

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

George Schayer Sabino

**DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DAS PROPRIEDADES DE MEDIDA DE TECNOLOGIAS  
PARA AVALIAÇÃO DE POSTURA, MARCHA E FUNÇÃO MUSCULAR**

Belo Horizonte

2022

George Schayer Sabino

**DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DAS PROPRIEDADES DE MEDIDA DE TECNOLOGIAS  
PARA AVALIAÇÃO DE POSTURA, MARCHA E FUNÇÃO MUSCULAR**

**Versão final**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende.

Coorientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Belo Horizonte

2022

S116d Sabino, George Schayer

2022 Desenvolvimento e análise das propriedades de medida de tecnologias para avaliação de postura, marcha e função muscular. [manuscrito] / George Schayer Sabino – 2022.

71 f., enc.: il.

Orientador: Renan Alves Resende

Coorientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 58-63

1. Postura Humana – Teses. 2. Fisioterapia – Teses. 3. Locomoção Humana – Teses. I. Resende, Renan Alves. II. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76



## ATA DA DEFESA DE TESE DO ALUNO GEORGE SCHAYER SABINO

Realizou-se, no dia 09 de setembro de 2022, às 13:00 horas, Auditório Maria Lúcia Paixão, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de tese, intitulada *DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DAS PROPRIEDADES DE MEDIDA DE TECNOLOGIAS PARA AVALIAÇÃO DE POSTURA, MARCHA E FUNÇÃO MUSCULAR*, apresentada por GEORGE SCHAYER SABINO, número de registro 2018711150, graduado no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Renan Alves Resende - Orientador (UFMG), Prof(a). Janaine Cunha Polese (Faculdade de Ciências Médicas), Prof(a). Diogo Carvalho Felício (UFJF), Prof(a). Fábio Viadanna Serrão (Universidade Federal de São Carlos), Prof(a). Paula Maria Machado Arantes de Castro (UFMG).

A Comissão considerou a tese:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 09 de setembro de 2022.

Prof(a). Renan Alves Resende ( Doutor )

Prof(a). Janaine Cunha Polese ( Doutora )

Prof(a). Diogo Carvalho Felício ( Doutor )

Prof(a). Fábio Viadanna Serrão ( Doutor )

Prof(a). Paula Maria Machado Arantes de Castro ( Doutora )



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO



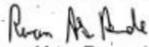
## FOLHA DE APROVAÇÃO

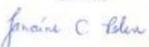
### **DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DAS PROPRIEDADES DE MEDIDA DE TECNOLOGIAS PARA AVALIAÇÃO DE POSTURA, MARCHA E FUNÇÃO MUSCULAR**

#### **GEORGE SCHAYER SABINO**

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

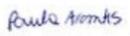
Aprovada em 09 de setembro de 2022, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Renan Alves Resende - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Janaine Cunha Polese  
Faculdade de Ciências Médicas

  
Prof(a). Diogo Carvalho Felício  
UFJF

  
Prof(a). Fábio Viadanna Serrão  
Universidade Federal de São Carlos

  
Prof(a). Paula Maria Machado Arantes de Castro  
UFMG

Belo Horizonte, 9 de setembro de 2022.

## Resumo

**Introdução:** Medidas quantitativas são importantes para a prática na Fisioterapia. Todavia, dada a complexidade do estudo da funcionalidade, essas mensurações muitas vezes não são simples e acessíveis, o que cria um distanciamento entre a pesquisa e a clínica. O uso de tecnologia tem o potencial de alterar esse cenário. Por exemplo, o uso de smartphones pode auxiliar na avaliação quantitativa da postura. Além disso, palmilhas sensorizadas (PS) podem ser utilizadas para mensurar a pressão plantar durante a caminhada. Finalmente, o uso de impressoras 3D (i3D) permite reduzir os custos de fabricação de uma série de produtos, como, por exemplo, um dinamômetro manual, e podem assim facilitar seu emprego clínico. **Objetivos:** Desenvolver três instrumentos tecnológicos para a mensuração da postura, da força vertical de reação do solo na marcha e da força muscular, e verificar suas propriedades de medida. Além disso, investigar os impactos de variações metodológicas nas propriedades de medida desses instrumentos. **Métodos:** Três estudos foram elaborados para atender ao objetivo desta tese. No primeiro estudo, foi avaliada a validade concorrente e a confiabilidade de um aplicativo de celular para avaliação da postura do joelho no plano frontal. Além disso, ainda neste estudo, foi analisado o efeito de diferentes combinações de marcadores externos na mensuração. O segundo estudo desenvolveu e analisou a validade concorrente e a confiabilidade teste-reteste de uma PS de baixo custo para avaliação da força de reação do solo durante a fase de apoio da marcha. Finalmente, o terceiro estudo investigou a validade concorrente e a confiabilidade de um dinamômetro manual i3D para avaliação da força dos músculos do joelho. Além disso, neste estudo foi investigado o impacto do uso de mensurações isoladas ou da média de múltiplas mensurações nas propriedades de medida. **Resultados** O uso do aplicativo PhysioCode para mensurar a postura do joelho é válido e apresenta excelentes níveis de confiabilidade intra e interexaminador. A ausência de marcadores externos não afetou as propriedades de medida do aplicativo, facilitando sua aplicação na avaliação fisioterápica. O custo e a durabilidade da palmilha foram considerados apropriados para o emprego clínico e para uso em pesquisas científicas. O uso da PS para obter os dados da força de reação do solo durante a marcha apresentou excelentes níveis de validade concorrente com os dados da plataforma de força e confiabilidade teste-reteste para a resposta à carga e à impulsão. Finalmente, o dinamômetro manual i3D é válido e confiável para mensuração da força dos músculos flexores e extensores do joelho. Recomenda-se o uso da média de duas medidas para análise. **Conclusões:** Os instrumentos e metodologias desenvolvidos, por facilitarem a prática, apresentarem baixo custo e excelentes propriedades de medida, possuem o potencial de auxiliar o profissional na avaliação e determinação de diagnósticos funcionais quantitativos.

Palavras-chave: Precisão da Medição Dimensional. Postura. Cinética. Dinamometria Manual.

## **Abstract**

**Introduction:** Quantitative measures are relevant for physical therapy practice. Often, they are not simple and accessible, which creates a gap between research and clinical practice. This gap happens due to the study object's complexity and functionality. The technology used has the potential to change this scenario. For example, smartphone use can assist in the quantitative assessment of posture. In addition, sensed insoles can be used to measure plantar pressure during walking. Finally, 3D printer use (i3D) makes it possible to reduce the manufacturing costs of a series of products, such as a manual dynamometer, and can thus facilitate their clinical use.

**Objectives:** To develop and verify the measurement properties of three technological instruments for measuring posture, vertical ground reaction force, and muscle strength. In addition, the impact in methodological variations of the measurement properties of these instruments was investigated.

**Methods and Results:** Three studies were designed to meet the objective of this thesis. In the first study, validity and reliability of a cell phone application to assess knee posture in the frontal plane were evaluated. Furthermore, a different external marker combinations effect on measurement was analyzed. The second study developed and verified validity concurrent and test-retest reliability of a low-cost sensed insole for assessing the ground reaction force during the stance phase of gait. The obstacles in the insole development process and the strategies adopted to overcome them were presented. The cost and durability of the insole were considered appropriate for clinical use. Finally, the third study investigated the concurrent validity and test-retest reliability of an i3D handheld dynamometer to assess knee muscle strength. In addition, this study investigated the impact of using isolated or averaging multiple measurements on measure properties.

**Conclusions:** The use of the PhysioCode application to measure knee posture is valid and presents excellent levels of intra- and inter-examiner reliability. The absence of external markers did not affect the application's measurement properties. The sensor insole used to obtain the ground reaction force data during gait showed excellent concurrent validity levels with the force platform data and test-retest reliability. However, the data from the mid-stance phase should be interpreted with caution. Finally, the i3D manual dynamometer is valid and reliable for measuring knee muscle strength, but the average of two or three measurements is recommended for analysis. It is desired that the instruments presented will be used by professionals in the area to assist in their practice in search of the best patient care.

**Keywords:** Dimensional Measurement Accuracy, Posture, Kinetics, Manual Dynamometry

# Sumário

Resumo.....	6
Abstract.....	7
PREFÁCIO EXPLICATIVO SOBRE A ORGANIZAÇÃO ESTRUTURAL DA TESE .....	10
INTRODUÇÃO .....	11
Mensurações Quantitativas em Fisioterapia e suas Propriedades de Medida.....	11
Relação entre os Problemas de Quantificação e o Diagnóstico na Fisioterapia .....	14
Prática Baseada em Evidência e Medidas Quantitativas na Fisioterapia .....	15
Tecnologias para o Avanço das Medidas Quantitativas .....	18
Medidas Quantitativas da Funcionalidade:.....	19
Postura .....	19
Marcha.....	20
Força Muscular .....	20
OBJETIVO GERAL .....	22
DESENVOLVIMENTO .....	23
ARTIGO I.....	24
ARTIGO II.....	39
ARTIGO III.....	45
CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	58
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	59
APÊNDICE A – Comprovação de Aprovação do Estudo Pelo Comitê de Ética .....	65
APÊNDICE B – Mini Currículo do Discente.....	68

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por toda sua benevolência que assenta em minha vida, reconheço e sou grato por isto. Considero-me uma pessoa sortuda, ao menos quando se trata de pessoas, pois, passaram majoritariamente boas pessoas em meu caminho e tive a oportunidade e felicidade de construir amizades, projetos e caminhos conjuntos que me fizeram chegar aqui. Assim, sou grato por ter encontrado essas pessoas, que, em conjunto, construíram esses percursos. Se esse doutorado chegou a essa fase, tenho certeza de que é por méritos diversos e que as pessoas a seguir brevemente mencionadas têm papel importante nessa construção. Gratidão!

Agradeço a minha família, que, direta ou indiretamente, possibilitaram o andamento do projeto, seja lendo textos intermináveis de uma área menos afim, seja renunciando o nosso valioso tempo conjunto, por um propósito que entendíamos ser importante. Obrigado meu amor! Sou grato a minha esposa Silvia Quintão e meu filho Felipe Maia. Agradeço meus pais, Carlos Joel e Claudia Sabino e meus irmãos Hugo e Ricardo em nome de suas famílias, pela mesma razão, bem como aos amigos que, por vezes, estive mais distante, mas seguindo com propósito.

Agradeço imensamente ao Renan Resende, meu orientador e estendo a gratidão ao Clayson, Coorientador que por meio de seus direcionamentos possibilitaram que o trabalho chegasse a esses resultados. Tenho certeza de que escolhi os melhores orientadores que eu poderia ter e sou grato por cada suporte e direcionamento.

Agradeço a meu grande amigo e colega de doutorado Diego, engenheiro, que durante o doutorado merecia um diploma de fisioterapeuta. A ligação entre as áreas não poderia ser mais completa que a vivenciada. Quando optei retornar aos estudos e entrar no doutorado, 10 anos após a conclusão do mestrado, sem dúvida o que me motivou foi a busca por essa interligação de saberes que achava restrita no campo da Fisioterapia exclusivo. Sou grato a Deus por ter colocado ele em meu caminho. Assim como toda a equipe PhysioCode. Obrigado Raffi e Rafa, os quais apareceram para mostrar despreziosamente um sensor inercial na clínica. Acredito piamente, pelas razões lógicas explicitadas, que se formos analisar a sorte em suas nuances pode-se acreditar que quando se deseja algo verdadeiramente o universo conspira a seu favor. Isso explicaria esse encontro tão ao acaso, mas que levou a construção de algo tão expressivo. Agradeço ter encontrado vocês e também pelo caminho construído, o qual está apenas começando e com certeza ainda vai ajudar muitas pessoas. Nesse contexto, meus agradecimentos se estendem também a um velho conhecido, o qual passou na clínica bem antes que os dois, mas com ideias parecidas de um aplicativo ou processo que na época não se encaminhou, mas que voltei a ter contato nesse momento pela PhysioCode, e que deu suporte importante nas revisões minuciosas do material e discussões estatísticas. Obrigado Fabrício.

Agradeço a todos da clínica que deram auxílio na melhoria dos pilotos das ferramentas em estudo e opiniões para desenvolvimento dos projetos de uma forma prática e aplicável. Em particular, resalto meus agradecimentos ao Guilherme que, além dos testes e “pitacos” que tanto ajudaram-me, enveredou no mestrado conjuntamente o que permitiu boas discussões e reflexões sobre o projeto e a Fisioterapia. Dentro dessa construção, agradeço aos ICs que passaram pelo projeto, no nome do discente Jefferson Brito, que tanto suporte deram a essas pesquisas.

Por fim, não teria como deixar de agradecer à Ciências Médicas, no nome do Prof. Jose Celso e do Prof. Rafael Duarte, e estendo esse agradecimento consequentemente à FELUMA, no nome do Wagner Ferreira e Flávio Amaral, bem como a todos que por essa instituição se encontram ou por ela passaram, os quais deram suporte para direcionar o trabalho, incentivando a pesquisa e entendendo momentos em que precisei de maior dedicação. Os ideais e visões da instituição me influenciaram em meus direcionamentos. Muito obrigado.

Não teria como concluir esse agradecimento sem citar Raul Seixas em uma sua canção intitulada (propiciamente para a introdução desta tese) como “Prelúdio” que diz:

“Sonho que se sonha só

É só um sonho que se sonha e só

Mas sonho que se sonha junto é realidade.”

Obrigado a todos citados e outros que, indevidamente, por alguma displicência, não mencionados, contribuíram para transformar esse sonho de ajudar o próximo concreto nas páginas que se seguem.

Muito obrigado!

“Aquilo que não se pode medir, não se pode melhorar”

William Thomson (1824–1907)

## PREFÁCIO EXPLICATIVO SOBRE A ORGANIZAÇÃO ESTRUTURAL DA TESE

O presente trabalho segue as orientações propostas na Resolução nº 004 /2018, de 03 de abril de 2018 do Colegiado de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), o qual aponta que o trabalho pode ser estruturado em um de dois formatos: Tradicional ou Opcional. A presente tese foi escrita no segundo formato e dessa forma, ela é constituída pelos seguintes itens, orientados na referida resolução: 1) **Prefácio explicativo sobre a organização estrutural da dissertação ou tese**; 2) **Introdução**; 3) **Artigo (s) proveniente (s) do estudo realizado**; 4) **Considerações Finais**; e 5) **Referências Bibliográficas**. Os artigos devem ser formatados de acordo com as normas dos periódicos que foram ou serão submetidos.

Ainda, considerando a Resolução nº 002/2018, de 06 de fevereiro de 2018 do Colegiado de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (UFMG), que trata sobre a marcação de defesa, a qual aponta que para que a marcação seja realizada o discente deverá ter publicado um artigo (Sabino GS, Ferraz de Souza LA, Ribeiro T, Antunes Nascimento DH, Santos Vimieiro CB, Resende RA. Validity and reliability of a smartphone application for knee posture quantification and the effects of external markers on the precision of this measure. *J Bodyw Mov Ther.* 2021 Oct;28:42-48. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.07.027. Epub 2021 Aug 12. PMID: 34776173) e submetido um segundo artigo para publicação com dados de seu doutorado. De forma complementar a tese extingue-se em mais um terceiro artigo desenvolvido nesse período.

Por fim, a formatação seguiu as DIRETRIZES PARA NORMALIZAÇÃO DE TRABALHOS ACADÊMICOS DA UFMG: trabalhos de conclusão de curso, monografias de especialização, dissertações e teses, de 2022, em consonância com as orientações fornecidas pela NBR14724/2011. Desejamos com o presente trabalho contribuir, em parte, no entendimento da funcionalidade humana, para que a Fisioterapia possa colaborar, cada vez mais, para que cada indivíduo consiga explorar o mundo em seu máximo potencial.

Desejamos a todos uma boa leitura.

## INTRODUÇÃO

### **Mensurações Quantitativas em Fisioterapia e suas Propriedades de Medida**

Segundo precedentes históricos, o início do uso de mensurações quantitativas marca um dos primeiros estágios de desenvolvimento científico na área das ciências da saúde (Jette, 2009; Peterson *et al.*, 2022). Mensurar é transformar uma observação em dados, seja uma classificação, contagem, ranqueamento ou quantificação. Em ambientes clínicos, o fisioterapeuta deve conhecer e utilizar medidas quantitativas durante as avaliações e reavaliações dos seus pacientes, pois, caso contrário, o entendimento do que intervir e também do efeito de suas intervenções pode ser comprometido (Campbell, 1981).

Independente da mensuração utilizada – posição de segmentos (postura), análise do movimento, verificação da capacidade de produção de força de um músculo, dentre outras usuais na Fisioterapia – alguns requisitos lógicos deverão ser empregados para seu uso, como a determinação de uma escala de mensuração em uma dimensão específica da característica de interesse, bem como a determinação formal de sua definição operacional (Haigh *et al.*, 2001). Medidas quantitativas têm como premissa que seus resultados sigam uma ordem que apresente uma relação de dependência sistêmica. Isto é, se A é maior que B e B é maior que C, logo A é maior que C, e caso as unidades sejam especificadas, as distâncias entre esses pontos podem ser conhecidas. Nesse contexto, medidas nominais ou mesmo ordinais não são consideradas medidas quantitativas, pois essa premissa não é respeitada (Michels 1983). Isto é, o resultado da mensuração da força de um indivíduo deveria ser superior à de outro, quando aplicado em indivíduos que têm capacidade de força distinta. Todavia, essa premissa não é respeitada quando se emprega, por exemplo, o Teste Muscular Manual (TMM), uma medida ordinal e subjetiva, na qual a capacidade de produção de força de um determinado grupamento muscular do paciente é pontuada de 0 a 5, a partir da contração realizada e resistência manual oferecida pelo fisioterapeuta (Fisher *et al.*, 1993). O TMM é um dos testes de força mais empregados na prática clínica de Fisioterapia para a verificação da capacidade de produção de força de um indivíduo (Fisher *et al.*, 1993; Aguiar *et al.*, 2019).

Outro ponto relacionado às medidas quantitativas refere-se a uma regra estruturada para atribuição de um valor, de forma que medidas equivalentes deveriam ser obtidas em uma situação em que as condições se mantivessem constantes. Este é um dos princípios da confiabilidade (Koo & Li, 2016). Ahmed e Ishtiaq (2021) apontam que a confiabilidade é uma das mais importantes e

fundamentais características de uma boa ferramenta de pesquisa. Dada a subjetividade do TMM, essa premissa não é respeitada para seus graus finais (Myer *et al.*, 2010). Para o cálculo da confiabilidade, é analisada, normalmente, a variação da medida. Isto é, uma vez que toda medida tem um nível de variação em medidas recorrentes, é relevante determinar o quanto essa variação pode ser considerada ainda apropriada. Assim, a confiabilidade de medidas quantitativas é calculada com base na taxa de variação entre mensurações repetidas e a variabilidade amostral (Bland e Altman, 1990; Armstrong, 2019). Por exemplo, analisando a postura do joelho em vista anterior, a confiabilidade dessa medida seria o quanto as medidas repetidas de um mesmo indivíduo variariam, quando comparado a amplitude da medida da postura do joelho do indivíduo mais valgo e do indivíduo mais varo da amostra analisada (variabilidade da amostra) (Ahmed e Ishtiaq, 2021). Uma dessas medidas mais usadas na literatura e recomendadas para análise da confiabilidade de medidas contínuas é o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) (Kottner *et al.*, 2011). O CCI é uma medida relativa de confiabilidade. Sugere-se que sua análise seja complementada por uma ou mais medidas absolutas (Koo e Li, 2016), pois, enquanto o CCI aponta se um teste é confiável ou não, o clínico, necessita saber se a mudança na medida observada durante um tratamento foi decorrente de sua intervenção ou simplesmente da variação própria da mensuração, isto é, o clínico precisa de medidas absolutas da mensuração proposta (Ahmed e Ishtiaq, 2021). Para isso, são calculados itens como o erro padrão da mensuração ou a mudança mínima detectada, medidas que são apresentadas na mesma unidade de medida do instrumento analisado (Atkinson e Nevill, 1998). Para ilustrar esse fato, podemos utilizar os resultados de um teste de força quantitativo hipotético, empregando um dinamômetro manual, em que foi observado uma diferença de força entre duas medidas (por exemplo, inicialmente 20 kgf e, após a intervenção 25 kgf). Além de saber se o instrumento apresenta confiabilidade (pelos valores de seu CCI), o clínico precisa saber se o ganho de 5 kgf observado após a intervenção é decorrente do treinamento realizado ou simplesmente uma variação própria das medidas recorrentes daquele método utilizado.

