de Oliveira Junior, AA., Cechettim F., Galli, M., Pagnussat, AS., 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* [Internet]. 59:65–72.
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., et al., 2002. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*. 16:124–34.
- Bisi, MC., Pasini, PG., Polman, R., Stagni, R., 2017. Objective assessment of movement competence in children using wearable sensors: An instrumented version of the TGMD-2 locomotor subtest. *Gait Posture*. Jul;56:42-48. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.025.
- Boutaayamou, M., Schwartz, C., Stamatakis, J., Denoel, V., Maquet, D., Forthomme, B, et al., 2015. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Med. Eng. Phys.* 37, 226–232. doi:10.1016/S1350-4533(03)00116-4.

- Casadio, M., Morasso, PG., Sanguineti, V., 2005. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: Implications for control modelling and clinical application. *Gait Posture*, 21, 410–424.
- Chen, X., Liao, S., Cao, S., Wu, D., Zhang, X., 2017. An Acceleration-Based Gait Assessment Method for Children with Cerebral Palsy. *Sensors* 17.5: 1002.
- Christensen, C., Haddad, A., Maus, E., 2017. The validation of an accelerometer used to measure step count in children with idiopathic toe walking. *Pediatr Phys Ther*, 29:153-
- Downes, MJ., Brennan, ML., Williams, HC., Dean, RS., 2016. Development of a critical appraisal tool to assess the quality of cross-sectional studies (AXIS). *BMJ Open*;6:e011458.doi:10.1136/bmjopen-2016-011458
- Ganea, R., Jeannet, PY., Paraschiv-Ionescu, A., Goemans, NM., Piot, C., Van den Hauwe, M., Aminian, K., 2012. Gait assessment in children with Duchenne muscular dystrophy during long-distance walking. *J. Child Neurol.* 27(1): 30–38.
- Ganley, KJ., Powers, CM., 2005. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait Posture*.21:141–145.
- Ghoussayni, S., Stevens, C., Durham, S., Ewins, D.,2004. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture*.20, 266–272.
- Higgins, JP., Altman, DG., Gøtzsche, PC., Jüni, P., Moher, D., Oxman, AD., et al., 2011. The Cochrane Collaboration’s tool for assessing risk of bias in randomised trials. *Bmj* 343: d5928.
- Kim, CM., Eng, JJ., 2004. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed. *Gait Posture*.20, 140–146.
- Komnik, I., Weiss, S., Pagani, CF., Potthast, W., 2015. Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living a systematic review, *Gait & Posture* 41 (2) 370{377. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.019.
- Lanovaz, JL., Oates, AR., Treen, TT., Unger, J., Musselman, KE., 2017. Validation of a commercial inertial sensor system for spatiotemporal gait measurements in children. *Gait Posture*. 51, 14–19.
- Mannini, A., Martinez-Manzanera, O., Lawerman, TF., Trojaniello, D., Croce, UD., Sival, DA., et al., 2017. Automatic classification of gait in children with early-onset ataxia or developmental coordination disorder and controls using inertial sensors. *Gait Posture*. Feb;52:287-292.

- Mariani, B., Hoskovec, C., Rochat, S., Bula, C., Penders, J., Aminian, K., 2010. 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *J Biomech.* 43(15):2999–3006.
- Mariani, B., Jimenez, MC., Vingerhoets, FJ., Aminian, K., 2013. On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with Parkinson’s disease. *IEEE Trans Biomed Eng.* 60(1):155–8.
- Mazzà, C., Zok, M., Cappozzo, A., 2010. Head stabilization in children of both genders during level walking. *Gait Posture* 31, 429–432.
- Pendharkar, G., Percival, P., Morgan, D., Lai, D., 2012. Automated method to distinguish toe walking strides from normal strides in the gait of idiopathic toe walking children from heel accelerometry data. *Gait & Posture*, 35(3):478-82.
- Pimentel, R., Sauer, C., Carollo, J., 2017. Validation of Gait Cycle Timing Using Wearable Sensors in Individuals with Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, October, Vol 98, Issue 10, 129–e130.
- Sæther, R., Helbostad, JL., Adde, L., Braendvik, S., Lydersen, S., Vik, T., 2015. The relationship between trunk control in sitting and during gait in children and adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 57:344–50.
- Sæther, R., Helbostad, JL., Adde, L., Brændvik, S., Lydersen, S., Vik, T., 2014. Gait characteristics in children and adolescents with cerebral palsy assessed with a trunk-worn accelerometer. *Res Dev Disabil.* 35: 1773–81.
- Schulleri, KH., Burfeind, F., Höß-Zenker, B., Szabó, ÉF., Herzig, N., Ledebt, A., et al., 2017. Deliberately light interpersonal contact affects the control of head stability during walking in children and adolescents with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
- Schwesig, R., Leuchte, S., Fischer, D., Ullmann, R., Kluttig, A., 2011. Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait & Posture.* 33.4 (2011): 673-678.
- Shull, PB., Jirattigalachote, W., Hunt, MA., Cutkosky, MR., Delp, SL., 2014. Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention, *Gait Posture.* 40, 11–19.
- Sivarajah, L., Kane, KJ., Lanovaz, J., Bisaro, D., Oates, A., Ye, M., et al., 2017. The Feasibility and Validity of Body-Worn Sensors to Supplement Timed Walking Tests for Children with Neurological Conditions. *Phys Occup Ther Pediatr*, Aug;38(3):280-290.

