



PROGRAMA
DE CIÊNCIAS
DA REABILITAÇÃO

CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

GUSTAVO FELICIO TELLES

**VALIDADE CONCORRENTE DE SENSORES INERCIAIS PARA
ANÁLISE DO BALANÇO POSTURAL EM PACIENTES COM DOR
LOMBAR CRÔNICA E INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS**

RIO DE JANEIRO

2020

Autorizo a reprodução e a divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio, convencional ou eletrônico, para fins de estudo e de pesquisa, desde que citada a fonte.

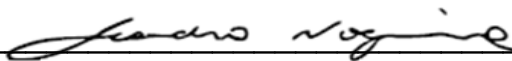
Ficha catalográfica

elaborada pelo Sistema de Bibliotecas do Centro Universitário Augusto Motta

GUSTAVO FELICIO TELLES

**VALIDADE CONCORRENTE DE SENSORES INERCIAIS PARA
ANÁLISE DO BALANÇO POSTURAL EM PACIENTES COM DOR
LOMBAR CRÔNICA E INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS**

Examinada em: 31 / 03 / 2020



Prof. Dr. Leandro Alberto Calazans Nogueira
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



Prof. Dr. Arthur de Sá Ferreira
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



Prof. Dr. Renato Santos de Almeida Instituição
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



Prof. Dr. Fabiana Azevedo Terra Cunha Belache
Doutora em Ciências da Reabilitação – UNISUAM

RIO DE JANEIRO

2020

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por ter me sustentado até aqui.

Aos meus pais, esposa, familiares e amigos por todo apoio e incentivo.

Ao meu grupo de pesquisa querido, que me acolheu com tanto carinho.

Ao meu orientador Leandro Nogueira por me conduzir de maneira brilhante durante o mestrado.

Resumo

Introdução: A análise do movimento humano é um aspecto de grande relevância para o campo da saúde. Rotineiramente no ramo da pesquisa e entre os profissionais clínicos são realizadas avaliações de indivíduos acometidos por alguma condição clínica (por exemplo: dor lombar) ou submetidos a intervenções. Grande parte dos estudos sobre análises de movimento incluem a avaliação do deslocamento postural. Vários métodos são utilizados, embora as ferramentas de maior validade possuem alto custo e são inviáveis para os clínicos utilizarem em sua rotina. Com o avanço da tecnologia, estão disponíveis no mercado equipamentos com baixo custo, tais como os sensores inerciais. Estes dispositivos são portáteis e por consequência mais acessíveis, mas a sua validade ainda é questionada. **Objetivo:** Verificar a validade concorrente dos sensores inerciais como medida de deslocamento postural durante a postura ereta quieta em pacientes com dor lombar crônica (DLC) e indivíduos assintomáticos. **Métodos:** Foi realizado um estudo transversal de acordo com os requisitos do *Standards for Reporting Diagnostic Accuracy*, em 39 indivíduos com DLC (média [DP]: idade = 33,38 [11,60] anos, intensidade de dor = 4,7 [1,3]) e 39 indivíduos assintomáticos (idade = 32,50 [10,26] anos). A análise do deslocamento postural foi realizada por meio da postura ereta quieta utilizando-se um sensor inercial na região lombar e outro no esterno. A plataforma de força foi o instrumento padrão-ouro utilizado para a validação concorrente que foi investigada pelo coeficiente de correlação de Spearman. As variáveis analisadas foram Root Mean Square (RMS), suavidade da aceleração (JERK), deslocamento total (Path) e área elíptica (AREA). **Resultados:** No grupo assintomático houve a presença de correlações estatisticamente significante para as variáveis RMS com o sensor posicionado na lombar ($r = 0,38$; $p = 0,03$) e com o sensor posicionado no esterno ($r = 0,42$; $p = 0,02$). No grupo de participantes com DLC houve correlação estatisticamente significante com os sensores posicionados na lombar para as variáveis RMS ($r = 0,59$; $p < 0,01$), Path ($r = 0,42$, $p = 0,01$) e AREA ($r = 0,59$; $p < 0,01$). **Conclusão:** As medidas de deslocamento corporal obtida pelos sensores inerciais apresentaram correlações de fraca a moderada em relação a plataforma de força. O posicionamento do sensor inercial na região lombar parece ser o mais adequado para análise do deslocamento postural uma vez que obteve correlações mais fortes comparado ao posicionamento no esterno.

Palavras-chave: Equilíbrio postural; Aceleração; Dor lombar.

Abstract

Introduction: Human movement analysis is an aspect of great relevance to the health field. Routinely, in research and clinical settings, assessments are conducted to investigate effects caused by clinical conditions -as chronic low back pain (CLBP)- and screening rehabilitation process. Most of the studies about movement analysis include postural balance assessment. Several methods are used, but the most accurate tools have high cost and are not feasible for use in the clinical routine. With technology advancement, low-cost equipment, such as inertial sensors, is currently available. These devices are portable and therefore, more accessible. Therefore, there is no consensus about the validity of the inertial sensors. **Objective:** To investigate the concurrent validity of inertial sensors as an instrument of measuring body sway during the upright standing in patients with nonspecific low back pain and asymptomatic patients. **Methods:** A cross-sectional study was conducted according to the requirements of the Standards for Diagnostic Accuracy Reports, in 39 patients with chronic low back pain (CLBP) (mean [SD]: age = 33.38 [11.60] years, pain intensity at the moment of the assessment = 47 [1,3]) and 39 asymptomatic subjects (age = 32.50 [10.26 years]). The balance analysis was performed through the upright posture with two inertial sensors positioned on the participants, one on the lumbar region and another on the sternum. The force plate was the gold standard instrument used for the concurrent validation that was investigated by Spearman's correlation coefficient. The variables analysed were Root Mean Square (RMS), index of sway smoothness (JERK), total trajectory length (Path) and elliptic area (AREA). **Results:** The asymptomatic group showed statistically significant correlations for RMS variables ($r = 0.38$; $p = 0.03$) with sensor positioned on the lumbar and ($r = 0.42$; $p = 0.02$) with sensor positioned on the sternum. Patients in CLBP showed a statistically significant correlation with the sensors positioned in the lower back for RMS variables ($r = 0.59$; $p < 0.01$), path ($r = 0.42$, $p = 0.01$) and area ($r = 0.59$; $p < 0.01$). **Conclusion:** The body oscillation measurements obtained by the inertial sensors showed weak to moderate correlations concerning the force plate. The positioning of the inertial sensor in the lumbar region seems to be the most adequate for balance analysis since it obtained more relevant correlations than the inertial sensor positioned in the sternum.

Keywords: Postural Balance; Accelerometry; Low back pain.

Lista de Ilustrações

Figura 1 – Gráfico de dispersão e valores de correlação entre as variáveis obtidas através da plataforma de força e dos sensores inerciais nos participantes com dor lombar crônica.

Figura 2 – Gráfico de dispersão e valores de correlação entre as variáveis obtidas através da plataforma de força e dos sensores inerciais nos participantes assintomáticos.

Lista de Quadros e Tabelas

Tabela 1 – Valores descritivos das variáveis obtidas através da plataforma de força e dos sensores inerciais nos participantes com dor lombar crônica.

Tabela 2 – Valores descritivos das variáveis obtidas através da plataforma de força e dos sensores inerciais nos participantes assintomáticos.

Lista de Abreviaturas e Siglas

CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CDM	Centro de Massa
CLESAM	Clínica Escola Amarina Motta
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
COM	Center of Mass
DLC	Dor Lombar Crônica
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos
IMU	Inertial Measurement Unit
NRS11	Numeric Pain Rating Scale
ODS	Objetivos de Desenvolvimento Sustentável
SI	Sensores Inerciais
STARD	<i>Standards for Reporting Diagnostic Accuracy</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UNISUAM	Centro Universitário Augusto Motta

Sumário

RESUMO.....	V
ABSTRACT.....	VII
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	VIII
LISTA DE QUADROS E TABELAS	IX
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	X
CAPÍTULO 1 REVISÃO DE LITERATURA.....	13
1.1 ANÁLISE DO MOVIMENTO HUMANO.....	13
1.2 DOR E DESLOCAMENTO POSTURAL.....	14
1.3 SENSORES INERCIAIS.....	15
1.3.1 SENSORES INERCIAIS <i>VERSUS</i> PLATAFORMA DE FORÇA	16
1.4 JUSTIFICATIVAS	17
1.4.1 RELEVÂNCIA PARA AS CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO	17
1.4.2 RELEVÂNCIA PARA A AGENDA DE PRIORIDADES DO MINISTÉRIO DA SAÚDE	17
1.4.3 RELEVÂNCIA PARA O DESENVOLVIMENTO SUSTENTÁVEL	18
1.5 OBJETIVOS.....	18
1.5.1 PRIMÁRIO/GERAL.....	18
1.6 HIPÓTESES.....	18
CAPÍTULO 2 PARTICIPANTES E MÉTODOS	19
2.1 ASPECTOS ÉTICOS	19
2.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	19
2.2.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO	19
2.3 AMOSTRA.....	19
2.3.1 LOCAL DE RECRUTAMENTO DO ESTUDO	19
2.3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	20
2.3.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO.....	20
2.4 PROCEDIMENTOS/METODOLOGIA PROPOSTA	21
2.4.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA	21
2.4.2 AVALIAÇÃO DO DESLOCAMENTO POSTURAL	21
2.5 DESFECHOS	23
2.5.1 DESFECHO PRIMÁRIO	23
2.6 ANÁLISE DOS DADOS.....	23
2.6.1 TAMANHO AMOSTRAL	23

2.6.2 PLANO DE ANÁLISE ESTATÍSTICA	24
2.6.3 DISPONIBILIDADE E ACESSO AOS DADOS	24
2.7 ORÇAMENTO E APOIO FINANCEIRO	25
 CAPÍTULO 3 PRODUÇÃO INTELECTUAL.....	26
3.1 MANUSCRITO #1.....	26
3.1.1 METADADOS DO MANUSCRITO #1.	26
3.2 MANUSCRITO #2.....	37
3.3 COLABORAÇÃO EM PESQUISA.....	37
3.3.1 METADADOS DO MANUSCRITO.	37
3.4 PARTICIPAÇÃO EM EVENTOS CIENTÍFICOS	39
3.4.1 METADADOS DA PARTICIPAÇÃO EM EVENTO CIENTÍFICO.	39
 CAPÍTULO 4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	41
4.1 SÍNTESE.....	41
4.2 PERSPECTIVAS PARA PESQUISA	41
 REFERÊNCIAS.....	42
 APÊNDICE 1 – PROCESSAMENTO DE SINAIS (SENSORES INERCIAIS).....	47
 APÊNDICE 2 – MANUSCRITO #2.....	50
 ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO COM DO CEP	65

Capítulo 1 Revisão de Literatura

1.1 Análise do movimento humano

A análise do movimento humano é uma área do conhecimento de grande importância para o campo da reabilitação (PETRAGLIA; SCARCELLA; PEDRAZZI; BRANCATO *et al.*, 2018). Diante da relevância da análise de movimentos, diversos métodos de avaliação são utilizados na área da pesquisa e na prática clínica. Esses métodos geralmente têm como objetivo registrar efeitos promovidos por um tratamento ou disfunções provenientes de condições clínicas (SILVA; FERREIRA; LIMA; GUIMARÃES *et al.*, 2018; WASHABAUGH; KALYANARAMAN; ADAMCZYK; CLAFLIN *et al.*, 2017). Considerando as formas de avaliação, as características dos métodos comumente utilizados são bem distintas (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). Esses métodos variam desde instrumentos simples como escalas até aos mais complexos como a análise por cinemetria (PETRAGLIA; SCARCELLA; PEDRAZZI; BRANCATO *et al.*, 2018). A avaliação por meio do uso de escalas ou testes funcionais é frequentemente aplicada na prática clínica (IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016). Esses métodos podem ser baseados no tempo em que o teste foi realizado ou em alguns casos, o resultado é determinado por meio da pontuação alcançada pelo indivíduo (HUBBLE; NAUGHTON; SILBURN; COLE, 2015).