Nenhum instrumento não confiável deveria ser empregado, todavia, a confiabilidade não garante sua validade (Giavarina *et al.*, 2012). A validade de um instrumento de medição é o grau em que ele mede o que afirma medir (Atkinson e Nevill, 1998). Existem vários tipos de validade, que poderiam ser divididos em duas grandes categorias: validade de julgamento (de face ou de conteúdo) e validade empírica (preditiva ou concorrente). A primeira refere-se a um julgamento crítico de que a mensuração mede o que se propõe ou é obtida através de um experimento em que as respostas do instrumento corroboram com as hipóteses levantadas sobre o instrumento

estudado e resultados esperados. A validade empírica, por sua vez, como a validade concorrente, baseia-se na similaridade de resultados de um instrumento testado com um equipamento conhecido e reconhecido na literatura, denominado padrão-ouro (Portney e Watkins, 2000; Gopalakrishna *et al.*, 2014). A validade concorrente é recomendada para o emprego de novas tecnologias que propõem substituir outros métodos ou instrumentos existentes (Atkinson e Nevill, 1998).

O cálculo da validade pode ser realizado por diferentes métodos, os quais, todavia, não são consensuais na literatura, apesar de se observar a prevalências de alguns (Ferrari *et al.*, 2016). As estimativas mais comuns para análise de validade são de correlação, em que a variação de um dado é comparada com a do outro em análise. O coeficiente de correlação de Pearson é um dos testes estatísticos mais empregados, não apenas para validade, mas para comparações de forma geral (Armstrong, 2019; Ahmed e Ishtiaq, 2021). Porém, outros métodos são comumente empregados e podem ser, inclusive, utilizados de forma conjunta para complementar o entendimento da condição do instrumento, como o próprio CCI ou o Coeficiente de Múltiplas Correlações (Ferrari *et al.*, 2016). Por fim, a avaliação das propriedades de medida de um instrumento deve ser complementada por alguma medida de equidade da medida e pela identificação de possíveis erros sistemáticos, o que pode ser realizado, por exemplo, pela análise de concordância entre métodos de Bland-Altman (Bland e Altman, 1990).

Para medidas temporais, tal qual várias empregadas na Fisioterapia, em que a medida é efetuada em um intervalo de tempo contínuo, a análise da validade concorrente muitas vezes é feita pontualmente de forma discretizada. Ou seja, seleciona-se um ponto da série de dados – como, por exemplo, o pico dos dados no tempo (seu valor máximo) – e compara-se com a mensuração de outro instrumento já conhecido, o padrão-ouro. Apesar de usual, essa transferência de função contínua para discreta para verificação da validade limita a análise ampla da informação de múltiplos dados temporais e, inclusive, não se assemelha, por vezes, à aplicação e relevância clínica daquela medida temporal. Pode-se ilustrar esse fato com a análise da marcha. Na avaliação da marcha, é importante saber, muitas vezes, não apenas a magnitude de uma medida (por exemplo, a quantidade de pronação ou a força de reação do solo), mas também em que momento ela ocorreu (temporal). Uma pronação aumentada, ou um aumento das forças de reação do solo no início da fase de apoio (resposta à carga) terá consequências bem distintas da mesma alteração de movimento durante a fase de apoio terminal ou médio apoio (Vicenzino, 2004; Mirelman *et al.*, 2018). Logo, nesse caso, comparações dos dados contínuos como um todo, ao

invés de um valor isolado, podem ser mais propícios e abrangentes para uma série temporal de dados (Ahmed e Ishtiaq, 2021).

Por fim, é necessário observar que as propriedades de medida (validade e confiabilidade) não são de um instrumento, mas sim do método proposto para o uso do instrumento (Benson e Clark, 1982; Sabino et al, 2016). Ou seja, adaptações e extrapolações das medidas, como no caso da colocação (ou não) de marcadores externos para mensuração da postura, bem como o uso de apenas uma medida ou da média de mais de uma medida para mensurações de força muscular, também precisam ter suas propriedades de medida analisadas antes de serem implementadas em ambientes clínicos (Ahmed e Ishtiaq, 2021).

### **Relação entre os Problemas de Quantificação e o Diagnóstico na Fisioterapia**

O uso de medidas não padronizadas é um problema antigo na Fisioterapia (Campbell, 1981; Peterson *et al.*, 2022). Lewko, em 1976 relatou que 207 fisioterapeutas respondentes de sua pesquisa citaram que empregavam 256 testes diferentes, sendo que a maioria destes foram desenvolvidos pelo próprio profissional e que 165 (64,4%) não haviam sido publicados. Consequentemente, tais testes careciam de validade e sua confiabilidade era, na melhor das hipóteses, incerta (Ahmed e Ishtiaq, 2021). Campbell, em 1981, já afirmava que o profissional seria incapaz de determinar a eficácia de uma intervenção na Fisioterapia quando empregava mensurações inadequadas. Dessa forma, medidas imprecisas levarão a tratamentos impróprios e a incerteza nos resultados da intervenção. Segundo Mulley *et al.* (2012), a intervenção (I) pode ser compreendida como uma função (f) do diagnóstico (D) e isto poderia ser modelado pela seguinte equação (1).

$$I = f(D) \quad (\text{Equação 1})$$

Diagnóstico é a conclusão fundamentada em uma análise. Segundo o COFFITO, 1987, o diagnóstico fisioterapêutico deve ser baseado na análise da funcionalidade. Para avaliar a funcionalidade, por sua vez, devem ser considerados diversos fatores, como a estrutura, função, atividade, participação, bem como fatores ambientais e pessoas (Ustün *et al.*, 2003). Todavia, essa análise é, por vezes, realizada de forma improvisada, sem elementos precisos e de forma subjetiva. Este fato é evidenciado mesmo em contextos importantes para a tomada de decisão na prática da Fisioterapia, como na análise da postura ou na avaliação da marcha, que são usualmente classificados através da avaliação visual qualitativa (lunes *et al.*, 2009; Mirelman *et al.*, 2018).

Outro desafio relacionado às mensurações em Fisioterapia é a variação do objeto de estudo durante o tempo. Um exemplo são as análises realizadas antes da temporada na Fisioterapia Esportiva. A avaliação de um atleta na pré-temporada não garante que os parâmetros mensurados permaneçam iguais durante a temporada e tão pouco no instante em que, porventura, ocorra uma lesão. O organismo tende a adaptar sua estrutura conectiva e muscular mediante a demanda a ele imposta (Mueller e Maluf, 2002). Caso o músculo seja treinado, ele se tornará mais forte. Entretanto, se esse trabalho for excessivo, ele fadigará e comportará de forma diferente em relação à condição medida anteriormente. Isso talvez possa explicar, em parte, as limitações de uma avaliação pré-temporada de clubes de futebol para prevenir lesões (Ekstrand *et al.*, 2011). Essa limitação das avaliações de pré-temporada aponta para a necessidade de mensurações constantes para o conhecimento da condição atual. Mais do que apenas permitir verificar o resultado final após a implementação de um tratamento, a mensuração quantitativa recorrente poderia guiar o profissional e o paciente ao longo do tratamento e assim permitir ajustes do tipo, forma ou dosagem da intervenção. O monitoramento recorrente do paciente e a realização de medidas repetidas é entendida como uma boa prática na Fisioterapia (Haigh *et al.*, 2001; Renteria e Berg, 2019). Medidas quantitativas recorrentes do componente vertical da força de reação do solo, por exemplo, poderiam guiar o processo de evolução da descarga de peso em um membro recém-operado, e assim trazer parâmetros precisos para dosar o tratamento frente à resposta do paciente ou mesmo garantir que uma certa intervenção, como um determinado movimento, está sendo realizado de maneira adequada. Entretanto, na prática clínica da maior parte dos fisioterapeutas, a quantificação ainda tem sido realizada de forma isolada por diversas razões. Dentre elas, as dificuldades operacionais, o custo financeiro expressivo dos instrumentos de medida, a demanda por um espaço físico para acomodação dos equipamentos, dentre outras (Jette, 2009; Peterson *et al.*, 2022).

### **Prática Baseada em Evidência e Medidas Quantitativas na Fisioterapia**

Frente a essa série de desafios, o uso de medidas quantitativas na prática clínica na Fisioterapia precisa se ajustar à luz das evidências. Um dos métodos mais recomendados para análise de evidências científicas atualmente é o sistema de Classificação de Recomendações, Avaliação, Desenvolvimento e Análises (do Inglês, GRADE - *Grading of Recommendations, Assessment, Development and Evaluations*) (Guyatt *et al.*, 2008a, Thornton *et al.*, 2013). O sistema GRADE analisa diversos fatores para direcionar uma recomendação. Dentre estes fatores estão: o tipo de desfecho e o tamanho de seu impacto, a qualidade dos estudos que fundamentam

sua prática, bem como as preferências do paciente e os custos da implementação (Guyatt *et al.*, 2008b).

Desfechos são os resultados das intervenções, e podem ser subdivididos em primários e secundários. Desfechos primários ou críticos são os considerados mais importantes entre as diversas variáveis passíveis de análise e, segundo o GRADE, devem ser aqueles relevantes clinicamente para o paciente, como por exemplo, a mortalidade ou o impacto da intervenção em sua qualidade de vida (Guyatt *et al.*, 2008a). Por outro lado, desfechos secundários são resultados adicionais monitorados para auxiliar nos direcionamentos com o paciente, como medidas de movimento, de força ou de postura. Desta forma, estudos que apresentam resultados fundamentados em desfechos secundários, como a acurácia de um teste de força, resultarão em um nível de recomendação considerado fraco pelo sistema GRADE, mesmo que estejam em análise estudos que tenham como proposta verificar as propriedades de medida de instrumentos ou testes diagnósticos (Gopalakrishna *et al.*, 2014). Todavia, a força da recomendação deve ser baseada em diversos fatores elencados no GRADE.

Ao contrário de áreas como a Medicina, em que os desfechos secundários são, muitas vezes, de mensuração invasiva ou mesmo de risco, como a recomendação de uma angiografia ou de um exame com contraste, na Fisioterapia, a mensuração de desfechos secundários é simples e rotineira, como a análise de um indivíduo caminhando ou a mensuração da força de um músculo (Sabino *et al.*, 2008). A força da recomendação do uso dessas medidas aumentaria caso fossem contornados entraves à sua realização, como o alto custo ou a dificuldade metodológica para realização da medida (Gopalakrishna *et al.*, 2014). Ou seja, mesmo buscando medidas quantitativas, as quais tendem a requerer procedimentos metodológicos elaborados para sua implementação, é necessário que a execução dessas mensurações seja simples e prática (Wade 2003; Zheng e Barrentine, 2000).

A utilização de análises quantitativas simplificadas é fundamentada também em outros pilares. Em um ambiente clínico, o foco da atenção do profissional deve ser o paciente e suas informações (Mulley *et al.*, 2012). O profissional de saúde apenas será capaz de perceber as particularidades do paciente durante sua interação com ele, caso mantenha o foco nele e em suas nuances. Através do atendimento centrado na pessoa, o fisioterapeuta será capaz de minimizar o risco de um viés no diagnóstico das preferências do paciente, sendo mais assertivo em sua intervenção. Essa atenção é fundamental, pois a estruturação de uma decisão compartilhada, a

qual respeita as preferências do paciente, aumenta a aderência no tratamento, componente fundamental para sua efetividade (Stacey *et al.*, 2017). Instrumentos complexos que careçam de procedimentos trabalhosos e tempo para seu manuseio dispersam o foco do paciente e direcionam a atenção do profissional para os procedimentos de avaliação e para operacionalizar o instrumento ou metodologia de execução. Dessa forma, os instrumentos de medida devem ser, idealmente, de fácil operação e rápido manuseio, o que permite a análise de outras variáveis e o entendimento completo da condição de vida e das preferências do paciente (Bastemeijer *et al.*, 2021).

Um outro fator que corrobora para a necessidade de medidas simples é a complexidade do objeto de análise, tendo como foco o entendimento da sua funcionalidade (Ustün *et al.* 2003, Bittencourt *et al.* 2016). A funcionalidade é complexa, isto é, ela é decorrente da interação recorrente e não linear de diversas variáveis e, assim, não pode ser deduzida por uma variável específica avaliada de forma isolada (Wade, 2003, Bittencourt *et al.* 2016). Logo, medidas práticas podem permitir a avaliação de diversos pontos, enquanto medidas que apresentam grande dificuldade operacional e que demandam tempo e procedimentos altamente especializados restringem a análise de múltiplos fatores e o entendimento de como ocorre a interação entre eles. Um exemplo é a avaliação da postura, uma das mais simples na prática fisioterapêutica, mas que quando realizada de forma quantitativa depende da detecção de pontos anatômicos que por vezes podem ser de difícil localização, o que torna o procedimento de análise trabalhoso (Çankaya *et al.*, 2020).

A importância de simplificação de medidas é tão relevante que pode justificar práticas previamente questionadas nessa própria tese. Em um cenário de probabilidades e incertezas, toda informação tem que ser julgada com critério e pode ser considerada problemática, sobre certos aspectos, mas positiva em outros (Guyatt *et al.*, 2008b). Apesar das limitações apresentadas, há vantagens na conversão de fenômenos quantitativos temporais em medidas discretas, se considerarmos a importância de mensurações simples e acessíveis para prática clínica. Medidas pontuais, como as discretizadas de um fenômeno temporal, tendem a ser mais simples para a obtenção e, por consequência, mais acessíveis. Ou seja, apesar da medida da razão da força entre um músculo agonista e antagonista ser tradicionalmente realizada por um dinamômetro isocinético, sua análise é realizada apenas com o pico de força de cada grupo muscular (agonista e antagonista) (Myer *et al.*, 2010). Ou seja, apesar da força mensurada no isocinético ser uma medida temporal em que diversos dados são captados durante a excursão de movimento de uma determinada articulação, apenas o ponto máximo é empregado para esse cálculo. Uma vez que é

conhecida a amplitude de movimento onde ocorre o pico de força, um aparelho mais simples, como um dinamômetro isométrico manual, pode ser empregado de forma a obter uma medida próxima ao isocinético, mas com um custo e complexidades menores (Sabino *et al.*, 2016). Apesar de restringir a análise ampla de um fenômeno temporal, a discretização, por vezes empregada para avaliação das propriedades de medida, pode ser relevante em certas condições e utilizada em alinhamento com os fundamentos preconizados aqui. Todavia, tal análise precisa ser avaliada com critério para que as propriedades de medida não sejam extrapoladas de forma indevida.

### **Tecnologias para o Avanço das Medidas Quantitativas**

A mensuração de variáveis complexas, como o movimento humano, apresenta uma robustez expressiva e por isso não são consideradas mensurações práticas ou simples (Mirelman *et al.*, 2018; Sethi *et al.*, 2022). Talvez isto ajude a explicar por que grande parte dos fisioterapeutas relataram não usar medidas padronizadas em sua prática clínica (Jette *et al.*, 2009). Todavia, a tecnologia avança rapidamente, modificando esse quadro para facilitar as análises e tornando os instrumentos mais acessíveis (Bonato, 2005; Mirelman *et al.*, 2018). Instrumentos pouco usuais há alguns anos, como o registro fotográfico ou de vídeo do movimento do paciente, podem ser executados rapidamente por aplicativos em smartphone, incitando uma revolução digital na área (Krause *et al.*, 2015; Finkbiner *et al.*, 2017). Com a tecnologia, variáveis elaboradas que só poderiam ser obtidas em sofisticados laboratórios de movimento, como a força vertical de reação do solo, podem ser captadas por dispositivos vestíveis que, integrados a microprocessadores, registram a informação no ambiente próprio do indivíduo (Zulkifli e Loh, 2020). Essa tecnologia, que seria inimaginável há alguns anos, torna-se tangível com o acesso a esses instrumentos.

Outra tecnologia que vem reduzindo os custos de equipamentos é a incorporação da manufatura aditiva, baseada em impressão 3D (i3D) (Senkoylu *et al.*, 2020; Choonara *et al.*, 2016). Com a tecnologia i3D, torna-se possível reduzir a cadeia de fabricação, reduzir os custos de prototipagem e flexibilizar o tamanho dos lotes mínimos de produção para viabilização da fabricação, fazendo com que a produção aconteça sob demanda (Choonara *et al.*, 2016). Assim como na indústria personalizada, instrumentos de medida quantitativa em Fisioterapia podem ser feitos com a i3d. Todavia, para que seu emprego seja realizado, a confiança em seus resultados deve ser verificada (Koo & Li, 2016).

Durante a proposição de inovações em saúde, deve-se analisar seus custos e impactos financeiros. A inflação é uma medida da variação dos preços de um determinado serviço ou

produto no tempo (Cookson *et al.*, 2017). Todavia, em saúde, sua verificação não é simples, pois caso os serviços em saúde em uma determinada época sejam comparados com os serviços realizados em um momento posterior, serviços diferentes serão comparados. Essas variações são decorrentes da inserção de tecnologias (Dunn *et al.*, 2018). Logo, o preço da inserção de uma tecnologia deve ser avaliado em relação ao benefício que ela agrega (Cookson *et al.*, 2017). Atualmente, na área da saúde, é possível perceber um desencontro entre a inserção de tecnologia e o aumento do custo dos serviços, o que poderia ser denotado como “inflação médica”, a qual, dado a sua velocidade de crescimento, superior à inflação comum ou mesmo ao rendimento familiar médio, tende a levar a uma prática insustentável, já que os recursos são limitados (Secoli *et al.*, 2010). Assim, é fundamental priorizar ferramentas e tecnologias acessíveis do ponto de vista financeiro para que seus benefícios sejam, potencialmente, superiores aos custos provenientes de sua implementação (Salomon *et al.*, 2004).