- Sterne, JAC., Hernán, MA., Reeves, BC., Savovic, J., Berkman, ND., Viswanathan, M., et al., 2016. ROBINS-I: a tool for assessing risk of bias in non-randomized studies of interventions. *BMJ*;355:i4919.
- Suarez, H., Alonso, R., Arocena, S., Ferreira, E., San Roman, C., Suarez, A., et al., 2016. Sensory motor interaction in deaf children. Relationship between gait performance and hearing input during childhood assessed in prelingual cochlear implant users. *Acta Otolaryngol.* 15:1-6.
- Summa, A., Vannozzi, G., Bergamini, E., Iosa, M., Morelli, D., Cappozzo, A., 2016. Multilevel upper body movement control during gait in children with cerebral palsy. *PLoS One* 11.3: e0151792.
- Sun, T., Li, H., Liu, Q., Duan, L., Li, M., Wang, C., et al., 2017. Inertial Sensor-Based Motion Analysis of Lower Limbs for Rehabilitation Treatments. *J Healthc Eng.* doi: 10.1155/2017/1949170.
- Taborri, J., Scalona, E., Palermo, E., Rossi, S., Cappa, P., 2015. Validation of Inter-Subject Training for Hidden Markov Models Applied to Gait Phase Detection in Children with Cerebral Palsy. *Sensors*, 15: 24514–24529.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., Feng, H., 2012. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, 12: 2255–2283.
- Worsley, PR., Whatling, G., Barrett, D., Holt, C., Stokes, M., Taylor, M., 2015. Assessing changes in subjective and objective function from pre- to post-knee arthroplasty using the Cardiff Dempster-Shafer Theory classifier. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 22:1-10. doi: 10.1080/10255842.
- Zollinger, M., Degache, F., Currat, G., Pochon, L., Peyrot, N., Newman, CJ., et al., 2016. External mechanical work and pendular energy transduction of overground and treadmill walking in adolescents with unilateral cerebral palsy. *Frontiers in physiology* 7.

Appendix^a AXIS tool for the critical appraisal of Cross-sectional studies.

Introduction

1 Were the aims/objectives of the study clear?

Methods

2 Was the study design appropriate for the stated aim(s)?

3 Was the sample size justified?

4 Was the target/reference population clearly defined? (Is it clear who the research was about?)

5 Was the sample frame taken from an appropriate population base so that it closely represented the target/reference population under investigation?

6 Was the selection process likely to select subjects/participants that were representative of the target/reference population under investigation?

7 Were measures undertaken to address and categorise non-responders?

8 Were the risk factor and outcome variables measured appropriate to the aims of the study?

9 Were the risk factor and outcome variables measured correctly using instruments/ measurements that had been trialled, piloted or published previously?

10 Is it clear what was used to determine statistical significance and/or precision estimates? (eg, p values, CIs)

11 Were the methods (including statistical methods) sufficiently described to enable them to be repeated?

Results

12 Were the basic data adequately described?

13 Does the response rate raise concerns about non-response bias?

14 If appropriate, was information about non-responders described?

15 Were the results internally consistent?

16 Were the results for the analyses described in the methods, presented?

Discussion

17 Were the authors' discussions and conclusions justified by the results?

18 Were the limitations of the study discussed?

Other

19 Were there any funding sources or conflicts of interest that may affect the authors' interpretation of the results?

20 Was ethical approval or consent of participants attained?

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Através da realização da revisão sistemática se verificou que os sensores inerciais portáteis são capazes de avaliar diferentes parâmetros cinemáticos, em diferentes condições patológicas pediátricas. Para a avaliação da marcha, os sensores foram mais usualmente colocados em regiões do membro inferior, como região sacral, tornozelos e joelhos. Porém não há uma padronização de colocação e aplicação do seu uso. Na maioria dos estudos analisados, a avaliação de marcha com uso do sensor inercial demonstrou ser facilmente implantada em ambientes não hospitalares e não-laboratoriais (como pequenos domicílios particulares ou clínicas) com uma vantagem significativa, pode complementar o padrão ouro (avaliação tridimensional do movimento) como uma contraparte mais acessível.

Devido ao número relativamente pequeno de estudos publicados nesta área, é difícil formular fortes recomendações sobre os equipamentos, colocações e resultados mais apropriados para avaliar a marcha de crianças. Em nossos relatos de caso, poderia ter sido mais interessante discutir a diferença da angulação do joelho e tornozelo pré e pós cirurgia ortopédica (já que a cirurgia era uma tenotomia do tendão gastrocnêmio), mas não foi possível detectar esses parâmetros cinemáticos com o dispositivo utilizado pelo estudo. Estudos futuros devem investigar grupos maiores de pacientes com a mesma deficiência, fornecendo informações mais detalhadas sobre os parâmetros cinemáticos da marcha nesses indivíduos.