A avaliação por meio de escalas e testes funcionais apresentam como vantagem o baixo custo; entretanto, esses métodos também possuem desvantagens. Um fator a ser considerado é a forma de obtenção dos dados. Os resultados obtidos em alguns testes podem variar de acordo com os critérios utilizados pelo avaliador (HUBBLE; NAUGHTON; SILBURN; COLE, 2015). Outro ponto importante a ser observado ao utilizar esses métodos é o fato de o teste se resumir em uma pontuação final. Essas características muitas vezes não permitem monitorar a execução do teste de forma detalhada (DE SOUZA FORTALEZA; MANCINI; CARLSON-KUHTA; KING *et al.*, 2017). Consequentemente, dois indivíduos que tenham realizado o mesmo teste de maneiras distintas podem obter a mesma pontuação (SPAIN; GEORGE; SALARIAN; MANCINI *et al.*, 2012). Diante disto, a inserção de métodos capazes de realizar análises de movimento de forma detalhada é necessária.

Os instrumentos utilizados em pesquisas para a análise do movimento humano geralmente envolvem a utilização de sistema de câmeras, plataformas de força, eletromiografia e sistemas para análise de consumo de oxigênio (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018; PETRAGLIA; SCARCELLA; PEDRAZZI; BRANCATO *et al.*, 2018). Indiscutivelmente esses métodos permitem a execução de análises que fornecem informações válidas (mais acuradas, precisas e confiáveis). Todavia, o acesso a esses equipamentos é restrito devido ao alto custo. Além disso, os métodos de padrão de laboratório necessitam de infraestrutura como, por exemplo, um laboratório especializado e pessoas capacitadas para operar os equipamentos (HUBBLE; NAUGHTON; SILBURN; COLE, 2015). Outro fator contrário à utilização desses recursos é o fato de as avaliações acontecerem em ambientes delimitados. Muitas avaliações acontecem em locais diferentes dos quais os pacientes realizam os movimentos rotineiramente. O tempo de preparação também pode ser outro fator limitante à utilização dos métodos tradicionais. De acordo com o procedimento escolhido, o paciente precisa utilizar roupa específica, ser submetido a tricotomia, ou utilizar marcadores sobre a pele (PETRAGLIA; SCARCELLA; PEDRAZZI; BRANCATO *et al.*, 2018).

1.2 Dor e deslocamento postural

A dor é o principal motivo pelo qual a população busca atendimentos em setores de fisioterapia (CHIMENTI; FREY-LAW; SLUKA, 2018). Alguns estudos sugerem que a dor pode modificar padrões de movimento e consequentemente modificações na manutenção do deslocamento postural durante a postura ereta quieta (BERENSHTEYN; GIBSON; HACKETT; TREM *et al.*, 2018). A presença da dor pode causar alterações em estruturas proprioceptivas e consequentemente modificação dos padrões de recrutamento muscular (DA SILVA; VIEIRA; FERNANDES; ANDRAUS *et al.*, 2018). A principal queixa de dor no mundo é a dor lombar crônica (DLC) (PARREIRA; MAHER; STEFFENS; HANCOCK *et al.*, 2018). Como consequência disto, pacientes com DLC são comumente selecionados para a realização de pesquisas (DA SILVA; VIEIRA; FERNANDES; ANDRAUS *et al.*, 2018; OWEN; MILLER; MUNDELL; VERSWIJVEREN *et al.*, 2019). Diversos estudos compararam o padrão de movimento entre pacientes com DLC e controles durante a

postura ereta quieta (KOCH; HÄNSEL, 2019; PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). Um estudo envolvendo indivíduos com DLC e assintomáticos investigou a atividade da musculatura de tronco por meio da eletromiografia durante tarefas funcionais (agachar para pegar e colocar um objeto no chão, sentar, levantar, subir e descer escadas). O grupo com DLC apresentou aumento de atividade muscular quando comparado ao grupo assintomático. Além disso, durante as análises, esses estudos incluíram a avaliação do deslocamento postural em pacientes com DLC (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018).

1.3 Sensores Inerciais

Com o avanço da tecnologia, é possível realizar análises de movimentos com instrumentos quantitativos mais acessíveis (LING; AN; YAP; ZHU *et al.*, 2019). Entre esses instrumentos podemos citar os sensores inerciais (SI) (PETRAGLIA; SCARCELLA; PEDRAZZI; BRANCATO *et al.*, 2018). Os SI são representados basicamente pelos acelerômetros e pelos giroscópios (IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016). O termo SI se refere ao fato de que esses dispositivos mensuram o seu próprio movimento através do princípio da inércia e consequentemente o segmento corporal ao qual estão fixados (IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016). Alguns dispositivos apresentam em sua composição um acelerômetro e um giroscópio, que conjuntamente formam uma unidade de medida inercial (*inertial measurement unit*, IMU). Em diversos modelos, além do acelerômetro e do giroscópio, um terceiro sensor é adicionado a unidade, que é o magnetômetro. Basicamente o acelerômetro fornece medidas sobre a aceleração linear, o giroscópio sobre a velocidade angular e o magnetômetro funciona como uma “bússola” por meio da obtenção de informações sobre campo magnético da Terra (GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019). A utilização deste recurso apresenta algumas vantagens em relação aos métodos de padrão de laboratório. Por apresentarem tamanho relativamente inferior, os indivíduos podem realizar movimentos livremente, não ficam limitados devido à restrição de espaço físico ou à presença de fios (BENSON; CLERMONT; FERBER, 2020).

Os SI apresentam maior viabilidade, pois apresentam baixo custo e são portáteis. Essas características possibilitam conduzir avaliações em locais menos

estruturados e facilitam a sua utilização por parte dos profissionais em clínicas, clubes e ao ar livre (COULTHARD; TREEN; OATES; LANOVAZ, 2015). Diversas formas de avaliação utilizando os SI são descritas (GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019; PETRAGLIA; SCARCELLA; PEDRAZZI; BRANCATO *et al.*, 2018). Devido a sua praticidade, os SI podem ser posicionados em diversas regiões corporais durante uma avaliação como, por exemplo, em calçados, membros superiores e inferiores, tronco ou fazer parte de sistemas de *smartphones* (LING; AN; YAP; ZHU *et al.*, 2019). O número de sensores utilizados na avaliação pode variar caso deseja-se obter dados referentes a diversos segmentos do corpo. Os testes descritos também são diversos e frequentemente os estudos incluem a análise da postura ereta quieta (GLASSBROOK; FULLER; ALDERSON; DOYLE, 2020; PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018).

Devido a sua importância para a locomoção humana, a avaliação da manutenção do deslocamento postural é frequentemente realizada em estudos na área da saúde (KOCH; HÄNSEL, 2019). As causas para a presença de alterações do deslocamento postural são diversas e variam desde lesões musculoesqueléticas a condições neurológicas (DE SOUZA FORTALEZA; MANCINI; CARLSON-KUHTA; KING *et al.*, 2017; HOWELL; STRACCIOLINI; GEMINIANI; MEEHAN III, 2017).

1.3.1 Sensores inerciais *versus* plataforma de força

O controle postural é constantemente mensurado em estudos científicos e rotineiramente realizado em clínicas de reabilitação, mesmo que de forma subjetiva (IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016). Com o propósito de registrar informações sobre este tipo de avaliação, a plataforma de força é considerada como instrumento padrão-ouro. Este instrumento baseia-se em uma placa geralmente composta por quatro células de força. Ao posicionar um indivíduo sobre a plataforma de força, essa é capaz de captar informações sobre o deslocamento postural nos eixos anteroposterior e látero-lateral (DUARTE; FREITAS, 2010). Com o objetivo de tornar a avaliação do deslocamento postural mais acessível, estudos utilizando SI para este tipo de abordagem têm sido desenvolvidos (HANSSON; TORNBERG, 2019; IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016). Apesar da expansão desse método alguns aspectos ainda permanecem sem consenso. Por exemplo, o posicionamento adequado do sensor para o estudo deslocamento postural o ainda é discutido. Contudo, grande parte dos estudos posicionam os sensores na região lombar, devido

a sua proximidade com o centro de massa. O centro de massa (CDM) por sua vez serve como referência para a mensuração do deslocamento postural. Por outro lado, alguns estudos posicionaram o sensor na altura do esterno com o objetivo de obter informações sobre o deslocamento de tronco (GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019). Todavia, um recente estudo de revisão sistemática constatou a ausência de estudos que incluíram pacientes com dor DLC na avaliação do deslocamento postural o através de SI (GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019). A mensuração do deslocamento postural nessa população com métodos mais acessíveis é de grande relevância devido ao grande número de estudos voltados para esta patologia (KOCH; HÄNSEL, 2019; PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018).

1.4 Justificativas

1.4.1 Relevância para as Ciências da Reabilitação

A necessidade de inclusão de instrumentos que forneçam dados quantitativos durante a análise de movimentos é enfatizada pela literatura atual. Devido ao alto custo e necessidade de infraestrutura, os métodos utilizados em estudos científicos são inviáveis para os profissionais clínicos e instituições com baixo poder aquisitivo. Os SI se apresentam como uma alternativa aos de padrão de laboratório para avaliação do deslocamento postural devido a sua acessibilidade. Investigar a aplicação desse recurso para a avaliação do deslocamento postural pode facilitar aplicação dessa ferramenta em clínicas e estudos de campo.