### **Medidas Quantitativas da Funcionalidade:**

Postura, Movimento e Força Muscular

Postura

Para a avaliação quantitativa da postura, deve-se fazer o registro da imagem da posição do indivíduo para, a partir dela, fazer marcações que permitam a mensuração do posicionamento dos segmentos em análise (lunes *et al.*, 2009). Esse procedimento pode ser realizado em registros fotográficos impressos, computadores ou, atualmente, no próprio celular do profissional (German e Bahat, 2021). Diferentes angulações podem ser utilizadas para entender como se encontra o posicionamento dos diversos segmentos corporais (Krawczyk *et al.*, 2014). A postura do joelho em vista anterior, por exemplo, pode ser quantificada analisando o ângulo formado pelos segmentos da coxa e perna. Para realizar essa mensuração, é necessário localizar três pontos que, a partir de sua definição, delimitam a coxa, a perna e o eixo de movimento desses segmentos para que, em sequência, seja possível observar a angulação formada entre eles (Almeida *et al.* 2016). Para esse procedimento pode-se recomendar a fixação de marcadores externos sobre os referidos pontos, a fim de facilitar sua localização no momento da mensuração. Todavia, conforme discutido previamente, toda prática tem seus prós e contras. Marcadores podem otimizar a mensuração, mas retardar os procedimentos, o que pode ser problemático para uma intensa rotina de atendimentos. Apesar de os estudos de postura usualmente empregarem marcadores externos em pontos anatômicos em algumas proeminências ósseas, a determinação de quais proeminências utilizar é inconsistente e sem fundamentação (lunes *et al.*, 2009).

## Marcha

A análise da marcha, de uma forma geral, apresenta limitações em sua análise clínica (Mirelman *et al.*, 2018). A avaliação da marcha é feita comumente de forma visual qualitativa (Pipkin *et al.*, 2016; Mirelman *et al.*, 2018). Tal análise depende em grande parte do treinamento do avaliador e, devido à sua imprecisão, muito suscetível a erros. Esse cenário favorece decisões incorretas quanto às intervenções a serem realizadas, com resultados limitados da terapêutica proposta para o paciente (Pipkin *et al.*, 2016).

Atualmente, a avaliação precisa do movimento é feita em laboratórios de biomecânica (Mirelman *et al.*, 2018; Sethi *et al.*, 2022). Em tais laboratórios é possível analisar variáveis como as forças de reação do solo envolvidas com o deslocamento, o que é comumente referido como análise cinética (Novacheck, 1998). Para a análise cinética da marcha, o instrumento mais comumente empregado é a plataforma de força (Firminger *et al.*, 2018). Todavia, segundo os preceitos da GRADE para testes diagnósticos, a recomendação do uso de um laboratório biomecânico para tomada dessas medidas é fraca, pois, além de tratar-se de desfechos secundários, seu custo e dificuldade operacional limitam o seu emprego na maioria dos contextos clínicos (Guyatt *et al.*, 2008a). Palmilhas sensorizadas são alternativas às plataformas de força, as quais fornecem dados em um contexto ambiental mais natural (Mirelman *et al.*, 2018). Todavia, seu alto custo de aquisição e baixa durabilidade ainda restringem o amplo emprego clínico (Tan *et al.*, 2021). Uma palmilha sensorizada chega a custar dezenas de milhares de dólares e apresenta uma durabilidade restrita (Ramirez-Bautista *et al.*, 2017; Tahir *et al.*, 2020). Estes fatos tornam inviável seu emprego no paciente e, caso fosse viável, sua inserção tornaria a utilização dos serviços de Fisioterapia insustentável no sistema de saúde, dado os custos incrementais ao atendimento.

## Força Muscular

Por fim, a mensuração da força muscular na Fisioterapia é recomendada, pois alterações em seus valores podem afetar a performance em atividades e a participação (Wang *et al.*, 2020; Øiestad *et al.*, 2015). A análise pelo TMM, como já referido, é qualitativa ordinal. Em termos quantitativos essa medida pode ser realizada pela dinamometria (Bohannon, 2012). A dinamometria manual (DM) é uma forma de avaliar essa valência de maneira prática e acessível, se comparada a outras formas como a dinamometria isocinética (Stark *et al.*, 2011) e, apesar de não permitir uma análise tão ampla quanto à avaliação dinâmica, a DM apresenta boa correlação

para algumas valências como para o pico de torque (Stark *et al.*, 2011). Todavia, o uso do DM ainda é restrito, pois o equipamento pode apresentar valores que limitam sua dispersão em clínicas, bem como dificuldades de importação em alguns países (Silva *et al.*, 2019; Kuroda *et al.*, 2021). Como alternativa a DM, tem-se sugerido o emprego do esfigmomanômetro para mensuração da força (Silva *et al.*, 2019). O esfigmomanômetro é mais acessível que o DM e apresenta propriedades de medida apropriadas quando bem empregado (Aguiar *et al.*, 2019, Silva *et al.*, 2019). Todavia, para indivíduos mais fortes ou mesmo determinados músculos de indivíduos com incapacidades, o teste do esfigmomanômetro modificado pode apresentar dificuldades dada a sua capacidade máxima de mensuração restrita (Martins *et al.*, 2016).

## OBJETIVO GERAL

Desenvolver e avaliar as propriedades de medida de instrumentos acessíveis para mensuração quantitativa de postura, força de reação do solo durante a marcha e força muscular isométrica.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Testar a validade concorrente e a confiabilidade intra e interexaminador do aplicativo PhysioCode posture para avaliação quantitativa da postura do joelho no plano frontal e verificar se o uso de marcadores externos influencia na precisão das medidas.

Desenvolver uma palmilha sensorizada durável, de baixo custo e analisar a validade de seu uso para caminhada, bem como sua confiabilidade teste-reteste

Verificar a validade concorrente e confiabilidade teste-reteste de um dinamômetro manual impresso em impressora 3D para avaliação da força da musculatura do joelho, bem como analisar a influência do número de repetições da medida nos níveis de validade e confiabilidade.

## DESENVOLVIMENTO

O Desenvolvimento do trabalho, conforme orientado no prefácio explicativo, seguirá a organização estrutural opcional, onde, nessa parte, são apresentados os artigos provenientes dos estudos realizados. Dessa forma, seguem, em sequência; os seguintes artigos:

ARTIGO I) *Validity and reliability of a smartphone application for knee posture quantification and the effects of external markers on the precision of this measure*, publicado no periódico *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.

ARTIGO II) *Low-cost sensorized insole with custom resistive force sensor: design, validity and reliability*, encaminhado para a revista *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*

ARTIGO III) Validade e confiabilidade de um dinamômetro manual produzido em impressora 3D para avaliar a força da musculatura do joelho.

## ARTIGO I

### VALIDITY AND RELIABILITY OF A SMARTPHONE APPLICATION FOR KNEE POSTURE QUANTIFICATION AND THE EFFECTS OF EXTERNAL MARKERS ON THE PRECISION OF THIS MEASURE

George Schayer Sabino<sup>a,b</sup>, Luís Augusto Ferraz de Souza<sup>a</sup>, Tainá Ribeiro<sup>a</sup>, Diego Henrique Antunes Nascimento<sup>c</sup>, Claysson Bruno Santos Vimieiro<sup>c,d</sup>, Renan Alves Resende<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Universidade Federal de Minas Gerais, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, Avenida Antônio Carlos 6627 Campus Pampulha, - 31270-901 - Belo Horizonte, MG – Brazil.

<sup>b</sup> Faculdade Ciências Médicas de Minas, Alameda Ezequiel Dias, 275, CEP: 30130-110 - Belo Horizonte, MG – Brazil.

<sup>c</sup> Universidade Federal de Minas Gerais, Bioengineering Laboratory, Graduate Program in Mechanical Engineering, Avenida Antônio Carlos 6627 Campus Pampulha, - 31270-901 - Belo Horizonte, MG – Brazil.

<sup>d</sup> Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Graduate Program in Mechanical Engineering, Avenida Dom José Gaspar 500, Coração Eucarístico – 30535-901 - Belo Horizonte, MG – Brazil.

Universidade Federal de Minas Gerais, Campus Pampulha, Avenida Antônio Carlos 6627, Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy School, Department of Physical Therapy, 31270901, Belo Horizonte, MG, Brazil.

#### ROLE OF THE FUNDING SOURCE

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001. We are also thankful to the State of Minas Gerais Funding Agency FAPEMIG [grant number APQ-01017-17] and to the Brazilian Funding Agency CNPQ [grant number 428735/2018-5].

## Clinical Relevance

The PhysioCode Posture application showed high levels of validity and intra and inter-examiner reliability.

It can be used to quantify the knee posture in the frontal plane.

The use of external markers for the acquisition of the proposed measure is unnecessary.

## ABSTRACT

**Background:** Technological resources, such as smartphones can contribute to the quantitative assessment of posture.

**Purposes:** Test the validity and reliability of using a postural assessment application to quantify the frontal plane knee posture in orthostatism and to test the influence of the use of external markers on the precision of this measure.

**Design:** Methodological study.

**Methods:** The knee frontal plane posture of 30 volunteers were analyzed by two independent examiners. The photographs were taken with different external marker arrangements. The photographs were analyzed at two moments using the Kinovea software and PhysioCode Posture (PCP) application. Reliability was analyzed using the intraclass correlation coefficient (ICC) between measures with each instrument conducted at two moments with a 7-day interval. Concurrent validity of PCP with Kinovea measure was analyzed using Pearson's correlation coefficient. Standard error measurement (SEM), minimum detectable change (MDC) and Bland Altman plots were analyzed.

**Results:** PCP demonstrated excellent intra-rater [ICC=0.92 (95% confidence interval [CI] 0.90-0.93)] and inter-rater [ICC=0.88 (95%CI 0.85-0.90)] reliability. Concurrent validity analysis showed excellent agreement between PCP and the measures with each software had strong correlation ( $r=0.88$ ). The use of markers, independent of positioning, did not influence the measurement properties of measures with both software. The SEM was inferior to  $1.2^\circ$ , and the MDC was below  $2.85^\circ$ . No systematic errors were observed in the Bland Altman graphs.

**Conclusions:** The use of PCP application to measure knee posture was valid and demonstrated excellent intra- and inter-rater reliability levels. The use of external markers did not influence the measurement.

Keywords: posture, technology assessment, smartphone, photography

## Introduction

Posture can be defined as the position of the body or body segments in space (Yamamoto et al 2015, Macedo et al 2017). The posture observed at a determined moment is the result of the interaction between a series of factors such as bone length, tissue stiffness, psychosocial factors, and factors external to the person, such as the surface on which they are positioned (Kendall 1987, Carregaro et al, 2012, Korakakis et al, 2019). A reliable quantitative assessment is necessary to assertively analyze posture in clinical settings and improve scientific knowledge related to the physical therapy area (Billis et al, 2003, Barrett et al, 2014). Nevertheless, the most common form of posture assessment used in clinical environments is the qualitative visual analysis, a subjective method that depends on the examiner's experience; therefore, inaccurate for many of them<sup>8,9</sup>. In addition, the lack of posture quantification makes it difficult to detect posture changes resulting from the implementation of specific interventions or as a consequence of the progression of certain health conditions.

Quantitative postural assessment clinically uses software such as the Kinovea, a free license software developed for computer use. The Kinovea software was validated to evaluate angles and distances (Puig-Diví et al, 2019). In addition, cell phone software was also developed for posture quantification using photographs (Szucs & Brown 2018, Hopkins et al 2019). The use of smartphones may be intriguing since, among other characteristics, the instrument can be integrated with device features, such as an inertial sensor to improve the instantly proper positioning of the instrument during postural evaluation (Johnston & Heiderscheit 2019).

During quantitative postural assessment, different angles can be used to understand the positioning of the different joints and body segments (Krawczyk et al 2014). However, in clinical environments, the measures most often used include the angle formed between a given segment and a line of reference in the environment (vertical or horizontal) or the relative angle formed by two adjacent body segments, such as the angle formed between the thigh and leg (knee angle) in the frontal plane. In this context, previous studies showed that an increased frontal plane knee

angle, specifically knee valgus, is associated with increased stress on the patellar cartilage (Liao & Powers 2019), which helps to explain the association between increased knee valgus and different health conditions, such as patellofemoral pain (Heino Brechter & Powers 2002) and patellar instability (Graf et al 2018). In contrast, increasing the frontal plane knee angle in the opposite direction (knee varus) has been associated with the development and progression of knee osteoarthritis (Vandekerckhove et al 2017).

A commonly used resource to increase the accuracy of quantitative postural assessment is the use of external anatomical markers (Glaner et al 2012). However, the use of markers increases the time needed to perform a postural evaluation, thus making the procedure inappropriate for clinical contexts where the physiotherapist has limited time to conduct the evaluation. Therefore, to be widely used in clinical environments, posture quantification needs to be precise but, simultaneously, affordable and fast to implement. In this sense, different software uses computational vision techniques to determine the positioning of the anatomical points, thus quantifying the posture of different body segments and joints. The PhysioCode Posture (PCP) is an Android application (app) that, in addition to camera integration with the inertial sensor, presents features such as the amplification of the analyzed point by touching the image. This technological tool, called sensory magnification in engineering, can improve the precision of virtual marker positioning, further optimizing the postural assessment in clinical environments.

Despite the use of technology and anatomical markers' potential to facilitate and optimize postural evaluation, their validity, reliability, and the extent to which they help should be evaluated. Therefore, the objective of this study was to test the concurrent validity and intra- and inter-examiner reliability of using the PCP postural assessment app to quantify frontal plane knee posture in orthostatism and to test if the use of external markers influences on the precision of this measure.

## **Materials and methods**

### *Participants*

Healthy adults of both sexes participated in this study. The inclusion criteria were age between 18 and 60 years and body mass index (BMI) between 18.5 and 29.9 kg/m<sup>2</sup>. The exclusion criterion was report of pain or inability to maintain the orthostatic position during data collection. To estimate sample size, we considered two examiners, alpha of 0.05, power of 90%, intra-class

correlation (ICC) estimated at 0.9 with the lower limit of the 95% confidence interval of 0.7, and a one-tailed test (Walter et al 1998), which resulted in a sample size of 30 participants. The R software was used. This study was approved by the university's Research Ethics Committee (CAAE 00890818.8.000.5149).

### *Procedures*

The volunteers signed an informed consent form and wore clothes that allowed the visualization of the following anatomical points: the anterosuperior iliac spine, patella, and ankle. Initially, the volunteers' socio-demographic information, mass, and height were collected. Mass and height were collected using a Filizola scale (MIC200, Brazil). Then, the images of the volunteers' postures were obtained using an Asus Zenfone 4 cell phone, Octa Core Processor, 4 GB RAM, dual rear camera with camera resolution for 12 megapixels (4:3), 5.5" screen, and Android version 8.0.

One examiner was responsible for image acquisition and the other for positioning the volunteer and placing the markers. Both examiners were seventh-period physiotherapy students at the university. Before data collection, a 4-h pilot study was conducted to adequate procedures and practice locating the anatomical points and obtaining images.

The volunteers were asked to remain standing behind a demarcation made on the ground, at 40 cm from an opaque black background, in a relaxed orthostatic posture, looking forward, and with the upper limbs along the body (lunes et al 2005). Data collection was conducted in a well-lit environment with white compact fluorescent bulbs.

The cell phone used to obtain posture images was positioned in the anterior direction with the volunteer, at 2.4 m from the volunteer. It was attached to a tripod 25 cm above the floor and oriented perpendicularly with the help of an inclinometer. The anterior region of the cell phone was parallel to the floor demarcation for the volunteer's positioning.

The right lower limb was used for data collection. Where applicable, reflective markers with 1.5 cm of diameter were placed in the locations indicated in Table 1. The points used in the study were: 1) the anterior superior iliac spine (ASIS), 2) the apex of the patella, and 3) the midpoint between the malleoli (Almeida et al 2016, Magee 2010). The markers were fixed and removed sequentially for all volunteers, which was chosen to streamline and organize the process of data

collection (Table 1). Between two photographs, the markers were changed without modifying the volunteer's position and posture.

**Table 1.** Photographs markers sequence

Condition	Ankle	Patella EIAS	Patella EIAS
1	X		
2	X	X	
3	X	X	X
4	X		X
5		X	X
6			X
7		X	
8			

Legend: Ankle (midpoint between the malleoli); Patella (Apex of the patella); EIAS (anterior superior iliac spine).  
X: with marker; Blank: without marker

The images were analyzed using the PCP, installed in the cell phone used for data collection, and the Kinovea software, installed in an Intel Notebook Core i5-5200U, 6GB RAM, WINDOWS 10, with screen resolution 1366×768 (32 bits).

The photographs obtained were identified only by a code, and two examiners independently analyzed the images twice, spaced out by a one-week interval (Kottner et al 2011). One examiner was blinded to the analysis of the other up to the end of the study. During the second measurement, the examiner had no access to the data collected on the first day. The photos of the volunteers were randomly evaluated.

### *Data reduction*

The angulation of the predetermined points in the anterior view was measured considering the frontal plane posture. To measure the knee angle in both software, a virtual protractor was selected, and its ends were positioned over the ASIS and the region between the malleoli. The protractor axis was placed over the apex of the patella. When the external marker was present, the

points of the virtual protractor were placed on it. When the marker was not present, the points were placed over the place according to the examiner's assumption. When the line formed by the points of the ankle and patella coincided with the line formed by the ASIS points and patella, it was considered as  $0^\circ$ . The angles formed in the clockwise direction of this reference (knee varus) were considered positive, and those in the opposite direction (knee valgus) were negative. The data were registered on the table by the two previous researchers, and a third examiner analyzed this information, performed the statistical tests, and prepared the graphs.

### *Data analysis*

Reliability and precision were measured both for the PCP and Kinovea softwares. The data of each software were compared for validity analysis. Angular knee data were analyzed using the Shapiro–Wilk normality test and showed a normal distribution. The measures of central tendency of the data and sample dispersion (mean and standard deviation [SD]) were calculated. Intra- and inter-examiner reliability analyses were performed for the measurements obtained with each software with different marker dispositions (i.e., PCP and Kinovea) using the ICC. The values of ICC up to 0.25 were considered small; 0.26-0.49 as low; 0.50-0.69 as moderate; 0.70-0.89 as high; and above 0.90 were considered as very high reliability values (Portney & Watkins 2000). Pearson's correlation index was used to analyze the concurrent validity of the measure obtained with the PCP with the measure obtained with the Kinovea software. In addition to these measures, the standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) were calculated. Bland Altman graphs were plotted for knee posture data in the frontal plane obtained from the two software (Giavarina 2015). All calculations were performed on the website [www.rehabtools.org/stats.html](http://www.rehabtools.org/stats.html). Finally, the angles obtained from the images without external markers and with different numbers and combinations of markers were compared using the repeated measures analysis of variance (ANOVA) in the Excel 365 software, considering an alpha of 0.05.

### **Results**

The sample consisted of 30 volunteers (20 female and 10 male), with a mean age of 26.5 (SD 12.3) years and a mean BMI of 23.06 (SD 3.02)  $\text{kg}/\text{m}^2$ . The mean difference between the frontal plane knee posture measures by the same examiner at the two moments of measurement was  $0.09^\circ$  (SD  $1.68^\circ$ ) for the PCP and  $0.16^\circ$  (SD  $2.07^\circ$ ) for the Kinovea software. The values of knee frontal plane posture obtained by each examiner using each software, the Pearson's

correlation index between measures obtained with each software, and the intra-examiner ICC for both software are shown in Table 2, along with the SEM and MDC values.

**Table 2.** Reliability, standard error of measurement and minimum detectable change of intra-rater measurements from PCP and Kinovea programs for rater 1 and 2.