As implicações clínicas desta dissertação revelam que: sensores inerciais portáteis fornecem uma alternativa leve, portátil e acessível aos sistemas de análise de movimento tridimensional mais caros e são eficazes para detectar alterações na marcha das crianças na prática clínica, sendo capazes de apoiar profissionais reabilitadores tanto para auxiliar na tomada de decisões sobre protocolos de intervenções quanto para monitorar sua eficácia em termos de melhora da marcha.

6. REFERÊNCIAS

1. Olney, R. S., Doernberg, N. S., & Yeargin-Allsopp, M. Exclusion of Progressive Brain Disorders of Childhood for a Cerebral Palsy Monitoring System: A Public Health Perspective. *Journal of registry management*, 41(4), 2014:182.
2. Maenner, M. J., Benedict, R. E., Arneson, C. L., Yeargin-Allsopp, M., Wingate, M. S., Kirby, R. S., Durkin, M. S. Children with cerebral palsy: racial disparities in functional limitations. *Epidemiology*, 23(1), 2012: 35-43.

3. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1997; 39(4):214-23.
4. Pakula, AT; Kim Van NB, Yeargin-Allsopp M. "Cerebral palsy: classification and epidemiology." *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America* 20.3 (2009): 425-452.
5. Hiratuka, E.; Matsukura, T.S.; Pfeifer, L.I. Cross-cultural adaptation of the Gross Motor Function Classification System into Brazilian-Portuguese (GMFCS). *Rev Bras Fisioter*. v. 14, n.6, p.537-44, 2010
6. Vienne A; Barrois RP; Buffat S; Ricard D; Vidal PP. Inertial sensors to assess gait quality in patients with neurological disorders: a systematic review of technical and analytical challenges. *Frontiers in psychology*, vol 8. (2017).
7. Chang FM; Rhodes JT; Flynn KM; Carollo JJ. The role of gait analysis in treating gait abnormalities in cerebral palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 41(4), (2010):489-506.
8. Damiano, D.L., K.E. Alter, and H. Chambers, New clinical and research trends in lower extremity management for ambulatory children with cerebral palsy. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2009. 20(3): p. 469-91
9. Kerr Graham H, Selber P. Musculoskeletal aspects of cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Br*. 2003;85:157–66
10. Young JL, Rodda J, Selber P, Rutz E, Graham HK. Management of the knee in spastic diplegia: What is the dose? *Orthop Clin North Am*. 2010;41:561–77
11. Scrutton D, Baird G, Smeeton N. Hip dysplasia in bilateral cerebral palsy: Incidence and natural history in children aged 18 months to 5 years. *Dev Med Child Neurol*. 2001;43:586–600
12. Moon Y; Sung J; An R; Hernandez ME; Sosnoff JJ. Gait variability in people with neurological disorders: a systematic review and meta-analysis. *Human movement science*, 47, (2016):197-208.
13. Moreau NG, Bodkin AW, Bjornson K, Hobbs A, Soileau M, Lahasky K. Effectiveness of Rehabilitation Interventions to Improve Gait Speed in Children With Cerebral Palsy: Systematic Review and Meta-analysis. *Physical Therapy*. 2016;96(12):1938-1954. doi:10.2522/ptj.20150401.

14. Franki I, Desloovere K, De Cat J, et al. The evidence-base for basic physical therapy techniques targeting lower limb function in children with cerebral palsy: a systematic review using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a conceptual framework. *J Rehabil Med* 2012; 44: 385–95.
15. Lynn AK, Turner M, Chambers HG. Surgical management of spasticity in persons with cerebral palsy. *PM R* 2009; 1: 834–8.
16. Schwesig R; Leuchte S; Fischer D; Ullmann R; Kluttig A. Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait & posture*, 33.4 (2011): 673-678.
17. Terjesen T; Lofterød B; Skaaret I. "Gait improvement surgery in ambulatory children with diplegic cerebral palsy: A 5-year follow-up study of 34 children." *Acta orthopaedica* 86.4 (2015): 511-517.
18. Negrini S; Serpelloni M; Amici C; Gobbo M; Silvestro C; Buraschi R; Borboni A; Croavto D; Lopomo, NF. Use of Wearable Inertial Sensor in the Assessment of Timed-Up-and-Go Test: Influence of Device Placement on Temporal Variable Estimation. In: *International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare*. Springer, Cham, 2016. p. 310-317.
19. Ganley KJ; Powers CM. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait Posture*.21 (2005):141–145.
20. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors* 2012, 12, 2255–2283.
21. Boutaayamou M, Schwartz C, Stamatakis J, Denoel V, Maquet D, Forthomme B, et al. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Med. Eng. Phys.* 2015, 37, 226–232. doi:10.1016/S1350-4533(03)00116-4.
22. Shull PB, Jirattigalachote W, Hunt MA, Cutkosky , Delp SL. Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention, *Gait Posture* 40 (2014) 11–19.
23. Wren TA; Woolf K; Kay RM. How closely do surgeons follow gait analysis recommendations and why?. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 14.3 (2005): 202-205.