1.4.2 Relevância para a Agenda de Prioridades do Ministério da Saúde

O presente estudo se enquadra na linha temática de diagnóstico e tratamento das doenças crônicas não-transmissíveis do Plano de Ação em Ciência, Tecnologia e Inovação para Saúde elaborado pelo Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, o Ministério da Saúde e as agências de fomento Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Financiadora de Estudos e Projetos (Finep). Segundo a Organização Pan-Americana da Saúde, as doenças

crônicas não-transmissíveis representam as principais causas de mortalidade e de incapacidade prematura na maioria dos países de nosso continente, incluindo o Brasil. Importa notar que o tratamento e a assistência associados às doenças crônicas não-transmissíveis têm alto impacto para o Sistema Único de Saúde. Neste contexto, cabe ressaltar que a dor lombar está entre as principais condições de saúde que causam incapacidade no Brasil (MARINHO; DE AZEREDO PASSOS; MALTA; FRANÇA *et al.*, 2018).

1.4.3 Relevância para o Desenvolvimento Sustentável

O presente estudo está aderido aos Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS) por meio da ODS 3 (Assegurar uma vida saudável e promover o bem-estar para todos, em todas as idades).

1.5 Objetivos

1.5.1 Primário/Geral

Verificar a validade concorrente dos sensores inerciais como medida de deslocamento corporal durante a postura ereta quieta em pacientes com dor lombar inespecífica e indivíduos assintomáticos.

1.6 Hipóteses

As variáveis calculadas por meio da aceleração do deslocamento corporal se correlacionam com os dados obtidos da plataforma de força. O SI posicionado na região lombar apresenta uma correlação mais relevante do que o SI posicionado no esterno devido a sua localização próximo ao CDM.

Capítulo 2 Participantes e Métodos

2.1 Aspectos éticos

Este protocolo de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM) antes da execução do estudo (Anexo 1), em consonância com a resolução 466/2012 (CAAE: 21976619.7.1001.5235). Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) após serem informados sobre a natureza do estudo e do protocolo a ser realizado.

2.2 Delineamento do estudo

Este foi um estudo observacional do tipo transversal conduzido de acordo com os requisitos do *Standards for Reporting Diagnostic Accuracy* (STARD).

2.2.1 Local de realização do estudo

Este projeto foi conduzido no Laboratório de Cinética e Cinemática Humana do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da UNISUAM.

2.3 Amostra

2.3.1 Local de recrutamento do estudo

Comunidade acadêmica da UNISUAM, Clínica Escola Amarina Motta (CLESAM) e divulgação em mídias sociais. O período de recrutamento dos participantes foi de março a agosto de 2019.

2.3.2 Critérios de inclusão

Grupo dor lombar crônica:

1. Apresentar queixa de dor lombar há mais de 3 meses;
2. Idade entre 18 e 60 anos;
3. Apresentar intensidade de dor entre 3 e 8 na escala de classificação numérica da dor (NPRS) no momento da avaliação.

Grupo assintomático:

1. Idade entre 18 e 60 anos;
2. Apresentar dados físicos (sexo, idade, peso e altura) compatível para o pareamento dos participantes com dor lombar;
3. Estar assintomático no momento da avaliação.

2.3.3 Critérios de exclusão

Ambos os grupos.

1. Qualquer envolvimento neurológico ou cognitivo recente que afete os procedimentos da coleta,
2. Presença de dor abaixo da linha glútea,
3. Resultados positivos na raiz do nervo com alteração de reflexo sensitivo-motor,
4. Dor musculoesquelética em membros superiores e inferiores ou lesões traumáticas anteriores recentes, tais como fraturas da coluna vertebral ou distúrbio cervical associados
5. Comprometimento de equilíbrio previamente diagnosticado, como síndromes vertiginosas.
6. Sinal adquirido com qualidade insuficiente para processamento, definido como *outliers*.

2.4 Procedimentos/Metodologia proposta

2.4.1 Avaliação clínica

Este projeto foi conduzido no Laboratório de Cinética e Cinemática Humana do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da UNISUAM localizado em Bonsucesso, Rio de Janeiro, Brasil. Após a abordagem dos participantes e constatação de que os mesmos apresentavam os critérios de inclusão, os mesmos eram encaminhados ao laboratório para a coleta de dados clínicos. Os participantes preencheram um questionário contendo informações sobre idade, peso, altura, sexo. O grupo composto por participantes com dor lombar forneceram informações sobre a intensidade da dor no momento da avaliação. A intensidade da dor foi registrada por meio da escala numérica de classificação para dor (NPRS). Esta escala é composta por onze pontos (0-10), onde zero significa ausência de dor e dez a pior dor imaginável.

2.4.2 Avaliação do deslocamento postural

A análise do deslocamento postural foi realizada através da postura ereta quieta. Durante a tarefa, os participantes foram instruídos a permanecerem em pé com o tronco ereto e os membros superiores ao lado do corpo. A tarefa foi realizada uma vez, com os olhos abertos e com a duração de 40 segundos. O laboratório onde foram realizadas as coletas foi mantido a uma temperatura constante de 23°C para que as condições de teste estivessem com máximo de similaridade entre os participantes. A tarefa foi executada com os pés descalços em cima de uma plataforma de força. Antes do início da coleta os participantes foram orientados a subir na plataforma de força e manter o afastamento dos pés do mesmo modo que permaneceriam ao ficar de pé naturalmente.

Dois SI (Sensor Tile, STEVAL-STLKT01V1, STMicroelectronics, Suíça) foram utilizados para a análise da tarefa. Um sensor foi posicionado na altura da terceira vértebra lombar e um segundo sensor foi posicionado na região anterior do tórax, na altura do processo xifoide. Estes posicionamentos foram determinados de acordo com

estudos prévios (DE SOUZA FORTALEZA; MANCINI; CARLSON-KUHTA; KING *et al.*, 2017; GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019). O posicionamento na região lombar se deve a proximidade com o centro de massa do corpo e o posicionamento na região do esterno é sugerido pela capacidade em detectar movimentos do tronco (IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016). Os SI foram fixados com cintos de neoprene confeccionados sob encomenda. Os dados dos sensores foram transmitidos para um aplicativo (ST BLE sensor) de *smartphone* (Motorola Moto G4 play e iPhone 7) e posteriormente foram exportados via e-mail em formato CSV (*comma separeted values*) para análise dos dados por computador. Devido ao tipo de conexão (Bluetooth) entre os SI e os *smartphones*, a frequência de aquisição sofre variações. Diante disto, os sinais exportados referente a cada participante foram regularizados e interpolados para uma frequência de 50 HZ por meio do método aplicado a outros dispositivos com o mesmo tipo de conexão (AUDIFFREN; CONTAL, 2016). Os procedimentos adotados para o processamento dos sinais estão detalhados no Apêndice 1.

Uma plataforma de força (AccuSway^{PLUS}, AMTI, Watertown, MA, USA) foi utilizada para a captação dos dados de estabilometria. A plataforma de força estava posiciona ao chão e acoplada no momento do exame a um computador com um sistema operacional Windows 10 e o software de aquisição foi o SuiteEBG (Brasil). A captura do sinal foi realizada com uma frequência de aquisição de 100 Hz. A calibração da plataforma de força foi realizada antes de cada coleta de dados. Após a realização de cada exame, os sinais foram exportados para uma planilha do Microsoft Excel. Para a execução do protocolo de avaliação, foi formada uma equipe composta por dois fisioterapeutas e dois assistentes (alunos da graduação de fisioterapia da UNISUAM, integrantes do grupo de iniciação científica). Antes do início do período de coletas, todos os procedimentos foram definidos assim como a função de cada membro da equipe. Durante as coletas, um fisioterapeuta se posicionou ao computador para a aquisição de dados por meio da plataforma de força. Um fisioterapeuta e um assistente ficaram responsáveis pela operação dos *smartphones*. Por último, um assistente permaneceu próximo aos participantes durante a realização da tarefa para garantir a segurança destes e posicionava os SI junto ao corpo dos participantes. No momento da coleta de dados, a plataforma de força era o primeiro dispositivo a ser iniciado. Ao ser iniciada, esta entrava em modo espera de 5 segundos antes da aquisição dos sinais. Os dois pesquisadores responsáveis pelo manuseio

dos smartphones iniciaram as coletas de forma manual assim que a plataforma de força iniciava a obtenção de dados.

Baseado em prévios estudos, foram escolhidas quatro variáveis para a avaliação do deslocamento postural: JERK (variação da aceleração), RMS (raiz quadrada média da aceleração), PATH e AREA (área elíptica) (MANCINI; SALARIAN; CARLSON-KUHTA; ZAMPIERI *et al.*, 2012; SUN; MOON; MCGINNIS; SEAGERS *et al.*, 2018). A variável JERK representa a suavidade da aceleração. Quanto maior o valor para a variável JERK, maior foi a variação da aceleração. A RMS é um indicativo de mudanças na velocidade. Do mesmo modo, valores mais altos de RMS indicam maior deslocamento corporal. O PATH (comprimento total do deslocamento) é um indicativo do caminho percorrido pelo centro de massa e a AREA é representada por uma elipse que contém 95% do trajeto percorrido pelo CDM. De um modo geral, quanto maior os valores das variáveis descritas, maior o deslocamento corporal. As variáveis para os dois instrumentos receberam o mesmo nome, porém são expressos em medidas diferentes. A plataforma de força fornece as medidas de JERK em mm/s^2 , RMS, em mm, PATH em mm e AREA em mm^2 , enquanto os SI fornecem as medidas de JERK em m^2/s^5 , RMS em mm/s^2 , PATH em mm/s^2 e AREA em mm^2/s^5 .

2.5 Desfechos

2.5.1 Desfecho primário

As variáveis JERK, RMS, PATH e AREA foram consideradas como desfechos primários do presente estudo.

2.6 Análise dos dados

2.6.1 Tamanho amostral

Nós estimamos um coeficiente mínimo de correlação de Pearson de 0,6 entre a plataforma de força e os sensores inerciais. Um total de 30 participantes foi

necessário usando um alfa de 5% e um poder de 95% em um teste de correlação bilateral. Recrutamos 39 participantes em cada grupo, assumindo possível perda de dados. O cálculo da amostra foi realizado na versão 3.1.9 do G* Power Software (Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Alemanha).