	Examiner 1 (mean, SD)	Examiner 2 (mean, SD)	ICC Relative	SEM	MDC
PCP	174,51° (3,75)	174,58° (3,84)	0,92 (0,90 - 0,93)	0,63°	1,74°
Kinovea	175,49° (4,10)	175,30° (4,04)	0,91 (0,89 - 0,93)	0,68°	1,88°

Legend: PCP: PhysioCode Posture; r = Pearson R; ICC = Intra-class correlation coefficient; SEM = standard error of measurement; MDC = Minimum detectable change

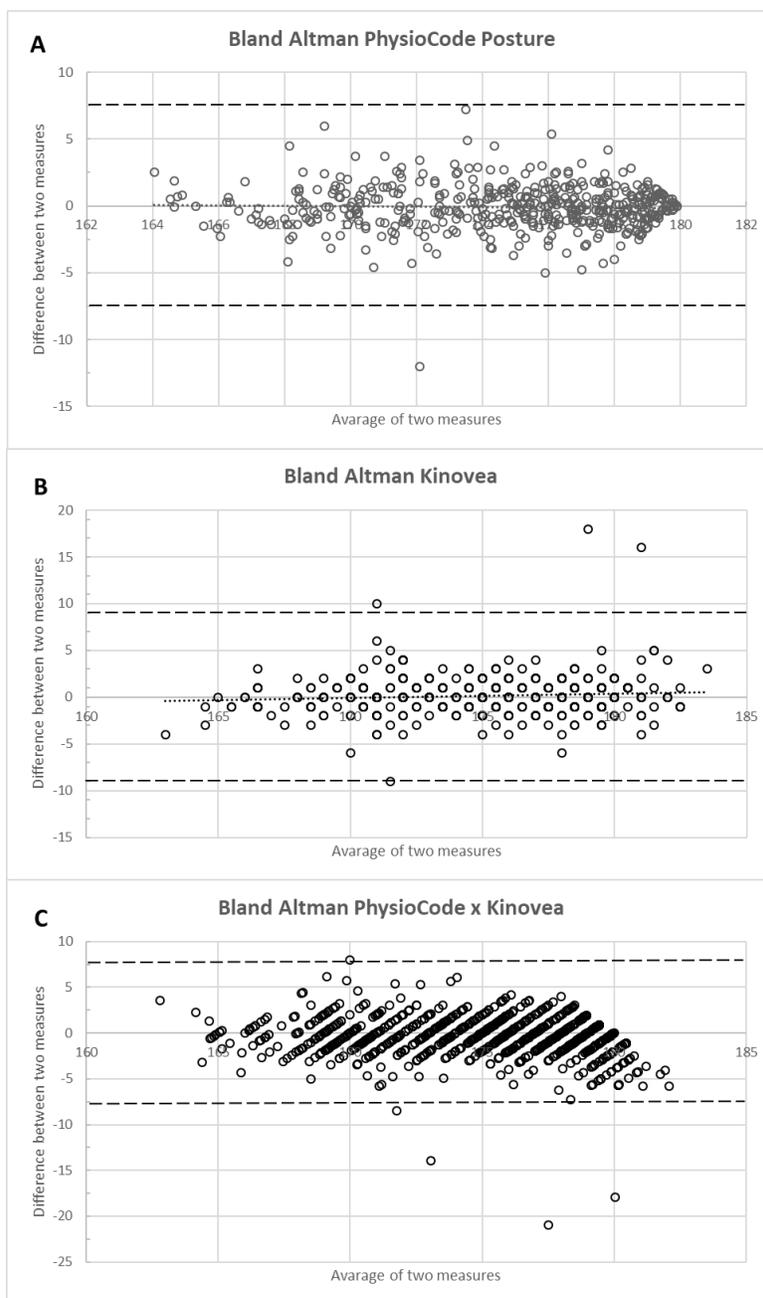
The mean difference between examiners was 0.03° (SD 2.03°) for the PCP and 0.14° (SD 2.58°) for the Kinovea software. The values of frontal plane posture obtained in each day with each software and inter-examiner reliability ICC values for both software are shown in Table 3, along with the SEM and MDC values.

**Table 3.** Reliability, standard error of measurement and minimum detectable change of inter-rater measurements from PCP and Kinovea programs.

	Day 1 (mean, SD)	Day 2 (mean, SD)	ICC Relative	SEM	MDC
PCP	174,68° (3,69)	174,01° (3,90)	0,88 (0,85 - 0,90)	0,79°	2,20°
Kinovea	175,61° (4,04)	174,82° (4,36)	0,830 (0,79 - 0,86)	1,02°	2,85°

Legend: PCP: PhysioCode Posture; r = Pearson R; ICC = Intra-class correlation coefficient; SEM = standard error of measurement; MDC = Minimum detectable change

PCP concurrent validity with Kinovea software was excellent, with a Pearson's correlation index of 0.88. The data plotted with the difference between each day's measurements with their means (Bland Altman) for the PCP and Kinovea software presented 95% of their data within the range of two standard deviations, with no tendencies suggesting systematic errors (Figure 1).



**Figure 1.** Bland Altman. A) Comparison of PhysioCode Posture measurements. B) Comparison of Kinovea measurements C) Comparison of measurements made in PhysioCode Posture and Kinovea programs

Finally, there were no significant differences between the frontal plane knee posture measurements with different combinations of the external marker number and positioning for the PCP ( $p=0.88$ ) and Kinovea software ( $p=0.70$ ). Figure 2 shows the differences between measures with the three markers fixed (with marker) in comparison to the measures without external markers (without marker) in the 120 measurements made by both examiners on days 1 and 2 in the PCP. Even comparing these extreme conditions, it was possible to notice a certain relationship between

measurements in both cases, which is more or less scattered in specific situations. The mean variation between measures in these cases, with and without markers, was  $0.57^\circ$  (SD  $2.17^\circ$ ).

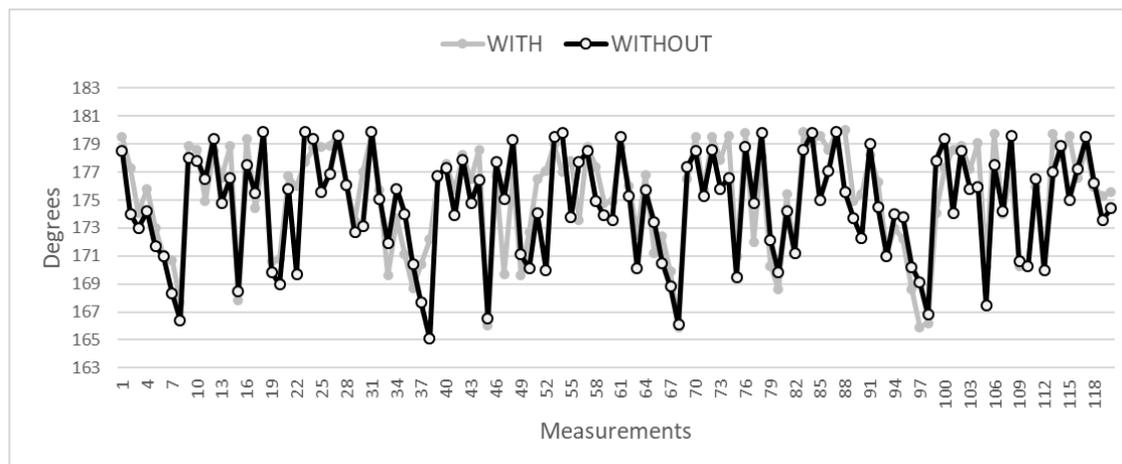


Figure 2. Measurements with 3 markers affixed (WITH) compared to the measurements without any external marker (WITHOUT) performed in the PhysioCode Posture software.

## Discussion

The objective of this study was to test the concurrent validity and reliability of the use of a smartphone app to quantify frontal plane knee posture in orthostatism and to test if the use external markers influence on the precision of this measure. In addition, SEM and MDC values were determined to quantify the frontal plane knee angle using photographs analyzed in the Kinovea and PCP software. It is important that methodological studies report such measures to inform the professional about the values of the measurement error and whether these results from an intervention or are simply random measurement variations (Sabino et al 2012). The PCP SEM and MDC for frontal plane knee posture were  $0.8^\circ$  and  $2.2^\circ$ , respectively. These values correspond to 2.86% and 7.85% of the magnitude of variation found for the knee frontal plane posture ( $28^\circ$ ) using this software, that is, these are subtle values. As for the Kinovea software, the SEM and MDC values for the knee frontal plane posture were slightly higher but still small at  $1.02^\circ$  and  $2.85^\circ$ , respectively. The minor error observed in the data obtained using the PCP is probably due to software features, such as the possibility of highlighting the anatomical point using the zoom at the time of determining the position of the virtual protractor. Moreover, PCP is a smartphone app, while Kinovea is a computer software. Smartphone applications generally tend to allow fast access to its functionalities and facilitate image acquisition in the device itself, which may improve posture assessment in clinical settings. Our findings supported this practice. The use of these app seems

to be promising for photo analysis, as demonstrated in the study by Szucs and Brown (2018), which corroborates the findings of the present study.

PCP and Kinovea SEM and MDC were very close for intra-examiner measurements (SEM: 0.67° and 0.68°; MDC: 1.74° and 1.88° for PCP and Kinovea, respectively). For inter-examiner values, these values increased but remained small (SEM: 0.79° and 1.03°; MDC: 2.20° and 2.85° for PCP and Kinovea, respectively). The use of software improves precision in the physiotherapist's clinical practice, optimizing the patient's evaluation. However, despite the practicality and small SEM and MDC values, the use of this technology for postural evaluation depends on the professional, that is, misuse, carelessness, or overconfidence in a two-dimensional posture assessment instrument such as Kinovea and PCP may increase the lack of consistency in posture data obtained using these instruments.

The previous studies about the use of software for posture assessment used markers on specific anatomical points inconsistently, without justifying the use of these markers or investigating their impact on the quality of postural data (Lunes et al 2009, Lunes 2005). Surprisingly, the use of external markers showed no influence on the reliability of frontal plane knee posture measurement in the present study. The different proposed settings for fixing external markers on the three anatomical points showed a mean deviation inferior to the goniometer measurement range, a device that is extensively used by physiotherapists in clinical settings (Keogh et al 2019). In addition, no statistical difference was observed between the different ways of placing external markers. It is believed that the precision of the technological instrument (Kinovea or PCP) may make the use of external markers for the proposed measurement unnecessary, since the use of markers virtually created in the software seems to provide the same measurement precision and validity obtained with external markers. Thus, the use of external markers can be considered unnecessary in clinical settings to quantify the frontal plane knee posture. This simplifies and reduces the time spent on postural assessment, which is essential to increase the use of this resource by professionals in clinical settings and, consequently, improve the accuracy of the postural assessment.

The two examiners in this study had little experience in palpating bone prominences, which could have impacted the levels of reliability and validity found in this study. Lavazza et al. (2018) reported that the previous experience of the examiner may be important for the location of anatomical points. However, the level of experience of the examiners did not seem to influence the

results of the study, as high levels of precision were found for measures with or without the use of different combinations of external markers. Finally, it is worth noting that the data found should not be extrapolated for the postural quantification of other joints or segments without prior study. Therefore, future studies are necessary to investigate the measurement properties of the PCP with and without the use of markers in other body regions. The proper and careful use of software such as the Kinovea and PCP for a more precise physical examination of the patient is encouraged in clinical practice.

## Conclusions

The use of the PCP and Kinovea software for the quantification of the frontal plane knee posture in orthostatism showed relatively high levels of intra-examiner reliability and high inter-examiner reliability, which indicates that both can be reliably used in clinical environments. In addition, the PCP software proved to be valid compared with the Kinovea software. The use of external markers to quantify the frontal plane knee posture showed no influence on the measurements performed and, therefore, does not need to be implemented in the clinical settings.

## References

### References

- Almeida, G.P.L., França, F.J.R., Magalhaes, M.O., Burke, T.N., Marques, A.P., 2016. Q-angle in patellofemoral pain: relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function. *Rev. Biol. Oral* 51 (2), 181-186.
- Barrett, E., McCreesh, K., Lewis, J., 2014. Reliability and validity of non-radiographic methods of thoracic kyphosis measurement: a systematic review. *Man. Ther.* 19 (1), 10-17.
- Billis, E.V., Foster, N.E., Wright, C.C., 2003. Reproducibility and repeatability: errors of three groups of physiotherapists in locating spinal levels by palpation. *Man. Ther.* 8 (4), 223-232.
- Carregaro, R., Falcao, J., Massuda, K., Masunaga, D., Sinzato, C., de Oliveira, A.B., Padula, R.S., 2012. Postural analysis and psychosocial measurements of federal civil servants of an institution of higher education. *Work* 41 (Suppl. 1), 4795-4800.
- Fedorak, C., Ashworth, N., Marshall, J., Paull, H., 2003. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine* 28 (16), 1857-1859.

Giavarina, D., 2015. Understanding Bland altman analysis. *Biochem. Med.* 25 (2), 141-151.

Glaner, M.F., et al., 2012. Fotogrametria: Fidedignidade e falta de objetividade na avaliação postural. *Motricidade* 8 (1), 78-85.

Graf, K.H., Tompkins, M.A., Agel, J., Arendt, E.A., 2018. Q-vector measurements: physical examination versus magnetic resonance imaging measurements and their relationship with tibial tubercle-trochlear groove distance. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 26 (3), 697-704.

Heino, Brechter J., Powers, C.M., 2002. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34 (10), 1582-1593.

Hopkins, B.B., Vehrs, P.R., Fellingham, G.W., George, J.D., Hager, R., Ridge, S.T., 2019. Validity and reliability of standing posture measurements using a mobile application. *J. Manip. Physiol. Ther.* 42 (2), 132-140.

Iunes, D., Bevilaqua-Grossi, D., Oliveira, A., Castro, F., Salgado, H., 2009. Comparative analysis between visual and computerized photogrammetry postural assessment. *Rev. Brasileira Fisioterapia* 13, 491, 308-15.

Iunes, D.H., Castro, F.A., Salgado, H.S., Moura, I.C., Oliveira, A.S., Bevilaqua-Gossi, D., 2005. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev. Brasileira Fisioterapia* 9 (3), 327-334.

Iunes, D.H., 2005. Análise da confiabilidade inter e intra-examinador na avaliação postural pela fotogrametria computadorizada [dissertation]. Ribeirão Preto: USP. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Johnston, W., Heiderscheit, B., 2019. Mobile technology in running science and medicine: are we ready? *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 49 (3), 122-125.

Kendall, F.P., McCreary, E.K., 1987. *Músculos e Provas e Funções*. 3ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

Keogh, J.W.L., Cox, A., Anderson, S., et al., 2019. Reliability and validity of clinically accessible smartphone applications to measure joint range of motion: a systematic review. *PloS One* 14 (5), e0215806.

Korakakis, V., O'Sullivan, K., O'Sullivan, P.B., Evagelinou, V., Sotiralis, Y., Sideris, A., Sakellariou, K., Karanasios, S., Giakas, G., 2019. Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture. *Musculoskelet Sci Pract* 39, 24-31.

Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B.J., Hrobjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., Streiner, D.L., 2011. Guidelines for reporting reliability and agreement studies (GRRAS) were proposed. *Int. J. Nurs. Stud.* 48 (6), 661-71.

Krawczyk, B., Pacheco, A.G., Mainenti, M.R., 2014. A systematic review of the angular values obtained by computerized photogrammetry in sagittal plane: a proposal for reference values. *J. Manip. Physiol. Ther.* 37 (4), 269-275.

Lavazza, C., Milano, V., Abenavoli, A., Maggiani, A., 2018. How type and number of training sessions influence the reliability of palpation. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 22 (2), 396-401

Liao, T.C., Powers, C.M., 2019. Tibiofemoral kinematics in the transverse and frontal planes influence the location and magnitude of peak patella cartilage stress: an investigation of runners with and without patellofemoral pain. *Clin. Biomech.* 62, 72-78.

Macedo Ribeiro, A.F., Bergmann, A., Lemos, T., Pacheco, A.G., Mello Russo, M., Santos de Oliveira, L.A., de Carvalho Rodrigues, E., 2017. Reference values for human posture measurements based on computerized photogrammetry: a systematic review. *J. Manip. Physiol. Ther.* 40 (3), 156-168.

Magee, D.J., 2010. *Avaliação Musculoesquel ~ etica*. Editora Manole, Sao Paulo.

Portney, L.G., Watkins, M.P., 2000. *Foundations of Clinical Research: Application to Practice*. PrenticeHall, New Jersey.

Puig-Diví, Albert, et al., 2019. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angular and distance dimensions. *PloS One* 14 (6), e0216448.

Szucs, K.A., Brown, E.V.D., 2018. Rater reliability and construct validity of a mobile application for posture analysis. *J. Phys. Ther. Sci.* 30 (1), 31e36.

Vandekerckhove, P.T.K., Matlovich, N., Teeter, M.G., MacDonald, S.J., Howard, J.L., Lanting, B.A., 2017. The relationship between constitutional alignment and varus osteoarthritis of the knee. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 25 (9), 2873-2879.

Walter, S.D., Eliasziw, M., Donner, A., 1998. Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat. Med.* 17 (1), 101-110.

Yamamoto, A., Takagishi, K., Kobayashi, T., Shitara, H., Ichinose, T., Takasawa, E., Shimoyama, D., Osawa, T., 2015. The impact of faulty posture on rotator cuff tears with and without symptoms. *J. Shoulder Elbow Surg.* 24 (3), 446-452.

# Low-cost Sensorized Insole with Custom Resistive Force Sensor: design, validity and reliability

George S Sabino, Souza, Pollyana HV Costa, Fernanda Oliveira Madaleno, *Student Member, UFMG*, Claysson BS Vimieiro, Thales R, Diego HA Nascimento, Renan A Resende\*, *Senior Member, UFMG*

**Abstract— Goal:** To develop a low-cost and durable sensorized insole and assess its concurrent validity and test-retest reliability. **Methods:** This is a methodological study of development and assessment of measurement properties, structured in two phases. In the first phase, we developed and assessed the durability of a sensorized insole; its development, materials, and costs were detailed. The second phase comprised the assessment of measurement properties. For validity analysis, we assessed the correlation between vertical ground reaction force (vGRF) of the sensorized insole and data obtained using a split-belt instrumented treadmill with two force plates (FP treadmill). Measures were repeated after one week to assess the test-retest reliability. **Results:** We observed wearing and manufacturing problems and presented solutions to the obstacles faced by researchers. The mean cost of the sensorized insole was \$6.27 per foot. The Pearson's correlation coefficient between vGRF and FP treadmill was 0.83 (95% confidence interval [95%CI] 0.79 to 0.87), while the multiple correlation coefficient was 0.88 (95%CI 0.85 to 0.90). Despite a good validity, the curves of the sensorized insole and FP treadmill were distant during the mid-stance phase of gait. Intraclass correlation coefficient for the reliability of the sensorized insole was 0.87 (95%CI 0.84 to 0.90). **Conclusion:** The sensorized insole presented excellent concurrent validity and test-retest reliability. However, data obtained during the mid-stance phase of gait must be interpreted with caution. **Significance:** The proposed method can contribute to the production of durable and low-cost sensorized insoles

**Index Terms—** Kinetics, Gait Analysis, Methods.

## I. INTRODUCTION

SENSORIZED insoles are tools inserted into shoes to analyze plantar pressure during walking [1]. Plantar pressure is frequently used to prescribe biomechanical insoles or indicate surgery [2]. In addition, from the plantar pressure data, it is possible to estimate the vertical component of the ground reaction force (vGRF). The vGRF acts under the foot

and may infer the overload of different lower limb joints during closed kinetic chain exercises [3]. Spatio-temporal parameters of a given task (e.g., gait) are also analyzed using data recorded by sensorized insoles, such as stance and swing time and displacement of the center of pressure during a stride [4][5].