2.6.2 Plano de análise estatística

Os valores foram descritos em média e desvio padrão. A distribuição das variáveis (JERK, RMS, PATH e AREA) foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. A correlação das variáveis obtidas por meio da plataforma de força e dos SI foram analisadas através do teste de coeficiente de correlação de Spearman devido à distribuição não normal da maioria das variáveis. Valores considerados *outliers* foram removidos de acordo com o método ROUT com $Q = 1,0\%$ (MOTULSKY; BROWN, 2006). Os valores dos coeficientes de correlação foram classificados como fraco (abaixo de 0,3), moderado (valores entre 0,3 e 0,7) e forte (valores acima de 0,7). O nível de significância determinada para este estudo foi de $p < 0,05$. Os programas utilizados para o processamento dos sinais da plataforma de força e dos SI foi desenvolvido no Rstudio (Boston, USA) e as análises estatísticas executadas no GraphPad Prism (GraphPad Software, San Diego, CA, USA).

2.6.3 Disponibilidade e acesso aos dados

Os dados serão disponibilizados a partir da solicitação aos pesquisadores responsáveis pelo estudo.

2.7 Orçamento e apoio financeiro

Este estudo foi financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001.

Quadro 2: Apoio financeiro.

CNPJ	Nome	Tipo de Apoio financeiro	E-mail	Telefone
00889834/0001-08	CAPES	Bolsa	prosup@capes.gov.br	(061) 2022-6250

Capítulo 3 Produção Intelectual

3.1 Manuscrito #1

3.1.1 Metadados do manuscrito #1.

Journal:	Gait and Posture
Two-year Impact Factor (YEAR):	2,414
Classificação Qualis (ANO):	A1
Submetido/Revisado/Aceito em:	Submetido em:

Concurrent validity of the inertial sensors for assessment of postural sway during quiet standing in patients with chronic low back pain and asymptomatic individuals.

Gustavo Telles^a, Pedro Manoel Pena Junior^a, Arthur de Sá Ferreira^a, Thiago Lemos^a, Juliana Valentim Bittencourt^a, Leandro Alberto Calazans Nogueira^{a,b}

Introduction

Human movement is the subject of research in both laboratory and clinical settings (IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016). Instruments and devices are useful methods for human movement analysis due to their capacity of providing quantitative data in differentiating patients with movements impairments and controls (DE SOUZA FORTALEZA; MANCINI; CARLSON-KUHTA; KING *et al.*, 2017). Likewise, clinicians use quantitative methods to provide critical data of changes during rehabilitation (RAPP; BRAUNER; WEBER; GRAU *et al.*, 2015). Chronic low back pain (CLBP) represents a population of interest in movement analysis studies due to its high prevalence (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). Because CLBP pain has a high prevalence and can lead to physical disability, there is an increased interest in investigating movement analysis in this population (HARTVIGSEN; HANCOCK; KONGSTED; LOUW *et al.*, 2018).

Pain perception is multifactorial in patients with CLBP (HARTVIGSEN; HANCOCK; KONGSTED; LOUW *et al.*, 2018; VOGEL; WILKE; KRAUSE; VOGT *et al.*, 2019). A systematic review study suggests that these individuals can present altered balance control (BERENSHTEYN; GIBSON; HACKETT; TREM *et al.*, 2018). The presence of pain could lead to proprioception deficits and diminished muscles recruitment which contribute to movement impairments and poor balance control (SHIGAKI; VIEIRA; DE OLIVEIRA GIL; ARAÚJO *et al.*, 2017). Clinically, balance control has been assessed by using different methods in patients with CLBP (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). Balance scales and visual analysis are frequently used due to their low cost. Although these methods provide quantitative data, the clinical exam of the balance is susceptible to assessor bias (MANCINI; SALARIAN; CARLSON-KUHTA; ZAMPIERI *et al.*, 2012). To overcome this issue, methods are offering quantitative and objective measurements recommended to ensure the accuracy of the clinical assessment (IOSA; PICERNO; PAOLUCCI; MORONE, 2016).

The force plate is commonly used to assess balance in subjects with CLBP (RUHE; FEJER; WALKER, 2011), despite of being a high cost and time consuming process (VALLDEPERES; ALTUNA; MARTINEZ-BASTERRA; ROSSI-IZQUIERDO *et al.*, 2019). Indeed, more feasible instruments are required for human movement analysis in the clinical setting. On the other hand, inertial sensors are the focus of recent studies involving balance analysis owing to their portability and low cost as compared to their laboratory-grade counterparts (PETRAGLIA; SCARCELLA; PEDRAZZI; BRANCATO *et al.*, 2018). Furthermore, inertial sensors allow performing assessments outside a laboratory (BENSON; CLERMONT; FERBER, 2020; GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019). On the other hand, few studies with inertial sensors have included patients with CLBP (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). Also, novel approaches should be compared with gold-standard methods (GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019). To the best of our knowledge, information is absent regarding the validity of the inertial sensors when compared to gold-standard instruments in this population. Therefore, the aim of this study was to assess the concurrent validity of the inertial sensors for assessment of postural sway during quiet standing in patients with chronic low back pain and asymptomatic individuals. According to previous studies that stated that the inertial sensor is feasible and provide relevant data, we hypothesized that the results of the inertial sensor are correlated with the data obtained from a force plate.

METHODS

Study Design

This is a cross-sectional study conducted according to the requirements of Standards for Reporting Diagnostic Accuracy (STARD) (BOSSUYT; REITSMA; BRUNS; GATSONIS *et al.*, 2015). This study was performed in accordance with the declaration of Helsinki and was approved by the UNISUAM ethics committee (CAAE: 21976619.7.1001.5235). All participants provided informed consent prior to their participation.

Study Participants

Participants were recruited from academic community and rehabilitation center of Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), through social media and word of mouth during the period between March and August 2019. The study was conducted at the laboratory of the science rehabilitation program at UNISUAM.

The inclusion criteria for the symptomatic group were to present chronic pain (> 3 months) in the low back (the area between the inferior costal margin and the lower gluteus), age between 18 and 60 years old, pain intensity ranged 3 – 8 points on the numeric rating scale. For the asymptomatic group, the inclusion criteria were to present no musculoskeletal pain at the moment of the assessment and physical characteristics (sex, age, weight and height) matching with CLBP group. The exclusion criteria for both groups were pregnancy, previous history of tumour, prior surgery (within 12 months), radicular pain, orthopaedic (except for nonspecific low back pain), neurological, vestibular disorders or any impairment that could affect the experiment procedure.

Procedures

The participants filled a self-reported questionnaire regarding sociodemographic (sex, age, body height, body mass) and clinical characteristics (calculated body mass index, pain intensity at the moment of assessment). The group composed of participants with low back pain also provided information about pain intensity at the moment of the assessment. Pain intensity was registered using the numerical pain rating scale (NPRS). This scale consists of eleven points (0-10), where

zero means no pain and ten means the worst imaginable pain. The participants were instructed to stand on a force plate, placed on the floor (AMTI AccuSway^{PLUS}, Watertown, MA, USA) at a sampling frequency of 100 Hz via an A/D converter (NI 6210, National Instruments, Texas, USA), filtered with a low-pass filter at 10 Hz cut-off frequency, and recorded on a computer using custom software developed in LabVIEW 2014 (National Instruments, Texas, USA). The force plate was calibrated prior to each data acquisition. Data from the force plate were exported to .txt files. The participants wore two inertial sensors (Steval-stlkt01v1, STMicroelectronics). One sensor was placed at the sternum level, and another one was placed at the level of fifth lumbar vertebrae. The sensors were attached with an elastic belt. The participants performed one task on a force plate, consisting in maintain the upright position with the arms along the body while looking at a target point at a distance of two meters. The feet position were the same participants adopted during natural standing posture. The participants were barefoot during the study, and the test had a duration of 40 seconds. Before the study data acquisition, a research team was formed. This team was formed of two physiotherapists and two assistants (undergraduate physiotherapy students of UNISUAM, members of the scientific initiation program). The researchers defined all procedures and the role of each team member. During the data acquisition, one physiotherapist was responsible for recording data through the force plate at the computer. The second physiotherapist and one assistant were responsible for the operation of the smartphone. Finally, one assistant remained close to the participants during the procedures to ensure their safety and positioned the IS on the participants' bodies. During data collection, the force plate was the first device initiated. The force plate has a delay of 5s before the data collection. The two researchers responsible for the operation of the smartphone started the data collection manually as soon as the force platform began to acquire the data.

Data Analysis

According to previous studies, four variables were chosen for the balance assessment: JERK (acceleration variation), RMS (root mean square), Path length (PATH), and elliptical area of displacement (AREA) (GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019; SUN; MOON; MCGINNIS; SEAGERS *et al.*, 2018). The variables for the two instruments received the same name, although they are expressed in different measures. Force plate provide JERK in mm/s², RMS in mm,

PATH in mm, and AREA in mm², while inertial sensors provide JERK in m²/s⁵, RMS in mm/s², PATH in mm/s², and AREA in m²/s⁵.

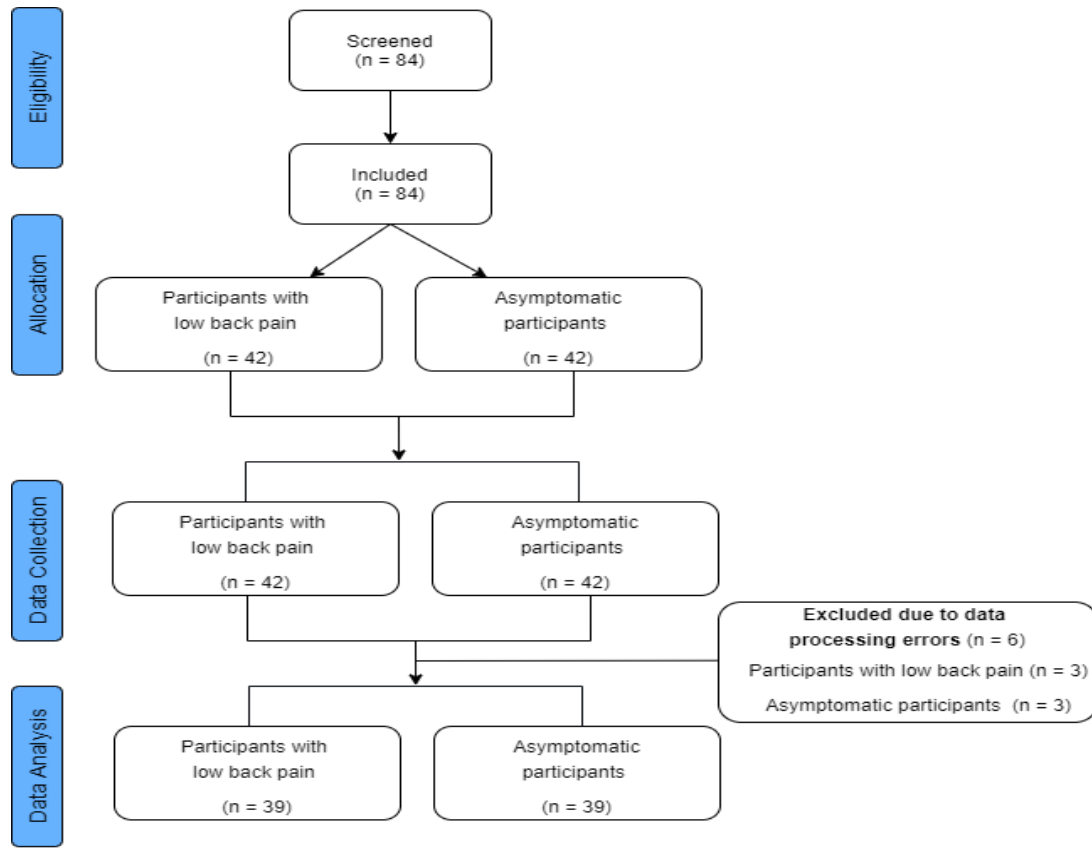
Statistical Analysis

The sample size calculation was based on values obtained from inertial sensors and force plate. We estimated a minimum Pearson correlation coefficient of 0.6 between the force plate (criterion standard) and the inertial sensors (index test). A total of 30 participants was necessary using an alpha of 5% and a power of 95% on a two-sided correlation test. We recruited 42 participants in each group assuming potential data loss. The sample calculation was performed on the G*Power Software version 3.1.9 (Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Germany).

Descriptive analysis of sociodemographic and clinical data was performed. Continuous variables were presented as mean and standard deviation (SD), and the categorical variables were presented in absolute values and proportions (%). The normality of the distribution of the variables (JERK, RMS, PATH and AREA) of each group was tested by the Shapiro-Wilk test. Outliers were excluded by the ROUT method with $Q = 1.0\%$ (MOTULSKY; BROWN, 2006). The correlation coefficient was classified as weak (below 0.3), moderate (between 0.3 and 0.7), and strong (above 0.7) (JUNIOR; NETTO; CARVALHO; ZANCA *et al.*, 2019). The significance level was set at 0.05. The programs used for statistical analysis were the Rstudio (Boston., USA) and GraphPad Prism (GraphPad Software, San Diego, CA, USA).

RESULTS

Forty-two participants were included in each group. Three participants in both groups were excluded due to data processing errors (Figure 1). The CLBP group ($n = 39$) presented a mean age of 33.38 (11.60) years old and 24 (61,53%) females. The mean weight was 74.84 (14.62) kg, and the mean body mass was 26.66 (4.04) kg/m². The mean pain intensity of the CLBP group was 4.71 (1.39). The asymptomatic group ($n = 39$) presented a mean age of 32.50 (10.26) years old, and 24 (61,53%) females. The mean weight was 74.00 (13.74) kg, and the mean body mass was 26.16 (4.20) kg/m². Descriptive values of the variables JERK, RMS, PATH and AREA are described in Table 1.

Figure 1 – Flowchart of the study**Table 1** – Descriptive values of the measures obtained from the force plate and inertial sensors during the quiet standing position of the participants split by group.

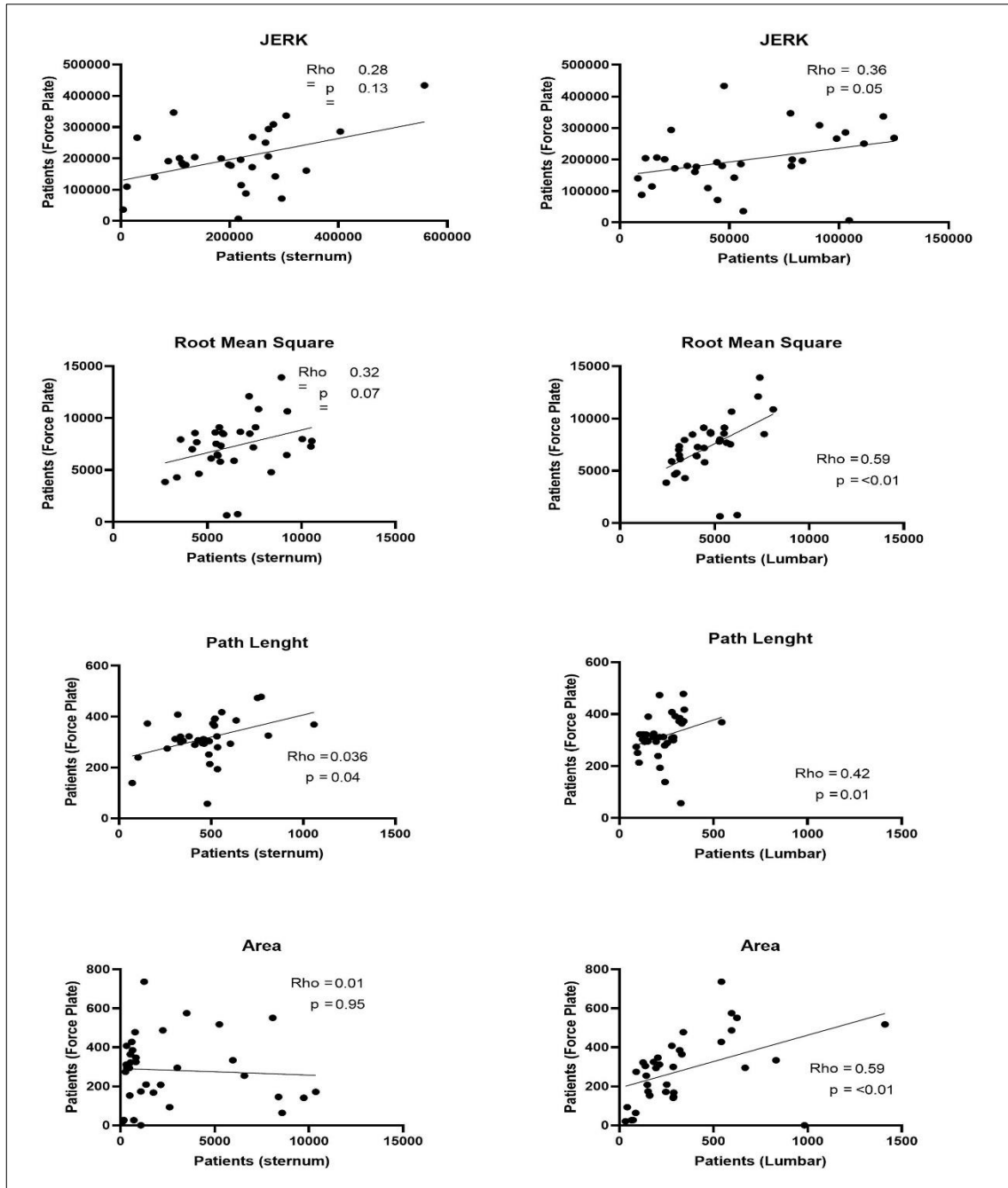
Variables	Group	Force Plate	Sensor Lumbar	Sensor Sternum
JERK	CLBP	197559.0 (93544.0)	56327.0 (35720)	203750.0 (120674.0)
	Control	56327.0(35720.00)	73252.0 (49300)	243825.0 (199314.0)
RMS	CLBP	7305.0 (2726.0)	4692.0 (1507)	6456.0 (2041.0)
	Control	7912.0(2834.00)	4541.0 (1979.0)	6454.0 (2015.0)
PATH	CLBP	313.9 (83.60)	229.40 (97.55)	469.4 (194.1)
	Control	342.3 (116.00)	243.0 (132.1)	469.5 (159.4)
AREA	CLBP	282.60 (174.2)	336.1(297.1)	2603.0 (3122.0)
	Control	290.20 (262.00)	262.7(229.7)	1909.0 (1881.0)

Note: RMS – root mean square.

Patients with CLBP showed a significant correlation between the force plate and the lumbar sensor in the assessment of quiet standing posture in the variables RMS ($\rho = 0.59$; $p < 0.01$), PATH ($\rho = 0.41$, $p = 0.01$), and AREA ($\rho = 0.58$; $p < 0.01$). In

the correlation analysis between the force plate and the sternum sensor, only the PATH length showed significant correlation ($\rho = 0.35$; $p = 0.03$) (Figure 2).

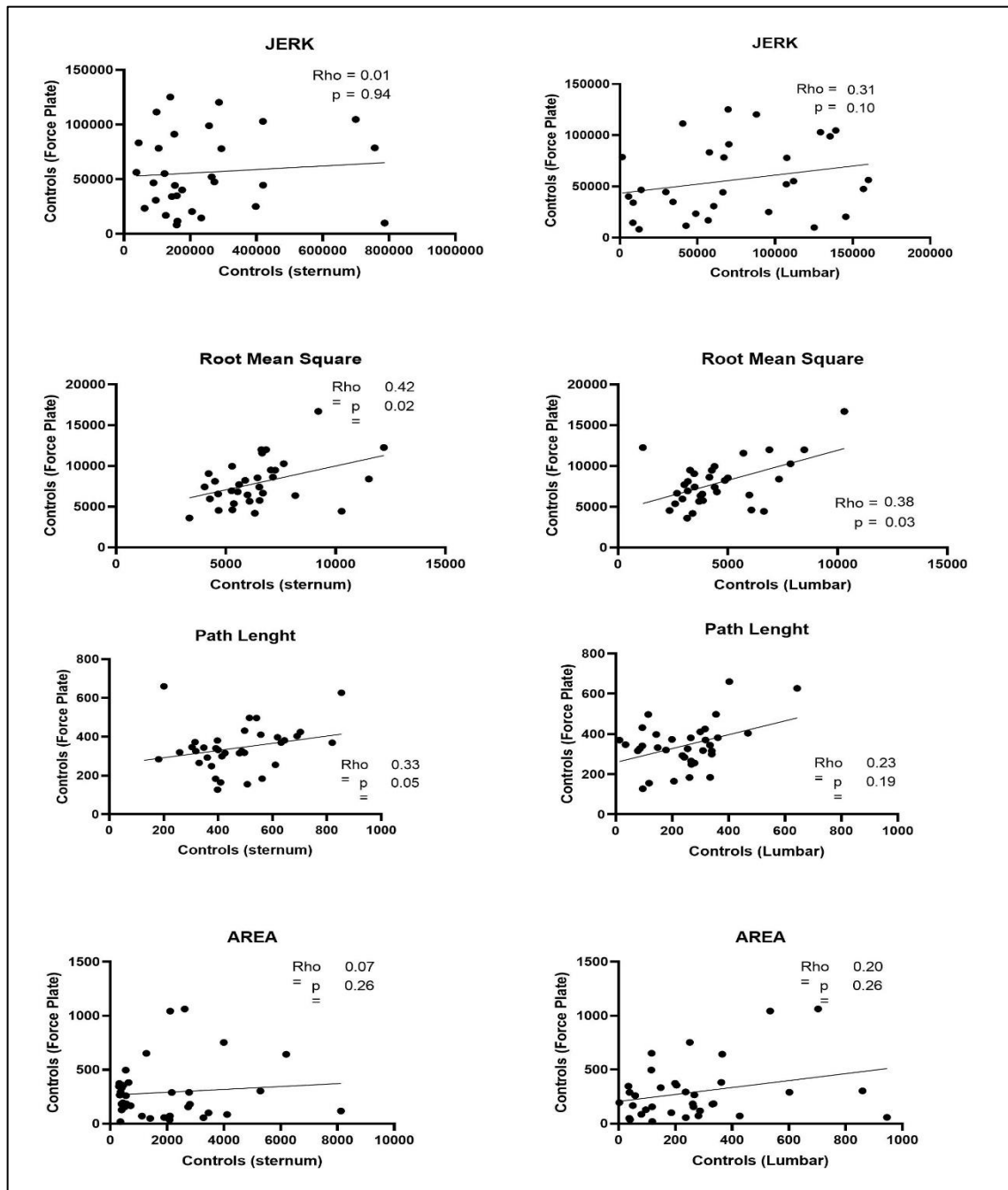
Figure 2 - Scatter plot and correlation values of the measures obtained from the force plate and inertial sensors of individuals with chronic low back pain.