Portability is another advantage of sensorized insoles compared with other instruments that measure vGRF applied during movement, mainly because it allows the analysis of performance of a given task in the usual environment of the individual [6]. Besides, the longitudinal monitoring of spatio-temporal phenomena (e.g., gait) is possible using the internet of things, which enables data acquisition for an extended time [7]. However, the high acquisition cost and low durability still restrict its use in clinical settings [8][9][10]. Thus, the development and analysis of wearing device with a low-cost sensorized insole may contribute to increasing the technology accessibility and use it in clinical settings, improving the quality of movement assessment in individuals with different health conditions, and allowing the grouping of these data for scientific purposes [1][11].

Several types of sensorized insoles with different properties can be found on the market; piezoelectric and piezoresistive sensors are the most common [6][12]. Piezoelectric sensors record pressure variation, which affects the force reception in static situations. On the other hand, resistive sensors use conductive polymeric membranes that change the conductivity when pressed [13]. Sensorized insoles available on the market may also have 5 to 960 pressure sensors and a sampling frequency between 25 and 100 Hz [6]. In this sense, new sensorized insoles should present similar or superior characteristics. Therefore, this study aimed to develop a low-cost and highly-durable sensorized insole and assess its concurrent validity and test-retest reliability.

---

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001. We are also thankful to the State of Minas Gerais Funding Agency FAPEMIG [grant number APQ-01017-17] and to the Brazilian Funding Agency CNPQ [grant number 428735/2018-5].

The authors' current affiliations are from the department of Rehabilitation Sciences and Bioengineering at the Federal University of Minas Gerais (UFMG), MG, Brazil (correspondence e-mail: renan.aresende@gmail.com).

## II. METHODS

This is a methodological study for the development and assessment of measurement properties [14][15]. We recruited individuals aged between 18 and 45 years; with body mass index between 20 and 34.9 kg/m<sup>2</sup>; without foot deformities (e.g., amputations or malformation), pain, or neurological disorders; and with shoe numbers between 6 and 11 U.S. standard men's shoe sizes. Exclusion criteria were physical exercise on the day of data acquisition and difficulty performing the study procedures; no individuals were excluded.

This study was approved by the research ethics committee (CAAE 00890818.8.000.5149) and conducted according to the Declaration of Helsinki. Data were collected between August and December 2021 at the Motion Analysis Laboratory of the School of Physical Education, Physical Therapy, and Occupational Therapy of the Federal University of Minas Gerais. All individuals signed the informed consent form

### A. First phase: development of sensorized insoles

We used a polyimide sheet coated with copper to develop the sensorized insole, in which an electronic circuit was printed. Twelve pressure sensors using a conductive polymer were incorporated in seven regions of the foot (calcaneus, medial midfoot, lateral midfoot, medial forefoot, central forefoot, lateral forefoot, and hallux) [16][17]. These regions were chosen according to foot anatomy and study objectives [18], while the number of sensors was selected based on previous studies to minimize costs, potentiate the acquisition frequency, and obtain relevant information for estimating forces on foot during gait [1][6][12]. At the end of its development, each sensorized insole weighed an average of 25 g and was 2 mm thick; the mean acquisition frequency for bilateral data acquisition was 230 Hz. fig.1 shows the sensorized insole initially developed in the study.

#### 1) Voltage variation

A micro-controlled circuit was developed using an ESP-32 microcontroller (Expressif®) to read the voltage variation during activation of each sensor. Signals were synchronized and sent to a computer to be read and recorded using software developed in C#.

#### 2) Static calibration of the sensorized insole

Sensors were calibrated by applying and recording known static loads (2, 4, 6, 8, and 10 kg) on a structure assembled on a precision balance (Scale SF-400, max load 10 kg/1 g – Global Mix) (fig.1). A linear regression calculated associations between the recorded voltage and applied load, and the coefficients obtained were used to analyze signals [16].

#### 3) Durability analysis

We used three different shoe US numbers (7, 9.5 and 11) for the durability test, in which three individuals (weights of 64, 98, and 102 kg, respectively) performed nine walks of 30 minutes,

totaling 4.5 hours of test. The test duration was arbitrarily determined to allow recurrent data acquisition using the same sensorized insole without extending study procedures. The complete functioning of the sensorized insole was verified after each 30-minute walk. If the sensorized insole did not reach the minimum time established for testing, its design was reviewed, and tests were restarted. This procedure was repeated three times until developing a final sensorized insole that reached the proposed goal. All problems observed during the development of the initial version were considered.

### B. Second phase: assessment of measurement properties of sensorized insoles

#### 1) Instruments

Kinetic data were measured simultaneously using the sensorized insole and a split-belt instrumented treadmill with two force plates (FP treadmill) (Bertec at 1000Hz, Bertec Corp, Columbus, OH).



Fig.1. First version and calibration of the sensorized insole.

#### 2) Data acquisition

Each set of sensors positioned under the foot sole of sensorized insoles recorded seven temporal series; the total vGRFS was obtained at each time by summing these signals. Raw data from the sensorized insole and FP treadmill were

filtered using a finite response filter (moving average of six periods) and normalized to the maximum value. The frequency of data processing was reduced to 100 Hz. Each step was identified using an algorithm that detected the stance and swing phases; the latter was considered when the sum of sensor signals was equal to zero. We calculated the mean and SD of ten steps extracted from the middle period of data acquisition. The mean vGRF of each measured point was used to analyze the measurement properties of the sensorized insole.

### 3) Statistical analysis

We performed a descriptive analysis and used the Kolmogorov-Smirnov test to verify data normality (data were normally distributed [ $p > 0.05$ ]). Pearson's correlation coefficient [19][20] and multiple correlation coefficient [21] assessed the concurrent validity of the sensorized insole and FP treadmill by comparing 101 data points obtained from each individual. The intraclass correlation coefficient (ICC) assessed [22][23] the test-retest reliability of the sensorized insole and FP treadmill collected within a one-week interval. Measurements were considered appropriate when values  $> 0.7$  [15] and were classified as substantial (values  $\leq 0.8$ ) or excellent (values  $> 0.8$ ) [22][24].

## III. RESULTS

### A. First phase: development of sensorized insoles

Any pressure applied to the circuit was promptly recorded during the development of the sensorized insole and application of the conductive polymer. Despite the potential advantage of sensitivity, exacerbated recordings were problematic for movement measurement because the mechanism automatically triggered and constantly recorded the signal when the shoe was put on. To solve this problem, we inserted a non-conductive material (vinyl) that spaced the polymeric film from the copper structure and allowed contact without interference when pressed (fig.2). Consequently, the vinyl provided inertia for activating sensors, which occurred only when 2 kgf (19.61 N) were applied.

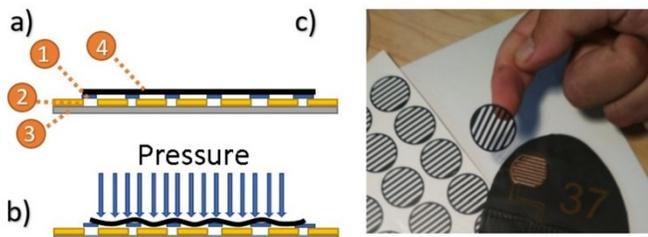


Fig.2. Vinyl Spacer. a) Cross-sectional view of the sensorized insole circuit and vinyl spacer; 1) vinyl spacer; 2) copper circuit; 3) polyamide base; 4) conductive polymer; b) Circuit under pressure; c) Fixing process with the vinyl spacer.

The initial prototypes also needed structural adjustments. The sheet with the flexible circuit was easily deformed while inserted into the shoe. As this could damage the sensorized insole and affect data acquisition, we initially wrapped the sensorized insole using Polaseal to increase rigidity. However, this reduced the durability of the insole since rigidity

contributed to breaking the circuit structure after few steps. Breaks were observed in places of greater foot mobility during walking, such as the medial region near the first metatarsophalangeal joint (fig.3).

To correct this problem, we removed the lamina and fixed the sensorized insole to a 2 mm EVA sheet with shore hardness of 30 on the sole. This strategy provided an intermediate rigidity compared with previous versions and allowed an easier insertion into the shoe without breaking during movement, similar to standard shoe insoles.

Table 1 – Components and costs.

Component	Cost (US\$)*
Copper	3.75
Conductive polymer	1.76
2 mm EVA board	0.13
Non-conductive material (vinyl)	0.56
RJ45 connector and cables	0.07
<b>TOTAL</b>	<b>6.27</b>

\* 1 US\$ is equivalent to R\$5.33 reais.

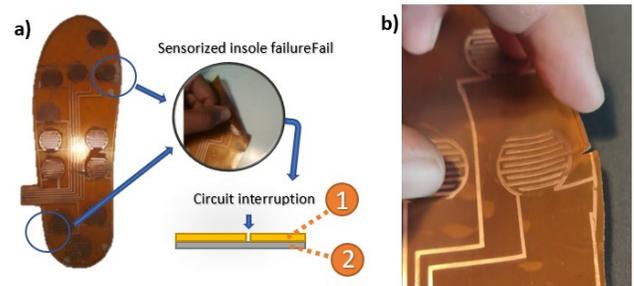


Fig.3. Circuit break. a) Schematic representation: 1) Sheet coated in copper; 2) Polyamide base of the sensorized insole. b) Rupture of the circuit near the region under the first metatarsophalangeal joint.

The initial design of the circuit was also restructured by inserting a redundancy for the circuit supply to ensure the durability of the sensorized insole (fig.4). Therefore, if the insole breaks at one point, it will still work until a second break occurs.

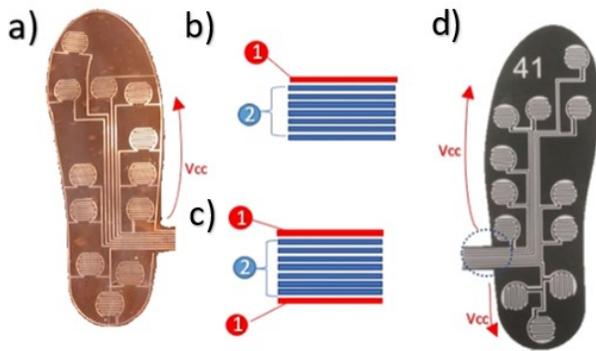


Fig.4. Redundancy for circuit power. a) First version of the sensorized insole (V1). b) Power of V1: 1) Integrated circuit power supply (Voltage at the common collector [VCC+]); 2) Sensor tracks. c) Power of the second version of the sensorized insole (V2) with a redundant circuit power supply (1,2,1). d) V2 with a redundant circuit power supply (arrows) and two channels with source, one in the upper part of the image and another in the posterior region.

Last, we observed that foot's sweat oxidized the circuit during the first pilot test and affected measurements. Thus, we added a surface layer of adhesive vinyl to ensure waterproof (fig.5). The total cost of materials summed \$6.27, as detailed in Table 1.



Fig.5. Final version of the sensorized insole. a) Final version of the sensorized insole. b) Detailed thickness with the EVA and vinyl surface layers.

### B. Second phase: assessment of measurement properties of sensorized insoles

The mean Pearson's correlation coefficient between sensorized insole and FP treadmill measures indicated a strong, positive, and statistically significant association (0.83 [95%CI 0.79 to 0.87]). The mean multiple correlation coefficient was 0.88 (95%CI 0.85 to 0.90). Despite the good validity, the middle part of the curves of the sensorized insole and FP treadmill was distant and the SD of data from the sensorized insole was high at these points (fig. 6).

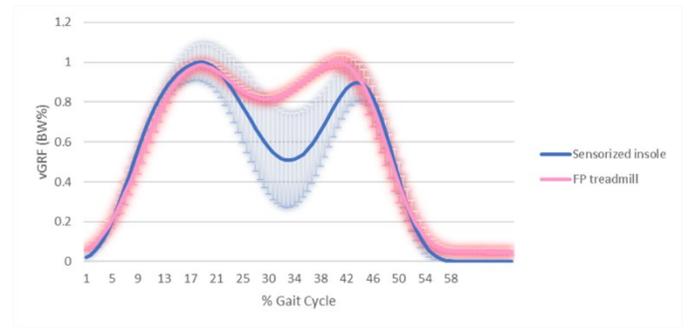


Fig.6. Vertical ground reaction force on the FP treadmill and sensorized insole. Legend: FP treadmill: split-belt instrumented treadmill with two force platforms; BW: body weight; vGRF: Vertical ground reaction force.

Regarding test-retest reliability, the mean time interval between the first and second data acquisition was 11.7 days (SD 4.56). ICC values (95%CI) for vGRF of the sensorized insole and FP treadmill were 0.87 (95%CI 0.84 to 0.90) and 0.97 (95%CI 0.95 to 0.99), respectively, indicating excellent test-retest reliability.

## IV. DISCUSSION

This study aimed to develop a sensorized insole and assess its concurrent validity and test-retest reliability for collecting vGRF during the stance phase of gait. The sensorized insole showed excellent concurrent validity and test-retest reliability. However, data recorded during the mid-stance phase of gait must be interpreted with caution.

The initial versions of the sensorized insole presented sensitivity, rigidity, and permeability problems, which were partially corrected during the development phase. The distinction between stance and swing phases was improved using a spacer applied to increase the threshold of signal recordings. However, this configuration may have impacted on pressure recordings during the mid-stance phase of gait, in which vGRF is generally reduced, and contributed to deviating the vGRF curve of the sensorized insole. We believe this systematic error may be mitigated in future studies using a computational optimization algorithm [25]. Furthermore, the development phase revealed points of weakness and breakage in the circuit of the sensorized insole caused by metacarpophalangeal extension during the stance phase of gait [26][27]. The redundancy of circuits and waterproof strategies were efficient and increased the durability of the sensorized insole. Thus, these adjustments are recommended when developing new models of sensorized insoles [28].

Data on temporal series of vGRF of the sensorized insole showed an excellent concurrent validity and test-retest reliability compared with the FP treadmill, similar to previous studies with others sensorized insoles [29][30][31]. Regarding the reliability of sensorized insoles, values were similar to or higher than observed in previous studies [2][31], but slightly lower than results of vGRF of the FP treadmill. However,

considering that sensorized insoles have a lower cost and greater portability than the FP treadmill, the validity and reliability values suggested that the former may be recommended for assessing vGRF during gait in future studies and clinical settings, especially at the beginning and end of the stance phase.

The final version of the sensorized insole was built at an initial cost of \$6.27 per foot. Considering the minimum durability (4.5 hours) and time for clinical assessment (i.e., one minute for familiarization and one minute for data acquisition), at least 135 assessments could be performed with each sensorized insole at an estimated cost of \$0.09 per patient. Although several sensorized insoles are available on the market, the costs and durability may limit the dissemination of the product [6][9][10]. Therefore, after adaptations, the proposed sensorized insole presented low cost, long durability, and appropriate measures for future use.

The present study is not free of limitations. Individuals presented different foot postures but not deformities; thus, the extrapolation of results to individuals with foot deformities must be conducted with caution, and further studies are needed to verify the measurement properties of sensorized insoles in this population [3]. Although previous studies have also used sensorized insoles with the same or smaller number of sensors [6][9], the reduced number of sensors used in our study can be considered a limitation. We used few sensors to reduce costs and improve the acquisition frequency during data acquisition. Fuchs et al. (2022) found similar results by analyzing different arrangements and sensors to identify the configuration that best optimized the validity of sensorized insoles [17].

We believe the developed sensorized insole may be used in different clinical contexts. For example, it may help treatment adherence and weight-bearing training of patients during postoperative rehabilitation by providing immediate feedback to the patient and health care team [12][32]. Its portability also facilitates the evaluation, reevaluation, and follow-up through telerehabilitation. Furthermore, durable and accessible sensorized insoles may benefit researchers by favoring the acquisition of kinetic data from different patients (e.g., those who often cannot go to movement analysis laboratories) and contexts. Therefore, this would help understand the relationships between kinetic variables, health conditions, and individual characteristics of functionality [33].

## V. CONCLUSION

We developed and verified the concurrent validity and test-retest reliability of a low-cost sensorized insole to assess vGRF during the stance phase of gait. The sensorized insole showed excellent concurrent validity and test-retest reliability and can be used in clinical settings and future studies. However, data provided during the mid-stance phase of gait must be interpreted with caution.

## VI, REFERENCES

- [1] S. S. Zulkifli & W. P. A. Loh, "A state-of-the-art review of foot pressure", *Foot Ankle Surgery*, vol. 26, no. 1, pp. 25-32, 2020.
- [2] L. B. Oliveira et al, "Reliability of wireless insole baropodometry of normal individual's gait," *Acta Ortopédica Brasileira*, vol. 29, no. 5, pp. 238-241, 2021.
- [3] C. Giacomozzi et al, "Integration of Foot Pressure and Foot Kinematics Measurements for Medical Applications. In: Müller B, et al. (eds) *Handbook of Human Motion*. Springer, Cham. 2016 [https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1\\_186-1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_186-1)
- [4] J. Tabori et al, "Gait Partitioning Methods: A Systematic Review". *Sensors (Basel)*, vol. 16, no. 1, pp. 66, 2016.
- [5] E. A. Fuller, "Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology," *Journal of the American Podiatric Medical Association*, vol. 89, no. 6, pp.: 278-291, 1999.
- [6] J. A. Ramirez-Bautista et al, "A Review in Detection and Monitoring Gait Disorders Using In-Shoe Plantar Measurement Systems," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 10, pp. 299-309, 2017.
- [7] P. Bonato, "Advances in wearable technology and physical medicine and rehabilitation applications," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 2, no. 1, pp. 2, 2005.
- [8] E. Shahabpoor & A. Pavic, "Measurement of Walking Ground Reactions in Real-Life Environments: A Systematic Review' of Techniques and Technologies," *Sensors (Basel)*, vol. 17, no. 9, pp. 20852017, 2017.
- [9] Y. Tan et al, "A Soft Wearable and Fully-Textile Piezoresistive Sensor for Plantar Pressure Capturing. *Micromachines*". *Sensor (Basel)*, vol. 12, no. 2 pp. 0, 2021.
- [10] A. M. Tahir, "A Systematic Approach to the Design and Characterization of A Smart Insole for Detecting Vertical Ground Reaction Force (vGRF) in Gait Analysis". *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 4, pp. 957, 2020.
- [11] Y. Kuroda Y et al, "Advanced rehabilitation technology in an orthopaedics-a narrative review", *International Orthopedics*, vol. 45, no. 8, pp. 1933-1940, 2021.
- [12] A. H. Razak et al, "Foot plantar pressure measurement system: a review," *Sensors (Basel)*, vol. 12, no. 7, pp. 9884-912, 2012.
- [13] K. Ivanov K et al., "Design of a sensor insole for gait analysis, in *International Conference on Intelligent Robotics and Applications*," *Lecture Notes in Computer Science*, vol 11743, pp. 433-444, 2019.
- [14] A. E. Davis, "Instrument development: getting started," *Journal of Neuroscience Nursing*, vol. 28, pp. 204-207, 1996.
- [15] L. G. Portney & M. P. Watkins, *Foundations of clinical research: application to practice*. New Jersey: Prentice-Hall. 2000
- [16] A.M. Howell et al, "Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 60, no. 12, pp: 3284-3290, 2013.
- [17] P. X. Fuchs et al, " Sensor number in simplified insole layouts and the validity of ground reaction forces during locomotion," *Sports Biomech*, vol. 2, pp. 1-14, 2022.
- [18] W. Lee, S. H. Hong, & H. W. Oh, "Characterization of Elastic Polymer-Based Smart Insole and a Simple Foot Plantar Pressure Visualization Method Using 16 Electrodes," *Sensors Journal*, vol. 19, no. 1, pp. 44, 2018.
- [19] S. Crea et al., "A wireless flexible sensorized insole for gait analysis". *Sensors (Basel)*, vol. 14, no. 1, pp; 1073-1093, 2014.