The analysis of Spearman's correlation of static position in asymptomatic participants demonstrated a significant correlation in the RMS variable between the

force plate and the lumbar sensor ($\rho = 0.37$; $p = 0.03$) and between the force plate and sternum sensor ($\rho = 0.42$; $p = 0.01$) (Figure 3).

Figure 3 – Scatter plot and correlation values of the measures obtained from the force plate and inertial sensors of asymptomatic individuals.



DISCUSSION

This study aimed to assess the validity of balance variables obtained by a laboratory-grade force plate and inertial sensors in patients with CLBP and asymptomatic individuals during quiet standing. Several measures of body sway showed a substantive relationship between the force plate and the inertial sensors, although the correlations demonstrated weak to moderate magnitudes at most. Of notice, the measurements obtained with the sensors positioned in the lumbar in patients with CLBP presented the highest correlation values. In general, the sensors placed on the sternum tended to present weaker correlation values when compared to those set on the lumbar.

To the best of our knowledge, this is the first study that used inertial sensors to assess body sway in patients with CLBP. In addition, data collection with sensors positioned simultaneously in the lumbar and sternum region provided the possibility of analysis between the two positions and to verify the most appropriate place to analyse the body sway, since we used the comparison with the gold standard method for stabilometry studies. Obtaining data through sensors using smartphones has shown that this type of procedure is feasible and has the advantage of not using wires (LING; AN; YAP; ZHU *et al.*, 2019). Some aspects may limit the findings of our study. The statistical test adopted (correlation coefficient) seems not adequate for validation studies (BLAND; ALTMAN, 2010). We decide to use this test due to the difference in variables units of measurement (GIAVARINA, 2015). The standardization of the acquisition frequency of the sensors was not possible due to the connection via Bluetooth technology between the sensors and the smartphones. Thus, the data from the inertial sensors needed to be processed to present the same frequency of acquisition of the force platform. The use of the three devices should impacted in a synchronized manner in order to ensure that they registered the signals at the same time. Finally, the non-normalization of the sensor signals may have influenced the results of this study. Inertial sensors, especially the accelerometer, uses gravity speed as a reference. Therefore, the starting point for collection between sensors was different (VALLDEPERES; ALTUNA; MARTINEZ-BASTERRA; ROSSI-IZQUIERDO *et al.*, 2019).

This study presents results compatible with previous studies that investigated the use of inertial sensors for balance analysis. A study involving patients with

Parkinson's disease found correlation values of 0.74; 0.46 and 0.68 for the variables RMS, PATH, and AREA, respectively (MANCINI; SALARIAN; CARLSON-KUHTA; ZAMPIERI *et al.*, 2012). Sun *et al.* (2018) in their study of balance analysis in people with multiple sclerosis reported presence and strong correlation for the variables path length ($r = 0.89$) and area ($r = 0.90$) (SUN; MOON; MCGINNIS; SEAGERS *et al.*, 2018). The RMS variable also showed a moderate correlation ($r = 0.62$) in a study with healthy participants (NEVILLE; LUDLOW; RIEGER, 2015). The three mentioned studies positioned the sensors in the lower back corroborating with a recent review that found most studies using the inertial sensors in the lower back. Its location can explain the fact that the correlation values were higher for the sensors placed on the lower back near the centre of mass of the human body. Consequently, our results reinforce that the displacement of the trunk at the height of the sternum does not seem to be adequate for the analysis of balance (GHISLIERI; GASTALDI; PASTORELLI; TADANO *et al.*, 2019).

Research involving this type of technology is in constant motion. The use of inertial sensors should be consolidated in the scientific field for the next years. However, the need to use a computer for final data analysis is a barrier for clinical professionals. Considering these aspects, the development of smartphone applications presents itself as an alternative due to its low cost and high processing capacity (TCHELET; STARK-INBAR; YEKUTIELI, 2019). The subsequent studies to be developed with inertial sensors should include a better description and standardization of signal processing. It is recommended that clinical professionals include quantitative methods in their routines so that the evolution of patients is recorded.

The use of inertial sensors for the analysis of balance provided to be a practical method in relation to the force platform. Regarding the most appropriate positioning for inertial sensors in this type of evaluation, our data suggest the lumbar region seems to be the most suitable. The signal processing procedure adopted in this study may have influenced our results. In this way, the elaboration and publication of signal processing can contribute to the standardization of future studies.

CONCLUSION

The body sway measurements obtained by the inertial sensors showed weak to moderate correlations concerning the force plate in patients with CLBP. The positioning of the inertial sensor in the lumbar region seems to be the most adequate for balance analysis since it obtained more relevant correlations than the inertial sensor positioned in the sternum in this population.

3.2 Manuscrito #2

Título	Proprioceptive acuity was not related to pain and physical performance tests in patients with patellofemoral pain syndrome: A cross-sectional study (Telles et al.)
Journal:	Journal of Sport Rehabilitation
Two-year Impact Factor (YEAR):	1,500
Classificação Qualis (ANO):	A3
Submetido/Revisado/Aceito em:	Submetido

3.3 Colaboração em pesquisa

3.3.1 Metadados do manuscrito.

Título	Knee Proprioceptive Function and Physical Performance of Patients with Patellofemoral Pain Syndrome: A Matched Case Control Study (Vanessa Knust Coelho, et al.)
Journal:	The knee
Two-year Impact Factor (YEAR):	1,762
Classificação Qualis (ANO):	A3
Submetido/Revisado/Aceito em:	Submetido

Título	Exergaming plus conventional treatment for Anterior Cruciate Ligament reconstruction – Case Report (Mariana Bezerra, et al.)
Journal:	Physiotherapy theory and practice
Two-year Impact Factor (YEAR):	1,158
Classificação Qualis (ANO):	A4
Submetido/Revisado/Aceito em:	Submetido

<i>Título</i>	Concurrent validation of the center of pressure displacement analyzed by baropodometry in patients with chronic non-specific low back pain during functional tasks (Pedro Pena. et al)
<i>Journal:</i>	-
<i>Two-year Impact Factor (YEAR):</i>	-
<i>Classificação Qualis (ANO):</i>	-
<i>Submetido/Revisado/Aceito em:</i>	-

<i>Título</i>	Patients with chronic non-specific low back pain presented impaired postural control during squatting – a matched case-control study (Pedro Pena. et al)
<i>Journal:</i>	A definir
<i>Two-year Impact Factor (YEAR):</i>	-
<i>Classificação Qualis (ANO):</i>	-
<i>Submetido/Revisado/Aceito em:</i>	-

<i>Título</i>	The effect of the sacroiliac joint manipulation on postural control in older adults with low back pain: a single-subject experimental design (Sônia Pabst, et al.)
<i>Journal:</i>	Alternative Therapies in Health and Medicine
<i>Two-year Impact Factor (YEAR):</i>	0,540
<i>Classificação Qualis (ANO):</i>	B2
<i>Submetido/Revisado/Aceito em:</i>	-

3.4 Participação em Eventos Científicos

3.4.1 Metadados da participação em evento científico.

Natureza do trabalho	Resumo
Título	A acuidade proprioceptiva não foi relacionada à dor e testes funcionais em pacientes com dor femoropatelar: Um estudo transversal.
Ano	2020
País	Brasil
Classificação do evento	Nacional
Nome do evento:	COBRAf
Cidade do evento:	Rio de Janeiro
Título dos anais do evento	
Volume, Fascículo, Série	
Página inicial-final	
Nome da editora:	
Cidade da editora:	

Natureza do trabalho	Resumo
Título	A comparação da acuidade proprioceptiva e da funcionalidade da extremidade inferior entre indivíduos com dor femoropatelar e controles: estudo caso-controle.”.
Ano	2020
País	Brasil
Classificação do evento	Nacional
Nome do evento:	COBRAf
Cidade do evento:	Rio de Janeiro
Título dos anais do evento	
Volume, Fascículo, Série	
Página inicial-final	
Nome da editora:	
Cidade da editora:	

Natureza do trabalho	Resumo
Título	O efeito da adição de técnicas miofasciais em um programa de exercícios para pacientes com dor anterior de joelho.
Ano	2018
País	Brasil
Classificação do evento	Nacional
Nome do evento:	XV Semana de Pesquisa, Extensão, Pós-graduação e Inovação da UNISUAM.
Cidade do evento:	Rio de Janeiro
Título dos anais do evento	
Volume, Fascículo, Série	
Página inicial-final	
Nome da editora:	
Cidade da editora:	

Natureza do trabalho	Resumo
Título	A acuidade proprioceptiva não foi relacionada à dor e testes funcionais em pacientes com dor femoropatelar: Um estudo transversal.
Ano	2019
País	Brasil
Classificação do evento	Nacional
Nome do evento:	XVI Semana de Pesquisa, Extensão, Pós-graduação e Inovação da UNISUAM.
Cidade do evento:	Rio de Janeiro
Título dos anais do evento	
Volume, Fascículo, Série	
Página inicial-final	
Nome da editora:	
Cidade da editora:	

Capítulo 4 Considerações Finais

4.1 Síntese

A utilização de SI para a análise do deslocamento postural o se mostrou um método prático em relação à plataforma de força. No tocante ao posicionamento mais adequado para os SI neste tipo de avaliação, a região lombar parece ser o mais indicado. O processamento de sinais adotado neste estudo pode ter influenciado o resultado deste estudo. Deste modo, a elaboração e publicação de processamentos de sinais pode colaborar para a padronização dos estudos.

4.2 Perspectivas para pesquisa

Os próximos estudos devem incluir estratégias para a aproximação entre os SI e os profissionais clínicos. Apesar de a conexão entre os SI e smartphones ser simples. A necessidade de um dispositivo auxiliar pode dificultar a sua utilização. Portanto, a inclusão de novas modalidades de avaliação através de aplicativos pode facilitar o uso de ferramentas quantitativas para análise de movimentos.

Referências

AUDIFFREN, J.; CONTAL, E. Preprocessing the Nintendo Wii board signal to derive more accurate descriptors of statokinesigrams. **Sensors**, 16, n. 8, p. 1208, 2016.

BENSON, L. C.; CLERMONT, C. A.; FERBER, R. New Considerations for Collecting Biomechanical Data Using Wearable Sensors: The Effect of Different Running Environments. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, 8, p. 86, 2020.

BERENSHTEYN, Y.; GIBSON, K.; HACKETT, G. C.; TREM, A. B. *et al.* Is standing balance altered in individuals with chronic low back pain? A systematic review. **Disability and rehabilitation**, p. 1-10, 2018.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **International Journal of Nursing Studies**, 47, n. 8, p. 931-936, 2010.

BOSSUYT, P. M.; REITSMA, J. B.; BRUNS, D. E.; GATSONIS, C. A. *et al.* STARD 2015: an updated list of essential items for reporting diagnostic accuracy studies. **Clinical chemistry**, 61, n. 12, p. 1446-1452, 2015.

CHIMENTI, R. L.; FREY-LAW, L. A.; SLUKA, K. A. A mechanism-based approach to physical therapist management of pain. **Physical therapy**, 98, n. 5, p. 302-314, 2018.

COULTHARD, J. T.; TREEN, T. T.; OATES, A. R.; LANOVAZ, J. L. Evaluation of an inertial sensor system for analysis of timed-up-and-go under dual-task demands. **Gait & posture**, 41, n. 4, p. 882-887, 2015.

DA SILVA, R. A.; VIEIRA, E. R.; FERNANDES, K. B.; ANDRAUS, R. A. *et al.* People with chronic low back pain have poorer balance than controls in challenging tasks. **Disability and rehabilitation**, 40, n. 11, p. 1294-1300, 2018.

DE SOUZA FORTALEZA, A. C.; MANCINI, M.; CARLSON-KUHTA, P.; KING, L. A. *et al.* Dual task interference on postural sway, postural transitions and gait in people with Parkinson's disease and freezing of gait. **Gait & posture**, 56, p. 76-81, 2017.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 14, n. 3, 2010.

GHISLIERI, M.; GASTALDI, L.; PASTORELLI, S.; TADANO, S. *et al.* Wearable Inertial Sensors to Assess Standing Balance: A Systematic Review. **Sensors**, 19, n. 19, p. 4075, 2019.

GIAVARINA, D. Understanding bland altman analysis. **Biochemia medica: Biochemia medica**, 25, n. 2, p. 141-151, 2015.

GLASSBROOK, D. J.; FULLER, J. T.; ALDERSON, J. A.; DOYLE, T. L. Foot accelerations are larger than tibia accelerations during sprinting when measured with inertial measurement units. **Journal of sports sciences**, 38, n. 3, p. 248-255, 2020.

HANSSON, E. E.; TORNBERG, Å. Coherence and reliability of a wearable inertial measurement unit for measuring postural sway. **BMC research notes**, 12, n. 1, p. 201, 2019.

HARTVIGSEN, J.; HANCOCK, M. J.; KONGSTED, A.; LOUW, Q. *et al.* What low back pain is and why we need to pay attention. **The Lancet**, 391, n. 10137, p. 2356-2367, 2018.

HOWELL, D. R.; STRACCIOLINI, A.; GEMINIANI, E.; MEEHAN III, W. P. Dual-task gait differences in female and male adolescents following sport-related concussion. **Gait & posture**, 54, p. 284-289, 2017.

HUBBLE, R. P.; NAUGHTON, G. A.; SILBURN, P. A.; COLE, M. H. Wearable sensor use for assessing standing balance and walking stability in people with Parkinson's disease: a systematic review. **PloS one**, 10, n. 4, p. e0123705, 2015.

IOSA, M.; PICERNO, P.; PAOLUCCI, S.; MORONE, G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. **Expert review of medical devices**, 13, n. 7, p. 641-659, 2016.

JUNIOR, R. M. L.; NETTO, W. A.; CARVALHO, G. F.; ZANCA, G. G. *et al.* Concurrent validity of handheld dynamometer measurements for scapular protraction strength. **Brazilian journal of physical therapy**, 23, n. 3, p. 228-235, 2019.

KOCH, C.; HÄNSEL, F. Non-specific low back pain and postural control during quiet standing-A systematic review. **Frontiers in Psychology**, 10, p. 586, 2019.

LING, Y.; AN, T.; YAP, L. W.; ZHU, B. *et al.* Disruptive, Soft, Wearable Sensors. **Advanced Materials**, p. 1904664, 2019.

MANCINI, M.; SALARIAN, A.; CARLSON-KUHTA, P.; ZAMPIERI, C. *et al.* ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, 9, n. 1, p. 59, 2012.

MARINHO, F.; DE AZEREDO PASSOS, V. M.; MALTA, D. C.; FRANÇA, E. B. *et al.* Burden of disease in Brazil, 1990–2016: a systematic subnational analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. **The Lancet**, 392, n. 10149, p. 760-775, 2018.

MOTULSKY, H. J.; BROWN, R. E. Detecting outliers when fitting data with nonlinear regression—a new method based on robust nonlinear regression and the false discovery rate. **BMC bioinformatics**, 7, n. 1, p. 123, 2006.

NEVILLE, C.; LUDLOW, C.; RIEGER, B. Measuring postural stability with an inertial sensor: validity and sensitivity. **Medical devices (Auckland, NZ)**, 8, p. 447, 2015.

OWEN, P. J.; MILLER, C. T.; MUNDELL, N. L.; VERSWIJVEREN, S. J. *et al.* Which specific modes of exercise training are most effective for treating low back pain? Network meta-analysis. **British journal of sports medicine**, 2019.

PAPI, E.; BULL, A. M.; MCGREGOR, A. H. Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? A systematic review. **Clinical Biomechanics**, 55, p. 53-64, 2018.

PARREIRA, P.; MAHER, C. G.; STEFFENS, D.; HANCOCK, M. J. *et al.* Risk factors for low back pain and sciatica: an umbrella review. **The Spine Journal**, 18, n. 9, p. 1715-1721, 2018.

PETRAGLIA, F.; SCARCELLA, L.; PEDRAZZI, G.; BRANCATO, L. *et al.* Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: a systematic review and meta-analysis. **Eur J Phys Rehabil Med**, 2018.

RAPP, W.; BRAUNER, T.; WEBER, L.; GRAU, S. *et al.* Improvement of walking speed and gait symmetry in older patients after hip arthroplasty: a prospective cohort study. **BMC musculoskeletal disorders**, 16, n. 1, p. 291, 2015.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. **European Spine Journal**, 20, n. 3, p. 358-368, 2011.

SHIGAKI, L.; VIEIRA, E. R.; DE OLIVEIRA GIL, A. W.; ARAÚJO, C. G. A. *et al.* Effects of holding an external load on the standing balance of older and younger adults with and without chronic low back pain. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**, 40, n. 4, p. 284-292, 2017.

SILVA, P. O.; FERREIRA, A. S.; LIMA, C. M. D. A.; GUIMARÃES, F. S. *et al.* Balance control is impaired in adults with sickle cell anaemia. **Somatosensory & motor research**, p. 1-10, 2018.

SPAIN, R.; GEORGE, R. S.; SALARIAN, A.; MANCINI, M. *et al.* Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed. **Gait & posture**, 35, n. 4, p. 573-578, 2012.

SUN, R.; MOON, Y.; MCGINNIS, R. S.; SEAGERS, K. *et al.* Assessment of postural sway in individuals with multiple sclerosis using a novel wearable inertial sensor. **Digital Biomarkers**, 2, n. 1, p. 1-10, 2018.

TCHELET, K.; STARK-INBAR, A.; YEKUTIELI, Z. Pilot Study of the Encephalog Smartphone Application for Gait Analysis. **Sensors**, 19, n. 23, p. 5179, 2019.

VALLDEPERES, A.; ALTUNA, X.; MARTINEZ-BASTERRA, Z.; ROSSI-IZQUIERDO, M. *et al.* Wireless inertial measurement unit (IMU)-based posturography. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, 276, n. 11, p. 3057-3065, 2019.

VOGEL, J.; WILKE, J.; KRAUSE, F.; VOGT, L. *et al.* Functional movement analysis in patients with chronic nonspecific low back pain: a reliability and validity study. **BMC musculoskeletal disorders**, 20, n. 1, p. 395, 2019.

WASHABAUGH, E. P.; KALYANARAMAN, T.; ADAMCZYK, P. G.; CLAFLIN, E. S. *et al.* Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. **Gait & posture**, 55, p. 87-93, 2017.