- [20] P.S Dyer PS, S. J. Bamberg, "Instrumented insole vs force plate: a comparison of the centre of plantar pressure". Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 6805-6809, 2011.
- [21] A. Ferrari et al, "A new formulation of the coefficient of multiple correlations to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols," *Gait & Posture*, vol. 31, no. 4, pp. 540-542, 2010.
- [22] J. Kottner, et al., "Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed," *Int J Nurs Stud*, vol. 48, no. 6, pp. 661-71, 2011.
- [23] G. S. Sabino et al., "Validity and reliability of a smartphone application for knee posture quantification and the effects of external markers on the precision of this measure," *Journal of Bodywork Movement Therapies*, vol. 28, pp. 42-48, 2021.
- [24] M. M. Mukaka, "Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research", *Malawi Med J.*, vol. 24, no. 3, pp. 69-71, 2012.
- [25] J. DeBerardinis et al., "Enhancing the Accuracy of Vertical Ground Reaction Force Measurement During Walking Using Pressure-Measuring Insoles," *J Biomech Eng.*, vol. 143, no. 1, pp. 011010, 2021.
- [26] V. J. Hetherington et al., "Motion of the first metatarsophalangeal joint," *J Foot Surg*, vol. 28, no. 1, pp. 13-9, 1989
- [27] S. J. Otter et al, "The reliability of a smartphone goniometer application compared with a traditional goniometer for measuring first metatarsophalangeal joint dorsiflexion," *J Foot Ankle Res*, vol. 23, no. 8, pp. 30, 2015 .
- [28] D. Sahu et al, The Internet of Things in Geriatric Healthcare. *Journal of Healthcare Engineering*, pp.: 6611366, 2021.
- [29] G .T. Burns et al., "Validation of a wireless shoe insole for ground reaction force measurement," *Journal of Sports Sciences*, vol. 37, no. 10, pp. 1129-1138, 2019.
- [30] A. M. Tan et al, "Development of a smart insole for medical and sports purposes". *Procedia Engineering*, vol. 112, pp. 152-156, 2015.
- [31] L. A. Cramer et al., "Validity and Reliability of the Insole3 Instrumented Shoe Insole for Ground Reaction Force Measurement during Walking and Running," *Sensors (Basel)*, vol. 22, no. 6, pp. 2203, 2022.
- [32] K. North K et al, "An insole sensor recording weight-bearing behaviour during tibial fracture rehabilitation", *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.*, vol. 2010, pp. 1856-9, 2010.
- [33] J. Verghese e al, "Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia". *N Engl J Med*, vol. 347, no. 22, pp. 1761-8, 2002.

## ARTIGO III

### Validade e confiabilidade de um dinamômetro manual produzido em impressora 3D para avaliar a força da musculatura do joelho

#### Resumo

**Introdução:** A incorporação da manufatura aditiva baseada em impressoras 3D (i3D) permite reduzir os custos de fabricação de uma série de produtos, como por exemplo um dinamômetro manual. **Objetivo:** Verificar a validade concorrente e a confiabilidade teste-reteste de um dinamômetro produzido em i3D, bem como analisar a influência do número de repetições na precisão das medidas de força dos músculos da articulação do joelho. **Métodos:** Trata-se de um estudo metodológico de validade concorrente e confiabilidade teste-reteste do dinamômetro manual PhysioCode para avaliação da força dos músculos flexores e extensores do joelho de indivíduos adultos jovens saudáveis. Foram verificadas as propriedades de medida de mensurações isoladas e da média de duas e de três medidas. **Resultados:** O dinamômetro PhysioCode apresentou excelentes níveis de validade concorrente com o dinamômetro MicroFet. Não foram observados erros sistemáticos entre as medidas dos aparelhos no gráfico de Bland Altman. Apenas as médias de duas e de três medidas apresentaram excelentes níveis de confiabilidade teste-reteste. As médias de duas e de três medidas apresentaram erro padrão de medida variando de 1,04 a 2,53 kgf. **Conclusão:** O dinamômetro PhysioCode mostrou-se válido e confiável para mensuração da força dos músculos do joelho. A média das medidas devem ser utilizadas em ambientes clínicos e em estudos futuros.

#### Introdução

A mensuração da força muscular é frequentemente realizada em ambientes clínicos, pois a fraqueza muscular pode comprometer o desempenho de atividades (Wang *et al.*, 2020) e contribuir para o desenvolvimento de lesões (Suchomel *et al.*, 2016, Øiestad *et al.*, 2015). A dinamometria manual é um método de avaliação de força muscular portátil, válido e confiável para avaliação de força muscular de maneira isométrica (Stark *et al.*, 2011) e, mesmo não permitindo a avaliação das forças concêntricas e excêntricas durante todo o arco do movimento, seus dados apresentam boa correlação com algumas valências obtidas na avaliação isocinética, como o pico

de torque (Stark *et al.*, 2011; Lesnak *et al.*, 2019). Apesar de o custo da dinamometria manual a tornar mais acessível que a dinamometria isocinética, ainda assim pode ser um fator que limita sua dispersão em ambientes clínicos de países em desenvolvimento, como o Brasil. Além disso, alguns países apresentam dificuldades para importação dos dinamômetros manuais mais comumente usados, como o dinamômetro microFET II (Lesnak *et al.*, 2019; Silva *et al.*, 2019; Kuroda *et al.*, 2021).

A incorporação da manufatura aditiva baseada em impressão 3D (i3D) permite baratear os custos de fabricação do dinamômetro manual (Senkoylu *et al.*, 2020; Choonara *et al.*, 2016). O uso da tecnologia i3D permite que a produção possa acontecer sob demanda, reduzindo a complexidade de fabricação já que não exige lotes mínimos para início do processo e otimiza o espaço industrial destinado à produção. Além disso, o uso de i3D facilita alterações de design e atualizações do dinamômetro, fazendo com que cada modificação necessária possa ser implementada imediatamente, sem altos custos para a criação de matrizes para injeção e gabaritos industriais, o que pode ser importante em tempos de evolução constante e acelerada da ciência (Choonara *et al.*, 2016).

O dinamômetro manual PhysioCode foi desenvolvido com tecnologia em i3D para avaliação de força muscular em pesquisa e em ambientes clínicos. No entanto, ainda não teve suas propriedades de medida avaliadas. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi verificar a validade concorrente e a confiabilidade teste-reteste do dinamômetro PhysioCode para avaliação da força dos músculos do joelho, bem como analisar a influência do número de repetições da medida nos níveis de validade e confiabilidade dos dados.

## **Métodos**

### Amostra

Trata-se de um estudo metodológico realizado no Laboratório de Análise do Movimento da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) entre agosto e dezembro de 2021. Os critérios de inclusão da amostra foram: (1) ter idade entre 18 e 50 anos; (2) ter índice de massa corporal inferior a 30 kg/m<sup>2</sup>; (3) não apresentar dor ou lesão nos membros inferiores nos sete dias anteriores à participação no estudo; (4) não apresentar histórico de cirurgia ortopédica ou fratura nos membros inferiores; e (5) não apresentar

doenças neurológicas ou reumatológicas. Os critérios de exclusão foram: (1) relato de dor durante a avaliação; e (2) não ser capaz de desempenhar qualquer parte da avaliação. No entanto, nenhum dos participantes teve que ser excluído.

A seleção dos participantes foi realizada por conveniência, utilizando as redes sociais para o envio de mensagens. O tamanho mínimo da amostra foi estimado com poder de 90%, nível de significância de 0,05 e tamanho de efeito estimado de 0,6 (Hulley *et al.*, 2013), e resultou em um tamanho amostral mínimo de 25 participantes. Todos os participantes foram esclarecidos sobre os procedimentos de coleta e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade (CAAE 00890818.8.000.5149).

## Procedimentos

### Instrumento

Dois dinamômetros foram utilizados para este estudo. O primeiro, considerado padrão ouro, foi o dinamômetro microFET II™ (Hoggan health industries, Draper, UT, USA), com sensibilidade para leituras entre 0,37 e 136,08 kgf (Lesnak *et al.*, 2019). O segundo, proposto para a validação, foi o dinamômetro PhysioCode (PhysioCode Ltda, Belo Horizonte, MG, BRAZIL), impresso em PLA (ácido poliláctico) utilizando uma i3D por fusão e deposição, com sensibilidade para leituras entre 0,41 e 152,95 kgf (Figura 1). Além dos instrumentos para mensuração de força, foram utilizados uma maca e um espaldar para fixação e estabilização dos instrumentos por faixas.



Figura 1. Dinamômetro manual e seus componentes. (A) Microfet e (B) PhysioCode (i3d)

## Coleta dos dados

A coleta de dados ocorreu em dois dias diferentes, com intervalo mínimo de uma semana, e os mesmos procedimentos para mensuração de força foram repetidos em ambos os dias. Dois examinadores realizaram as coletas dos dados de forma independente com os dois dinamômetros. Os dados foram repassados a um terceiro pesquisador, cegado quanto aos procedimentos, que reteve a informação e realizou a análise dos dados. Os examinadores não tiveram acesso aos dados após o seu registro até a conclusão dos procedimentos. Os dois examinadores que realizaram as coletas eram adultos jovens do sexo masculino e estudantes do curso de fisioterapia dos últimos períodos. Eles não possuíam experiência prévia com esse tipo de avaliação, mas foram submetidos a um dia de treinamento antes de iniciarem as coletas de dados.

A capacidade máxima de produção de força isométrica dos músculos extensores de joelho foi avaliada com o participante sentado na beirada da maca com os quadris e joelhos fletidos a 90°. O dinamômetro foi posicionado na parte anterior da perna, cinco centímetros acima da linha média entre os maléolos. Utilizou-se uma faixa para fixação do dinamômetro e contenção do movimento de extensão de joelho durante a realização do teste (Figura 2a) (Bohannon, 2012). O participante permaneceu com os braços cruzados na altura do peito e com a coluna ereta enquanto realizava contração voluntária máxima para estender o joelho por cinco segundos com incentivo verbal do examinador.

A capacidade máxima de produção de força isométrica dos músculos flexores de joelho foi avaliada com o participante posicionado em decúbito ventral na maca, com os quadris em neutro e o joelho a ser testado fletido a 90°. O dinamômetro foi posicionado na parte posterior da perna, cinco centímetros superior à linha média entre os maléolos (Bohannon *et al.*, 2012). Utilizou-se uma faixa para fixação do dinamômetro e contenção do movimento de flexão de joelho durante a realização do teste (Figura2b) (Whiteley *et al.*, 2012; Florencio *et al.*, 2019). O participante foi orientado a permanecer com os braços estendidos ao lado do corpo enquanto realizava contração voluntária máxima para fletir o joelho por cinco segundos com incentivo verbal do examinador.

As avaliações de força dos flexores e extensores de joelho foram realizadas apenas do lado dominante de cada participante, o que foi definido perguntando para o participante com qual perna ele ou ela chutaria uma bola. A medida foi realizada três vezes com cada dinamômetro, com um intervalo de 30 segundos entre cada repetição com o mesmo dinamômetro e com um intervalo de cinco minutos entre os dinamômetros (Kato & Isozaki, 2014). Foram registrados picos de força durante cada repetição. A ordem de avaliação entre os dinamômetros foi aleatorizada.

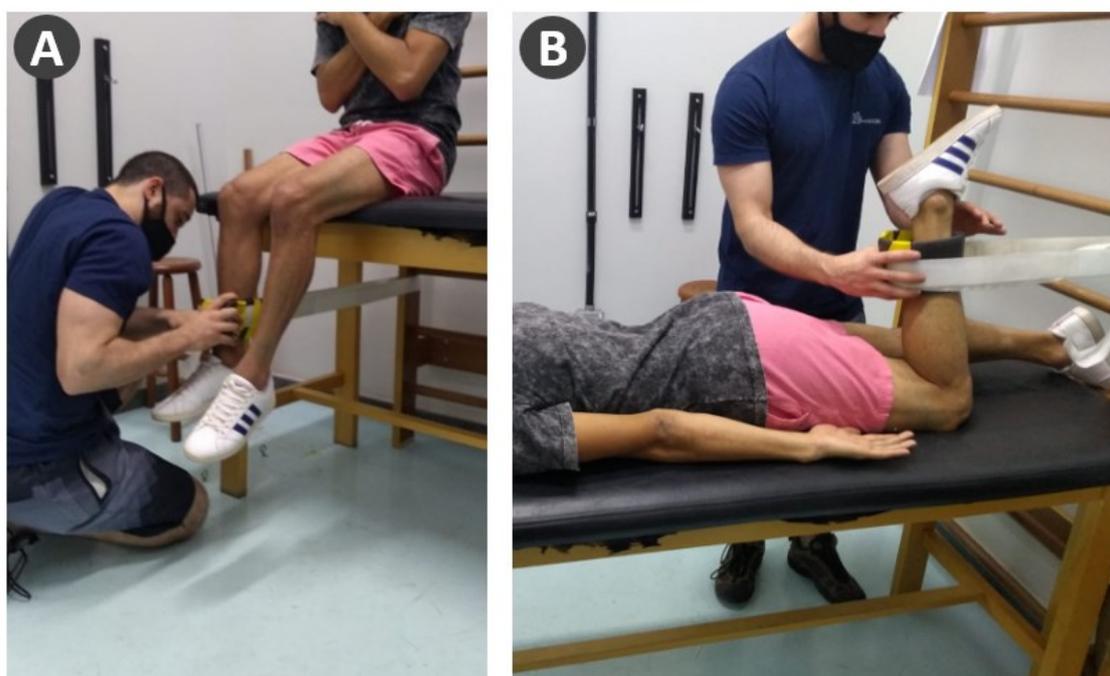


Figura 2. Posição das mensurações da capacidade de produção de força dos músculos do joelho com os dinamômetros manuais. (A) Músculos extensores e (B) Músculos flexores.

### Análise estatística

Foram realizadas medidas de tendência central e de dispersão dos dados. Em seguida, o teste de Shapiro–Wilk foi utilizado para verificar se os dados apresentavam distribuição normal, o que foi confirmado. O coeficiente de correlação de Pearson e a raiz do erro quadrático médio foram utilizados para avaliar a validade concorrente do dinamômetro PhysioCode com o MicroFet. Os gráficos de Bland-Altman foram utilizados para identificar a presença de erros sistemáticos. Como medida relativa de confiabilidade teste-reteste, foi empregado o Índice de Correlação Intraclasse ( $ICC_{2,1}$  e  $ICC_{2,k}$ ) e seus intervalos de confiança a 95% ( $IC_{95\%}$ ). Para análise da variação

absoluta dos resultados teste-reteste dos dinamômetros, foram empregados o erro padrão da medida e a mudança mínima detectável (Atkinson e Nevill, 1998). A validade e a confiabilidade foram testadas para as medidas isoladas, média das duas primeiras medidas, média das três medidas e também para o valor máximo obtido com cada dinamômetro. As medidas foram consideradas válidas caso apresentassem índices superiores a 0,7, sem a presença de erros sistemáticos (Bland e Altman, 1990; Buckinx *et al.*, 2017), e confiáveis caso apresentassem índices superiores a 0,7, abrangendo os limites inferiores de seus IC<sub>95%</sub> (Portney e Watkins, 2000).

## Resultados

Trinta e quatro indivíduos (20 mulheres e 14 homens) com idade média de 23,2 anos (desvio padrão (DP) 3,9) e índice de massa corporal médio de 21,9 kg/m<sup>2</sup> (DP 2,8) participaram deste estudo. A média das medidas de força máxima de extensores de joelho obtidas com o dinamômetro Microfet foi de 30,2 kgf (DP 7,7), enquanto com o dinamômetro Physiocode foi de 30,0 kgf (DP 7,2). Já para os flexores de joelho, a média de força máxima foi de 14,7 kgf (DP 3,8) com o Microfet e de 14,4 kgf (DP 3,2) com o Physiocode (Tabela 1). Os resultados da validade concorrente estão disponíveis na Tabela 2. Todas as medidas realizadas com o dinamômetro Physiocode apresentaram forte correlação com as medidas realizadas com o dinamômetro Microfet. A raiz do erro quadrático médio apresentou valor mínimo de 1,8 kgf e máximo de 5 kgf. Não foram observados erros sistemáticos nos gráficos de Bland-Altman (Figura 3).

Tabela 1. Média (DP) das medidas de força com cada dinamômetro

Dinamômetros		Medida 1	Medida 2	Medida 3	Média (2)	Média (3)	Máxima
Flexores	Physiocode	13.5 (3.0)	13.9 (3.0)	13.8 (3.3)	13.7 (2.9)	13.7 (2.9)	14.4 (3.2)
	Microfet	13.6 (3.5)	13.8 (3.8)	13.7 (3.7)	13.7 (3.5)	13.7 (3.5)	14.7 (3.8)
Exensores	Physiocode	27.9 (7.4)	28.1 (7.3)	28.7 (7.4)	28.2 (7.2)	28.0 (7.2)	30.0 (7.2)
	Microfet	28.1 (7.7)	28.7 (7.6)	28.6 (8.0)	28.5~e (7.6)	28.4 (7.5)	30.2 (7.7)

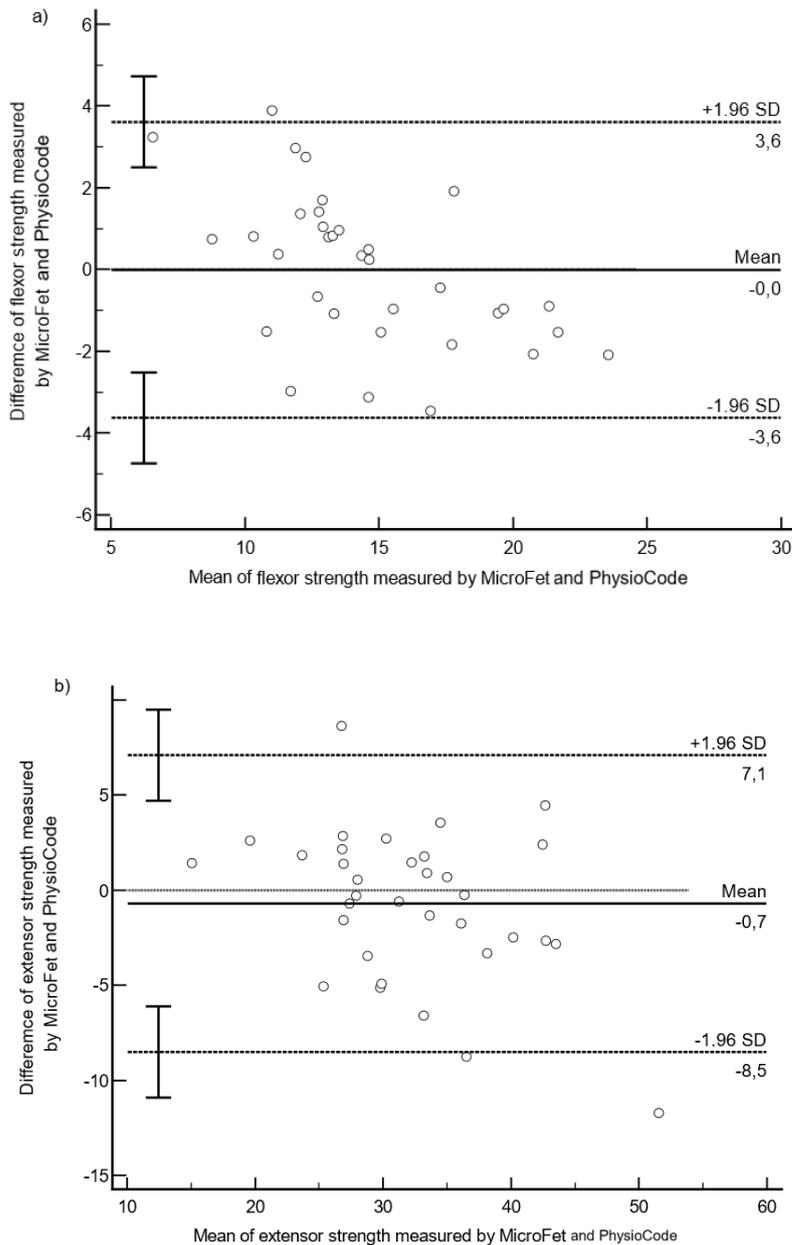
Legenda: Média (2) = Média de duas mensurações; Média (3) = Média de três mensurações; Máxima: Força máxima obtida nas três mensurações. Valores em kgf.

Tabela 2. Valores de Pearson (Raiz do Erro Quadrático Médio) para a correlação entre os dinamômetros

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Média (2)	Média (3)	Máxima
<b>Flexores</b>	0.89 (2.2)	0.87 (2.2)	0.89 (2.1)	0.92 (1.8)	0.92 (1.8)	0.92 (2.1)
<b>Extensores</b>	0.84 (4.8)	0.87 (3.7)	0.85 (5.0)	0.88 (3.9)	0.88 (4.0)	0.88 (4.6)

Legenda: Média (2) = Média de duas mensurações; Média (3) = Média de três mensurações; Máxima: Força máxima obtida nas três mensurações. Valores da raiz do erro quadrático médio em kgf.

Figura 3. Bland-Altman para a média das três mensurações da força dos músculos (a) flexores e (b) extensores do joelho, realizada por ambos os dinamômetros.



A Tabela 3 apresenta os resultados de confiabilidade teste-reteste das medidas de força dos extensores e flexores de joelho dos dois dinamômetros. Em geral, as médias de duas e de três medidas apresentaram melhores valores de confiabilidade teste-reteste para os dois dinamômetros e para os dois grupos musculares testados.

Tabela 3. Valores do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC<sub>95%</sub>) para as medidas de força dos músculos flexores e extensores do joelho por cada um dos dinamômetros.

		Medida 1	Medida 2	Medida 3	Média (2)	Média (3)	Máxima
<b>FLEXOR</b>	Physiocode	0.83	0.80	0.77	0.88	0.91	0.82
	ICC <sub>95%</sub>	0.69 - 0.91	0.64 - 0.89	0.59 - 0.88	0.78 - 0.94	0.81 - 0.95	0.67 - 0.95
	Microfet	0.78	0.57	0.66	0.81	0.82	0.76
	ICC <sub>95%</sub>	0.59 - 0.88	0.29 - 0.76	0.42 - 0.81	0.64 - 0.91	0.64 - 0.91	0.56 - 0.87
<b>EXTENSOR</b>	Physiocode	0.68	0.80	0.74	0.86	0.87	0.78
	ICC <sub>95%</sub>	0.45 - 0.83	0.64 - 0.90	0.53 - 0.86	0.73 - 0.93	0.75 - 0.94	0.61 - 0.88
	Microfet	0.83	0.86	0.78	0.93	0.92	0.80
	ICC <sub>95%</sub>	0.69 - 0.91	0.74 - 0.93	0.61 - 0.94	0.85 - 0.96	0.84 - 0.96	0.64 - 0.90

Legenda: Média (2) = Média de duas mensurações; Média (3) = Média de três mensurações; Máxima: Força máxima obtida nas três mensurações.

Por fim, as medidas do erro padrão da mensuração e a mudança mínima detectável encontram-se expostas na Tabela 4.

Tabela 4. Valores do Erro Padrão da Mensuração (EPM) e a mudança mínima detectável (MMD), em kilograma-força, para as medidas dos dois dinamômetros.

		PhysioCode		MicroFet	
		<b>EPM</b>	<b>MMD</b>	<b>EPM</b>	<b>MMD</b>
<b>Flexor</b>	Medida 1	1.49	4.14	2.22	6.16
	Medida 2	1.58	4.38	2.95	8.19
	Medida 3	1.64	4.53	2.62	7.25
	Média (2)	1.06	2.94	1.91	5.31
	Média (3)	1.04	2.88	1.89	5.24
	Máxima	1.52	4.20	2.34	6.48
	<b>Extensor</b>	Medida 1	3.99	11.05	3.61
Medida 2		3.20	8.88	2.86	7.92
Medida 3		3.48	9.65	4.33	12.02
Média (2)		2.53	7.01	2.27	6.30
Média (3)		2.47	6.86	2.36	6.55
Máxima		3.23	8.95	4.05	11.24

Legenda: Média (2) = Média de duas mensurações; Média (3) = Média de três mensurações; Máxima: Força máxima obtida nas três mensurações.

## Discussão

O dinamômetro PhysioCode apresentou excelentes níveis de validade concorrente com o dinamômetro Microfet para avaliação da força dos músculos do joelho em todas as medidas testadas. No entanto, em relação à confiabilidade teste-reteste, as médias de duas e de três medidas apresentaram melhores níveis de confiabilidade do que as medidas isoladas para os dois dinamômetros. As médias de duas e de três medidas do dinamômetro PhysioCode apresentaram erro padrão de medida de aproximadamente 1 kgf para os músculos flexores de joelho e de aproximadamente 2,5 kgf para os músculos extensores de joelho.

O dinamômetro Physiocode apresentou excelentes níveis de validade concorrente para todas as medidas e excelente níveis de confiabilidade teste-reteste para as médias de duas e de três medidas de força do joelho. No entanto, os intervalos de confiança de 95% dos índices de confiabilidade das medidas isoladas incluíram valores inferiores a 0,7. Resultados semelhantes foram encontrados para o dinamômetro Microfet. Em concordância, Katoh e Isozaki (2014) observaram que a média de três medidas apresentou melhores níveis de confiabilidade para a mensuração da força dos extensores de joelho. A média de pelo menos duas medidas tende a aproximar-se mais do resultado real de variáveis que apresentam maior variabilidade (Portney e Watkins, 2000), como a força máxima de músculos que apresentam grande capacidade de gerar tensão, como os músculos do joelho (Mentiplay *et al.*, 2015; Bohannon *et al.*, 2012; Chamorro *et al.*, 2017). Dessa forma, apesar da realização de apenas uma medida aumentar a praticidade da avaliação, os resultados do presente estudo indicam que as médias de duas ou de três medidas devem ser utilizadas em ambientes clínicos.

As médias de duas e de três medidas do dinamômetro PhysioCode apresentaram erro padrão de medida de aproximadamente 1 kgf para os músculos flexores de joelho e de aproximadamente 2,5 kgf para os músculos extensores de joelho. A maior capacidade de geração de força dos extensores em relação aos flexores de joelho ajuda a explicar essa diferença (Mentiplay *et al.*, 2015; Sabino *et al.*, 2016). Além disso, os erros padrões das medidas correspondem a apenas 7 e 11% da capacidade máxima de geração de força dos flexores e extensores de joelho, respectivamente, e, portanto, podem ser considerados discretos. Já a mudança mínima detectável variou de 2,88 a 5,24 kgf para os flexores e de 6,30 a 7,01 kgf para

os extensores de joelho. Esses valores devem ser considerados por estudos futuros e em ambientes clínicos quando o dinamômetro PhysioCode for utilizado para verificar a eficácia de intervenções que tenham como objetivo aumentar a capacidade de geração de força dos músculos do joelho (Kottner *et al.*, 2016).

Foi considerado um índice de 0,7 para as medidas relativas de validade e confiabilidade. Apesar de estudos prévios terem considerado índices menores que 0,7 como suficientes para recomendação do uso de alguns instrumentos em ambientes clínicos (Mukaka, 2012; Buckinx *et al.*, 2017), optamos por um ponto de corte mais elevado pois as diferentes demandas e contextos clínicos podem reduzir o nível de cuidado e rigor com o método de avaliação proposto e assim afetar a precisão da medida (Kottner *et al.*, 2011; Koo e Li, 2016).

O presente estudo não está isento de limitações. A amostra foi constituída apenas por indivíduos saudáveis. Dessa forma, os resultados devem ser extrapolados para populações com condições de saúde que comprometam a função dos músculos do joelho com cautela. Finalmente, é possível que os níveis de validade e de confiabilidade do dinamômetro PhysioCode para outros grupos musculares sejam diferentes, o que deverá ser investigado por estudos futuros. Escolhemos os músculos do joelho devido à sua grande capacidade de geração de força e importância para o desempenho de atividades em cadeia fechada, como agachar, andar e correr (Bohannon *et al.*, 2012; Chopp-Hurley *et al.*, 2019)

## **Conclusão**

O dinamômetro manual PhysioCode mostrou-se válido e confiável para mensuração da força isométrica dos músculos flexores e extensores do joelho. A média de duas e de três medidas apresentaram melhores níveis de confiabilidade teste-reteste e por isso devem ser utilizadas em ambientes clínicos e em estudos futuros.

## **Referências**

Aguiar LT, Martins JC, Quintino LF, de Brito SAF, Teixeira-Salmela LF, de Moraes Faria CDC. A Single Trial May Be Used for Measuring Muscle Strength with Dynamometers in Individuals with Stroke: A Cross-Sectional Study. *PM R.* 2019;11(4):372-378.

Ameeduzzafar, Alruwaili NK, Rizwanullah M, *et al.* 3D Printing Technology in Design of Pharmaceutical Products. *Curr Pharm Des.* 2018;24(42):5009-5018.

Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing Medidament error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 26(4):217-38, 1998.

Bland JM, Altman DG. A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of Medidament. *Comput Biol Med;*20:337e40, 1990.

Bohannon RW, Andrews AW. Accuracy of Spring and Strain Gauge Hand-held Dynamometers. *J Orthop Sports Phys Ther;*10(8):323-325, 1989.

Bohannon RW, Kindig J, Sabo G, Duni AE, Cram P. Isometric knee extension force Medidad using a handheld dynamometer with and without belt-stabilization. *Physiother Theory Pract;*28(7):562-568, 2012.

Bohannon RW. Hand-held dynamometry: A practicable alternative for obtaining objective Medidas of muscle strength. *Isokinet Exerc Sci;*20(4):301–315, 2012.

Buckinx F, Croisier JL, Reginster JY, *et al.* Reliability of muscle strength Medidas obtained with a hand-held dynamometer in an elderly population. *Clin Physiol Funct Imaging;*37(3):332-340, 2017.

Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Med (Wars);*12:359-375, 2017.

Choonara YE, du Toit LC, Kumar P, Kondiah PP, Pillay V. 3D-printing and the effect on medical costs: a new era? *Expert Rev Pharmacoecon Outcomes Res;*16(1):23-32, 2016.

Chopp-Hurley JN, Wiebenga EG, Gatti AA, Maly MR. Investigating the Test-Retest Reliability and Validity of Hand-Held Dynamometry for Measuring Knee Strength in Older Women with Knee Osteoarthritis. *Physiother Can;*71(3):231-238, 2019.

Coldham F, Lewis J, Lee H. The reliability of one vs. three grip trials in symptomatic and asymptomatic subjects. *J Hand Ther;*19(3):318-26, 2006.

Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods;*39(2):175-19, 2007.

Florencio LL, Martins J, da Silva MRB, da Silva JR, Bellizzi GL, Bevilaqua-Grossi D. Knee and hip strength Medidaments obtained by a hand-held dynamometer stabilized by a belt and an examiner demonstrate parallel reliability but not agreement. *Phys Ther Sport;*38:115-122, 2019.

Hulley SB, Cummings SR, Browner WS, Grady D, Newman TB. Designing clinical research: an epidemiologic approach. 4th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. Appendix 6C, page 79, 2013.

Katoh M, Isozaki K. Reliability of Isometric Knee Extension Muscle Strength Medidaments of Healthy Elderly Subjects Made with a Hand-held Dynamometer and a Belt. *J Phys Ther Sci;*26(12):1855-1859, 2014.

Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*;15(2):155-163, 2016.

Kottner J, Audigé L, Brorson S, Donner A, Gajewski BJ, Hróbjartsson A, Roberts C, Shoukri M, Streiner DL. Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *J Clin Epidemiol*;64(1):96-106, 2011.

Kuroda Y, Young M, Shoman H, Punnoose A, Norrish AR, Khanduja V. Advanced rehabilitation technology in orthopaedics-a narrative review. *Int Orthop*;45(8):1933-1940, 2021.

Lesnak J, Anderson D, Farmer B, Katsavelis D, Grindstaff TL. Validity of hand-held dynamometry in measuring quadriceps strength and rate of torque development. *Int J Sports Phys Ther*;14(2):180-187, 2019.

Liederbach M, Kremenec IJ, Orishimo KF, Pappas E, Hagins M. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*;42(5):1089-1095, 2014.

Martins JC, Aguiar LT, Lara EM, *et al.* Assessment of the strength of the lower limb muscles in subjects with stroke with portable dynamometry: a literature review. *Fisioter Mov*;29(1):193-208, 2016.

Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, *et al.* Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. *PLoS One*;10(10):e0140822, 2015.

Mukaka MM. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J*;24(3):69-71, 2012.

Benfica PDA, Aguiar LT, Brito SAF, Bernardino LHN, Teixeira-Salmela LF, Faria CDCM. Reference values for muscle strength: a systematic review with a descriptive meta-analysis. *Braz J Phys Ther*;22(5):355-369, 2018.

Portney LG, Watkins MP. Foundations of clinical research: application to practice. New Jersey: PrenticeHall; 2000.

Øiestad BE, Juhl CB, Eitzen I, Thorlund JB. Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*;23(2):171-7, 2015.

Sabino GS, Felício DC, Guimarães CG *et al.* Validity analysis of one-repetition Máximastrength test for determining the hamstrings-to-quadriceps ratio, Motriz; 22 (3):133-137, 2016.

Secoli SR, Nita ME, Ono-Nita SK, Nobre M. Avaliação de tecnologia em saúde: II. A análise de custo-efetividade [Health technology assessment: II. Cost effectiveness analysis]. *Arq Gastroenterol*;47(4):329-33, 2010.

Senkoylu A, Daldal I, Cetinkaya M. 3D printing and spine surgery. *J Orthop Surg (Hong Kong)*;28(2):2309499020927081, 2020.

Silva BBC, Venturato ACT, Aguiar LT, Filho LFRM, Faria CDCM, Polese JC. Validity and reliability of the Modified Sphygmomanometer Test with fixed stabilization for clinical Medidament of muscle strength. *J Bodyw Mov Ther*;23(4):844-849, 2019.

Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R*;3(5):472-479, 2011.

Suchomel TJ, Nimphius S, Stone MH. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Med*;46(10):1419-49, 2016.

Sung KS, Yi YG, Shin HI. Reliability and validity of knee extensor strength measurements using a portable dynamometer anchoring system in a supine position. *BMC Musculoskelet Disord*;20(1):320, 2019.

Wang DXM, Yao J, Zirek Y, Reijnierse EM, Maier AB. Muscle mass, strength, and physical performance predicting activities of daily living: a meta-analysis. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*;11(1):3-25, 2020.

Whiteley R, Jacobsen P, Prior S, Skazalski C, Otten R, Johnson A. Correlation of isokinetic and novel hand-held dynamometry measures of knee flexion and extension strength testing. *J Sci Med Sport*;15(5):444-450, 2012.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente tese foi constituída de três estudos que possuem em comum o desenvolvimento de instrumentos e metodologias para mensurações quantitativas práticas e acessíveis na Fisioterapia, as quais, segundo critérios atuais de análise da evidência e determinação de recomendação em saúde, apontam que são necessárias essas considerações para que uma recomendação forte de um instrumento ou método diagnóstico possa ser justificada (Guyatt *et al.*, 2008a).

No primeiro estudo foi possível constatar que o aplicativo PhysioCode posture se mostrou válido e confiável para a mensuração da postura do joelho em vista anterior. Foi observado também que a ausência de marcadores externos não influenciou na precisão das medidas. No segundo estudo foi desenvolvida uma palmilha sensorizada durável e de baixo custo. Sua construção propiciou *insights* que podem ser empregados no desenvolvimento de outros equipamentos futuros. A palmilha sensorizada se mostrou válida e confiável para mensuração das forças verticais de reação do solo durante a marcha, todavia há uma dispersão dos valores no médio apoio, o que não afeta as considerações anteriores. Por fim, o dinamômetro PhysioCode, impresso em impressora 3D se mostrou também válido e confiável, mas nesse último caso, a simplificação das medidas, através do uso de uma única medida de força, não foi considerada apropriada para o emprego clínico, carecendo, portanto, da realização da média de mais de uma medida para se obter dados mais consistentes em mensurações repetidas. Acredita-se que isto seja em decorrência da grande capacidade de produção de força das musculaturas testadas, particularmente para esse público analisado.

Conforme apresentado os instrumentos propostos foram desenvolvidos e validados utilizando métodos de análise mais simples possíveis. Espera-se que os instrumentos apresentados sejam utilizados futuramente pelos profissionais da área para auxiliarem em sua prática em busca dos melhores cuidados do paciente. Além disso, esperamos que os instrumentos sejam utilizados em estudos futuros que envolvam a avaliação da postura, marcha e força muscular, o que tornará a proposta da presente tese de fato exitosa.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aguiar LT, Martins JC, Quintino LF, de Brito SAF, Teixeira-Salmela LF, de Moraes Faria CDC. A Single Trial May Be Used for Measuring Muscle Strength With Dynamometers in Individuals With Stroke: A Cross-Sectional Study. *PM&R*, 11(4):372–378, 2019

Ahmed I, Ishtiaq S. Reliability and validity: Importance in Medical Research. *Journal of the Pakistan Medical Association*, 71(10):2401–2406, 2021.

Armstrong RA. Should Pearson's correlation coefficient be avoided? *Ophthalmic and Physiological Optics*, 39(5):316–327, 2019.

Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports medicine*, 26(4):217–238, 1998.

Benson J, Clark F. A guide for instrument development and validation. *Am J Occup Ther*. 36(12):789-800, 1982.

Bittencourt NF, Meeuwisse WH, Mendonça LD, Nettel-Aguirre A, Ocarino JM, Fonseca ST. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept. *British journal of sports medicine*, 50(21):1309–1314, 2016.

Bland JM, Altman DG. A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. *Computers in biology and medicine*, 20(5):337–340, 1990.

Bohannon RW, Kindig J, Sabo G, Duni AE, Cram P. Isometric knee extension force measured using a handheld dynamometer with and without belt-stabilization. *Physiotherapy theory and practice*, 28(7):562–568, 2012.

Bohannon RW. Hand-held dynamometry: A practicable alternative for obtaining objective measures of muscle strength. *Isokinet Exerc Sci*.20(4):301–15, 2012.

Bonato P Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2(1):1–4, 2005.

Campbell SK. Measurement and technical skills-neglected aspects of research education. *Physical Therapy*, 61(4):523–524, 1981.

Choonara YE, du Toit LC, Kumar P, Kondiah PP, Pillay V. 3D-printing and the effect on medical costs: a new era? *Expert review of pharmacoeconomics & outcomes research*, 16(1):23–32, 2016.

Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (COFFITO). **RESOLUÇÃO Nº. 80, DE 9 DE MAIO DE 1987**. Disponível em: <https://www.coffito.gov.br/nsite/?p=2837>. Acesso em: 28 jun. 2022.

Cookson R, Mirelman AJ, Griffin S, Asaria M, Dawkins B, Norheim OF, Verguet S, J Culyer A. Using Cost-Effectiveness Analysis to Address Health Equity Concerns. *Value in Health*, 20(2):206–212, 2017.

DeFroda SF, Thigpen CA, Kriz PK. Two-Dimensional Video Analysis of Youth and Adolescent Pitching Biomechanics: A Tool For the Common Athlete. *Current Sports Medicine Reports*, 15(5):350–358, 2016.

Dunn A, Grosse SD, Zuvekas SH. Adjusting Health Expenditures for Inflation: A Review of Measures for Health Services Research in the United States. *Health services research*, 53(1):175–196, 2018.

Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *Br J Sports Med*, 45(1):553–558, 2010.

Ferrari A, Cutti AG, Cappello A. A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. *Gait & posture*, 31(4):540–542, 2010.

Finkbiner MJ, Gaina KM, McRandall MC, Wolf MM, Pardo VM, Reid K, Adams B, Galen SS. *Video Movement Analysis Using Smartphones (ViMAS): A Pilot Study. JoVE (Journal of Visualized Experiments)*,(121):e54659, 2017

Firminger CR, Vernillo G, Savoldelli A, Stefanyshyn DJ, Millet GY, Edwards WB. Joint kinematics and ground reaction forces in overground versus treadmill graded running. *Gait & posture*, 63:109–113, 2018.

Fisher NM, Gresham GE, Abrams M, Hicks J, Horrigan D, Pendergast DR. Quantitative effects of physical therapy on muscular and functional performance in subjects with osteoarthritis of the knees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(8):840–847, 1993.

Giavarina D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia medica*, 25(2):141–151, 2015.

Gopalakrishna G, Mustafa RA, Davenport C, Scholten RJ, Hyde C, Brozek J, Schünemann HJ, Bossuyt PM, Leeflang MM, Langendam MW. Applying Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation (GRADE) to diagnostic tests was challenging but doable. *Journal of clinical epidemiology*, 67(7):760–768, 2014.

Guyatt GH, Oxman AD, Kunz R, Falck-Ytter Y, Vist GE, Liberati A, Schünemann HJ; GRADE Working Group. Going from evidence to recommendations. *BMJ*, 336(7652):1049–1051, 2008a.

Guyatt GH, Oxman AD, Vist GE, Kunz R, Falck-Ytter Y, Alonso-Coello P, Schünemann HJ; GRADE Working Group. GRADE: an emerging consensus on rating quality of evidence and strength of recommendations. *BMJ*, 336(7650):924–926, 2008b.

Haigh R, Tennant A, Biering-Sørensen F, Grimby G, Marincek C, Phillips S, Ring H, Tesio L, Thonnard JL. The use of outcome measures in physical medicine and rehabilitation within Europe. *Journal of rehabilitation medicine*, 33(6):273–278, 2001.

Hetherington VJ, Carnett J, Patterson BA. Motion of the first metatarsophalangeal joint. *The journal of foot surgery*, 28(1):13–19, 1989.

Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilaqua-Gossi, D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter*, 9(3):327–34, 2005.

Jette DU, Halbert J, Iverson C, Miceli E, Shah P. Use of standardized outcome measures in physical therapist practice: perceptions and applications. *Physical therapy*, 89(2):125–135, 2009.

Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of chiropractic medicine*, 15(2):155–163, 2016.

Kottner J, Audigé L, Brorson S, Donner A, Gajewski BJ, Hróbjartsson A, Roberts C, Shoukri M, Streiner DL. Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *J Clin Epidemiol.*;64(1):96-106, 2011.

Krause DA, Boyd MS, Hager AN, Smoyer EC, Thompson AT, Hollman JH. Reliability and accuracy of a goniometer mobile device application for video measurement of the functional movement screen deep squat test. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(1):37, 2015.

Kuroda Y, Young M, Shoman H, Punnoose A, Norrish AR, Khanduja V. Advanced rehabilitation technology in orthopaedics - a narrative review. *International Orthopaedics*, 45(8):1933–1940, 2021.

Lewko JH. Current practices in evaluating motor behavior of disabled children. *Am J Occup Ther*. 30(7):413-9, 1976.

Martins JC, Aguiar LT, Lara EM, *et al.* Assessment of the strength of the lower limb muscles in subjects with stroke with portable dynamometry: A literature review. *Fisioterapia em Movimento*, 29:193–208, 2016.

Meeuwisse WH, Tyreman H, Hagel B, *et al.* A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clinical journal of sport medicine*, 17(3):215–219, 2007.

Michelini A, Eshraghi A, Andrysek J. Two-dimensional video gait analysis: A systematic review of reliability, validity, and best practice considerations. *Prosthetics and Orthotics International*, 44(4):245–262, 2020.

Michels E. Measurement in physical therapy. On the rules for assigning numerals to observations. *Physical therapy*, 63(2):209–215, 1983.

Mueller MJ, Maluf KS. Tissue adaptation to physical stress: a proposed "Physical Stress Theory" to guide physical therapist practice, education, and research. *Physical therapy*, 82(4):383–403, 2002.

Mirelman A, Shema S, Maidan I, Hausdorff JM. Gait. *Handbook of clinical neurology*, 159:119–134, 2018.

Mulley AG, Trimble C, Elwyn G. Stop the silent misdiagnosis: patients' preferences matter. *BMJ*. 8;345:e6572, 2012.

Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P & Hewett TE. Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, 38(10):2025–2033, 2010.

Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait & posture*, 7(1):77–95, 1998.

Øiestad BE, Juhl CB, Eitzen I, Thorlund JB. Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and cartilage*, 23(2):171–177, 2015.

Peterson S, Shepherd M, Farrell J, Rhon DI. The Blind Men, the Elephant, and the Continuing Education Course: Why Higher Standards Are Needed in Physical Therapist Professional Development. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, (0):1–14, 2022.

Pipkin A, Kotecki K, Hetzel S, Heiderscheid B. Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(7):556–561, 2016.

Portney LG, Watkins MP. Foundations of clinical research: application to practice. *New Jersey*: Prentice Hall; 2000.

Ramirez-Bautista JA, Huerta-Ruelas JA, Chaparro-Cardenas SL & Hernandez-Zavala A 2017 A Review in Detection and Monitoring Gait Disorders Using In-Shoe Plantar Measurement Systems. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 10:299–309, 2017.

Sabino GS, Felício DC, Guimarães CG *et al.* Validity analysis of one-repetition maximum strength test for determining the hamstrings-to-quadriceps ratio. *Motriz* 22:133–137, 2016.

Sabino GS, Ferraz de Souza LA, Ribeiro T, Antunes Nascimento DH, Santos Vimieiro CB, Resende RA. Validity and reliability of a smartphone application for knee posture quantification and the effects of external markers on the precision of this measure. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 28:42–48, 2021.

Sabino GS, Coelho CM, Sampaio RF. Utilização da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde na avaliação fisioterapêutica de indivíduos com problemas musculoesqueléticos nos membros inferiores e região lombar. *Acta Fisiátr.* 15(1):24-30, 2008.

Salomon JA, Weinstein MC, Goldie SJ. Taking account of future technology in cost effectiveness analysis. *BMJ*, 329(7468):733–736, 2004.

Secoli SR, Nita ME, Ono-Nita SK, Nobre M. Avaliação de tecnologia em saúde: II. A análise de custo-efetividade [Health technology assessment: II. Cost effectiveness analysis]. *Arq Gastroenterol*, 47(4):329-33, 2010.

Senkoylu A, Daldal I, Cetinkaya M. 3D printing and spine surgery. *J Orthop Surg (Hong Kong)*;28(2):2309499020927081, 2020.

Silva BBC, Venturato ACT, Aguiar LT, Filho LFRM, Faria CDCM, Polese JC. Validity and reliability of the Modified Sphygmomanometer Test with fixed stabilization for clinical measurement of muscle strength. *Bodywork and Movement Therapies*, 23(4):844–849, 2019.

Stacey D, Légaré F, Lewis K, Barry MJ, Bennett CL, Eden KB, Holmes-Rovner M, Llewellyn-Thomas H, Lyddiatt A, Thomson R, Trevena L. Decision aids for people facing health treatment or screening decisions. *Cochrane Database Syst Rev*. Apr 12;4(4):CD001431, 2017.

Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM&R*, 3(5): 472–479, 2011.

Tahir AM, Chowdhury MEH, Khandakar A, Al-Hamouz S, Abdalla M, Al-Emadi N A Systematic Approach to the Design and Characterization of A Smart Insole for Detecting Vertical Ground Reaction Force (vGRF) in Gait Analysis. *Sensors (Basel)* 20(4): 957, 2020.

Tan Y, Ivanov K, Mei Z, Li H, Li H, Lubich L, Wang C, Wang L A Soft Wearable and Fully-Textile Piezoresistive Sensor for Plantar Pressure Capturing. *Micromachines (Basel)*. 12(2):0, 2021.

Taylor AJ, Kerry R. When Chronic Pain Is Not "Chronic Pain": Lessons From 3 Decades of Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(8):515–517, 2017.

Thornton J, Alderson P, Tan T, Turner C, Latchem S, Shaw E, *et al.* Introducing GRADE across the NICE clinical guideline program. *Journal of Clinical Epidemiology*, 66(2):124–131, 2013.

Ustün TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. *Disability and rehabilitation*, 25(11-12):565–571, 2003.

Vicenzino B. Foot orthotics in the treatment of lower limb conditions: a musculoskeletal physiotherapy perspective. *Manual therapy*, 9(4):185–196, 2004.

Wade DT. Outcome measures for clinical rehabilitation trials: impairment, function, quality of life, or value? *Am J Phys Med Rehabil*;82(10 Suppl):S26-31, 2003.

Zheng N, Barrentine SW. Biomechanics and motion analysis applied to sports. . *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 11(2):309–322, 2000.

Zulkifli SS & Loh WP A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot Ankle Surgery*, 26(1): 25-32, 2020.

Whiteley R, Jacobsen P, Prior S, Skazalski C, Otten R, Johnson A. Correlation of isokinetic and novel hand-held dynamometry measures of knee flexion and extension strength testing. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(5):444–450, 2012.

## APÊNDICE A – Comprovação de Aprovação do Estudo Pelo Comitê de Ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DA EMENDA

**Título da Pesquisa:** Validade e Confiabilidade de um Instrumento para Avaliação Clínica do Movimento Humano

**Pesquisador:** Renan Alves Resende

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 00890818.8.0000.5149

**Instituição Proponente:** Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 5.137.582

#### Apresentação do Projeto:

Avaliações precisas e detalhadas são importantes para tomada de decisões na prática diária do fisioterapeuta. Assim, o objetivo do presente estudo é validar e empregar um Sistema de Baixo Custo para Análise de Movimento (SBCAM) capaz de mensurar parâmetros cinemáticos e cinéticos no ambiente clínico. O SBCAM consiste em uma esteira ergométrica comum, instrumentada com uma plataforma de força e um sistema de análise de movimento tridimensional, composto por um sensor de movimento, semelhante ao encontrado em celulares e que medem inclinações ou acelerações. A confiabilidade intra e interexaminador do instrumento, bem como a validade será avaliada por medidas repetidas, realizadas por dois avaliadores treinados e com experiência em análise de marcha. Após a validação para análise de suas propriedades de medida, o sistema será empregado clinicamente em testes rotineiros realizados na Fisioterapia para agrupar dados e favorecer o entendimento do movimento humano. O estudo contará com a participação de indivíduos adultos saudáveis, que deverão comparecer 2 vezes ao laboratório de movimento.

A emenda solicita a inserção de mais uma medida no projeto de pesquisa, a medida de força da coxa de membros inferiores, pela justificativa do dado complementar a compreensão da condição do indivíduo no sistema de avaliação proposto.

#### Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Verificar a validade e a confiabilidade de um instrumento clínico prático e

**Endereço:** Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º Andar Sala 2005 Campus Pampulha  
**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901  
**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE  
**Telefone:** (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 3.006.449

Objetivo Secundário:

Verificar o emprego desse recurso simplificado de análise do movimento na clínica.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Segundo os autores:

"Riscos:

Esta pesquisa causa risco mínimo à integridade dos participantes, isto é, o mesmo risco existente em atividades esportivas usuais. O principal risco é a queda do participante enquanto ele estiver andando ou correndo na esteira. Para reduzir esse risco, apenas participantes com experiência prévia em caminhada e/ou corrida na esteira serão incluídos no estudo e a velocidade de caminhada e corrida será aumentada de maneira gradual, pelo próprio participante sob supervisão do avaliador e o participante será solicitado a caminhar e correr apenas na velocidade que considerar mais confortável para ele.

Benefícios:

Todos os participantes receberão um relatório fisioterapêutico detalhado com os dados de sua avaliação e orientações, caso necessário. Se comprovado a validade do sistema por meio desta pesquisa, os participantes, bem como toda a população, poderão se beneficiar de análises fisioterapêuticas mais apuradas no futuro.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa de validação de um instrumento de avaliação clínica do movimento. Procedimentos bem descritos e viáveis.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos os termos de apresentação obrigatória foram apresentados.

**Recomendações:**

Sou a favor, S.M.J., de aprovação do projeto.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

1- Rever a seguinte seção no TCLE: "Não haverá nenhum gasto por sua participação nessa pesquisa, além dos relacionados com seu deslocamento, bem como, não haverá nenhum pagamento pela sua participação." - as despesas com deslocamento devem ser realizadas pelos pesquisadores, não devendo, os participantes, arcar com nenhuma despesa.

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005  
**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901  
**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE  
**Telefone:** (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 3.006.449

2- Incluir campo para rubrica do pesquisador e do participante em todas as páginas do TCLE.  
Esse COEP confia que os pesquisadores farão a modificação solicitada.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1212741.pdf	04/10/2018 18:26:52		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Parecer.pdf	04/10/2018 17:40:08	George Schayer Sabino	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PFinal.pdf	04/10/2018 17:38:13	George Schayer Sabino	Aceito
Folha de Rosto	Folha_rosto_George.pdf	11/09/2018 17:01:59	George Schayer Sabino	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEv2.docx	11/09/2018 16:59:52	George Schayer Sabino	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005  
**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901  
**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE  
**Telefone:** (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

## APÊNDICE B – Mini Currículo do Discente



**RESUMO:** Professor e coordenador do Núcleo de Desenvolvimento Docente da Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais, proprietário da empresa Propulsão e sócio-diretor operacional da startup PhysioCode, graduado na Universidade Federal de Minas Gerais em Fisioterapia. Mestre em Ciências da Reabilitação pela UFMG. Atuando principalmente nos seguintes temas: Biotecnologia (Métodos de diagnósticos físicos); Dor / Inflamação, Qualidade e Educação. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de instrumentos em saúde, Qualidade do Ensino e Desenvolvimento Docente

Lattes iD: <http://lattes.cnpq.br/8912627299468889>

Orcid iD: <https://orcid.org/0000-0002-6724-9295>

## Formação acadêmica/titulação

---

### 2018

Doutorado em andamento em Ciências da Reabilitação (Conceito CAPES 6).  
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.

Orientador: 🧑 Renan Resende.

### 2005 - 2007

Mestrado em Ciências da Reabilitação (Conceito CAPES 6).  
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.  
Título: Estudo da estimulação elétrica nervosa transcutânea em modelo experimental de hiperalgesia induzida pela carragenina, Ano de Obtenção: 2007.

Orientador: 🧑 Marcos Antônio de Resende.

Palavras-chave: TENS; Carragenina; Analgesia; Inflamação.

Grande área: Ciências Biológicas

Grande Área: Ciências Biológicas / Área: Farmacologia.

Grande Área: Ciências da Saúde / Área: Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

### 2019 - 2020

Especialização em Educação na Saúde. (Carga Horária: 360h).  
Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais, FCMMG, Brasil.  
Título: Análise Histórica da Matriz Curricular do Curso de Fisioterapia da Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais.  
Orientador: Ana Paula de Mendonça.

### 2000 - 2005

Graduação em Fisioterapia.

Universidade Federal de Minas Gerais, U.F.M.G., Brasil.

Título: Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea no Pós-operatório de Cirurgias Abdominais e Torácicas: Uma revisão sistemática de estudos clínicos aleatórios placebo-controlados..

Orientador: Marcos Antônio de Resende.

## Atuação Profissional

---

### **Propulsão Produtos Biomecânicos LTDA, PPBLTDA, Brasil.**

**2005 - Atual**

Vínculo: Sócio-proprietário, Enquadramento Funcional: Direção

### **Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais, FCMMG, Brasil.**

**2011 - Atual**

Vínculo: Professor, Enquadramento Funcional: Professor

**2019 - Atual**

Vínculo: Colaborador, Enquadramento Funcional: Coordenador Núcleo de Desenvolvimento Docente

### **PhysioCode, PHYSIOCODE, Brasil.**

**2017 - Atual**

Vínculo: Sócio, Enquadramento Funcional: Sócio e Diretor Operacional

## Prêmios e títulos

---

**2021**

Relevância Acadêmica, pelo trabalho apresentado na XXX Semana de Conhecimento Científica – Projetos Tecnológicos. Pró-Reitoria de Pesquisa UFMG.

**2021**

Melhores Trabalhos Científicos X Congresso Brasileiro e VII Congresso Internacional da Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva e da Atividade Física - SONAFE 2021,, Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva e da Atividade Física - SONAFE.

## Produções

---

### **Principais artigos completos publicados em periódicos**

**1.**

BOSON, KARINA MIRANDA ; MAGALHÃES DE LIMA, KHAYRA ; GALANTE FREIRE, CAROLINA BAHIA ; **SABINO, GEORGE SCHAYER** . Validity and reliability of using an augmented reality smartphone application during Modified Star Excursion Balance Test. PHYSICAL THERAPY IN SPORT **JCR**, v. 55, p. e4, 2022.

**2.**

SABINO, G. S.; SOUZA, L. A. F. ; Ribeiro, T ; NASCIMENTO, D. H. A. ; VIMIEIRO, C. B. S. ; RESENDE, R. A. . Validity and reliability of a smartphone application for knee posture quantification and the effects of external markers on the precision of this measure. JOURNAL OF BODYWORK AND MOVEMENT THERAPIES **JCR**, v. 28, p. 42-48, 2021.

**3.**

COSTA, P. H. V. ; AMARAL, N. S. ; POLESE, J. C. ; SABINO, G. S. . VALIDADE E CONFIABILIDADE DE APLICATIVOS DE AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO PARA SMARTPHONES: REVISÃO DESCRITIVA. Revista Interdisciplinar Ciências Médicas, v. 2, p. 66-73, 2018.