Apêndice 1 – Processamento de sinais (sensores inerciais)

```
# Accelerometer
# get column names
col.names <- acc.data[4,]
col.X <- which(col.names=="X (mg)")
col.Y <- which(col.names=="Y (mg)")
col.Z <- which(col.names=="Z (mg)")
col.T <- pmatch(tolower("HostTimestamp"), tolower(as.matrix(col.names)))

# check if the data is not aligned (some files do not have the first DATE column, which renders the
# Z-axis column with an space string character)
if(acc.data[5,8]==" "){
  col.X <- col.X - 1
  col.Y <- col.Y - 1
  col.Z <- col.Z - 1
  col.T <- col.T - 1
}

# separate the data
X_mg <- as.matrix(as.numeric(as.character(data[,col.X])))
colnames(X_mg) <- c("X (mg)")
Y_mg <- as.matrix(as.numeric(as.character(data[,col.Y])))
colnames(Y_mg) <- c("Y (mg)")
Z_mg <- as.matrix(as.numeric(as.character(data[,col.Z])))
colnames(Z_mg) <- c("Z (mg)")

# Modificação para todos os sensores:
# Os eixo Z representa o eixo Y e vice-versa.
temp <- cbind(X_mg, Y_mg, Z_mg)
Y_mg <- temp[,3]
Z_mg <- temp[,2]

# Para o sensores posicionados na lombar:
# Inverter os sinais (+ e -) do eixo Z.
if(grepl("Lombar", dir.name)) {Z_mg <- -Z_mg}

# Para o sensores posicionados no esterno:
# Inverter os sinais (+ e -) do eixo X.
if(grepl("Esterno", dir.name)) {X_mg <- -X_mg}

# time vector (referenced to the first sample)
time <- (as.numeric(as.character(data[, col.T])) - as.numeric(as.character(data[1, col.T])))/1000

# renaming to a generic variable
X <- X_mg
Y <- Y_mg
```

```

# Para o sensores posicionados na lombar: Inverter os sinais (+ e -) do eixo X.
X <- -X

# pre-processing for nondeterminism in signal acquisition
# remove NA values
X <- X[complete.cases(X)]
Y <- Y[complete.cases(Y)]
time <- time[complete.cases(time)]

# check for a nondecreasing sequence of samples
reordered.samples <- 0
if(all(time==time[order(time, decreasing=FALSE)]==FALSE){
  reordered.samples <- length(which(time!=time[order(time,
decreasing=FALSE)]))/length(time)*100
  reordered.samples <- format(reordered.samples, digits=3, nsmall=3, decimal.mark=",",
big.mark="", small.mark="", scientific=FALSE)
  print(paste("Correcting the nondeterministic order of samples: Samples reordered = ",
length(which(time!=time[order(time, decreasing=FALSE)]))), sep="", quote=FALSE)
  # reorder in ascending order
  X <- X[order(time, decreasing=FALSE)]
  Y <- Y[order(time, decreasing=FALSE)]
  time <- time[order(time, decreasing=FALSE)]
}

# check for dual samples (same time stamp of consecutive samples)
duplicated.samples <- 0
if(all(time==unique(time))==FALSE){
  # find duplicated time stamp values
  dupl <- time[duplicated(time)]
  duplicated.samples <- format(length(dupl)/length(time)*100, digits=3, nsmall=3,
decimal.mark=",", big.mark="", small.mark="", scientific=FALSE)
  print(paste("Correcting the nondeterministic occurrence of samples: Samples duplicated = ",
length(dupl), sep=""), quote=FALSE)
  # replace duplicated values by the average (same or "true") value
  for(k in 1:length(dupl)){
    X[which(time==dupl[k])] <- mean(X[which(time==dupl[k])])
    Y[which(time==dupl[k])] <- mean(Y[which(time==dupl[k])])
  }
  # remove only the duplicated, while keeping the first occurrence
  X <- X[which(duplicated(time)==FALSE)]
  Y <- Y[which(duplicated(time)==FALSE)]
  time <- time[which(duplicated(time)==FALSE)]
}

# resample for a constant sampling interval (SWARII)
# check if FS is variable before signal processing
t.interval <- diff(time, 1)
if(sd(t.interval)!=0){
  FS.new <- 50 # Hz
  FS.avg <- FS.new
}

```

```

    print(paste("Correcting the nondeterministic sampling frequency: Resampled to = ",
FS.new, " Hz", sep=""), quote=FALSE)
    # SWARII code
    largest.gap <- max(t.interval)
    source("SWARII.R")
    resampled_X = SWARII(time, X, window_size = largest.gap, desired_frequency =
FS.new)$output_signal
    resampled_Y = SWARII(time, Y, window_size = largest.gap, desired_frequency =
FS.new)$output_signal
    resampled_time <- seq(0:(length(resampled_X)-1))/FS.new
}
X <- resampled_X
Y <- resampled_Y
time <- resampled_time

# digital signal procssing
filter.cutoff <- 3.5 # Hz
source("processing.R")
FS.orig <- format(1/mean(t.interval), digits=3, nsmall=3, decimal.mark="," ,
big.mark="","",small.mark="","", scientific=FALSE)
FS.avg <- format(FS.avg, digits=3, nsmall=3, decimal.mark="," , big.mark="","",small.mark="","",
scientific=FALSE)

if(show.plots==TRUE){
    file <- substr(file.name, 1, nchar(file.name)-4)
    jpeg(filename=paste(dir.name, "/", file, "_plot.jpeg", sep=""), width = 1200, height = 800,
units = "px", quality = 100)
    layout(matrix(c(1:4), nrow = 2, ncol = 2, byrow = FALSE), heights = c(1, 1), widths = c(2, 1))
    extreme <- max(abs(cbind(X,Y)))
    plot(time, X, xlab = "Time (s)", ylab = "X (mg)", type = "l", lwd = 2, ylim=c(-extreme,
extreme), frame.plot = FALSE, col="black")
    mtext("Stabilogram, mediolateral directon (X axis)", line = 0)
    plot(time, Y, xlab = "Time (s)", ylab = "Y (mg)", type = "l", lwd = 2, ylim=c(-extreme,
extreme), frame.plot = FALSE, col="black")
    mtext("Stabilogram, anteroposterior directon (Y axis)", line = 0)
    plot(X, Y, xlab = "X (mg)", ylab = "Y (mg)", type = "l", lwd = 2, ylim=c(-extreme, extreme),
xlim=c(-extreme, extreme), frame.plot = TRUE, col="black")
    abline(h=0, lty = "longdash", col="grey", lwd = 2)
    abline(v=0, lty = "longdash", col="grey", lwd = 2)
    mtext("Statokinesigram (XY-axes)", line = 0)
    hist(t.interval, main="", xlab = "Sampling interval (s)")
    mtext("Histogram of interval between samples", line = 0)
    mtext(paste(dir.name, file.name, sep="/"), cex = 1.2, side = 3, line = -2, outer=TRUE)
    dev.off()
}

```

Apêndice 2 – Manuscrito #2

Proprioceptive acuity was not related to pain and physical performance tests in patients with patellofemoral pain syndrome: A cross-sectional study

Gustavo Telles^a; Vanessa Knust^{a,b}; Bruno Senos Gomes^{a,b}; Dângelo José de Andrade Alexandre^c; Leticia Amaral Corrêa^a; Leandro Alberto Calazans Nogueira^{a,d}

^a Rehabilitation Science Postgraduation Program – Augusto Motta University Centre (UNISUAM), Rio de Janeiro, Brazil.

^b Admiral Adalberto Nunes Physical Education Center (Brazilian Navy), Rio de Janeiro, Brazil.

^c Physiotherapy Department, National Institute of Traumatology and Orthopaedics (INTO), Rio de Janeiro, Brazil.

^d Physiotherapy Department, Federal Institute of Rio de Janeiro (IFRJ), Rio de Janeiro, Brazil.

ABSTRACT

Context: Patellofemoral pain (PFP) is a common complaint between physically active subjects. Patients with PFP present a limitation to perform daily activities. Also, pain could modify proprioceptive acuity and lead to movement impairment. To date, it is unknown whether proprioceptive acuity is related to pain and physical tests performance in patients with PFP.

Objective: To analyse the relationship between joint position sense (JPS) and pain intensity, physical performance test, disability, and physical activity level in patients with patellofemoral pain (PFP).

Design: Cross-sectional study.

Setting: Outpatient Physical Therapy Department.

Patients: Forty-eight patients with PFP [age 31.2 (5.9) years; 30 (62.5%) male; affected side 26 (54.2%) right] were recruited.

Main Outcome Measures: JPS test at 20° and 60° of knee flexion, physical performance tests (Single Leg Triple Hop Test and Y- Balance Test), pain, disability (Kujala Scoring Questionnaire, KSQ), and level of physical activity (minutes per week).

Results: The mean absolute error of the knee proprioception acuity at 60° and 20° of the participants was 5.5 (4.5) and 4.9 (3.4) degrees, respectively. The correlations between the JPS and the other variables investigated were weak and not statistically significant ($p > 0.05$).

Conclusions: The joint position sense was not related to physical performance tests, patient self-reported measures of pain intensity and disability in patients with PFP.

INTRODUCTION

Patients with patellofemoral pain (PFP) present pain on the anterior aspect of the knee and most of the symptoms occur in weight-bearing activities ^{1,2}. PFP usually affects physically active people. Recent studies involving patients with PFP included adolescents, recreational runners and military recruits ³. PFP can precede physical harm as osteoarthritis and lead to limitations of daily activities ^{1,2,4}. There is no consensus about the origin of PFP, but overuse and trauma can contribute to developing this condition ^{4,5}. There are some factors associated with PFP (i.e., excessive hip rotation, hip muscles weakness, iliotibial band tightness, foot pronation, patellar malalignment, and proprioception deficits) ^{6,7}. Moreover, reduced quadriceps strength has been proposed as a risk factor for PFP in military recruits ³. Although many risk factors have been reported to PFP, those factors associated with abnormal movement patterns may be more relevant, including proprioception deficits ^{1,8}.

Proprioception has been the focus of several studies of patients with PFP ^{7,9}, and it has a crucial role in daily living activities and sports performance ^{4,8}. Proprioception is the body capacity in detecting joint movement and joint position through information from mechanoreceptors located in the skin, muscles, tendons and joint capsule ⁸. The presence of altered mechanoreceptors could lead to proprioception deficits and decreased motor control ⁹. Thus, individuals with proprioception impairment could present difficulty in performing specific movements during physical evaluation ⁹. The proprioceptive acuity could be reduced in the presence of pain and some pathologies along with PFP ⁷.

The proprioception assessment is based on methods that allow examining a subject's ability in identifying joint movements. For this reason, the measurement of joint position sense has been used for the proprioception evaluation ^{7,9,10}. Decreased joint position sense has been described in patients with PFP ^{4,9}. Arguably, proprioception impairment could lead to reduced movement capacity ¹¹. Accordingly, proprioception could be indirectly measured through physical performance tests, which have mainly been used in the research and clinical routine to assess the functionality of the lower extremity because the tests are feasible and allow obtaining quantitative data for further comparison ¹². The physical performance tests are usually executed mimicking functional tasks involving squatting and hopping ^{13,14}.

Although proprioceptive acuity plays a role on knee function and the physical performance tests are promising for the assessment of patients with PFP, it is unknown whether the proprioception influence on lower limb functionality, pain intensity and disability in patients with PFP. Therefore, the current study aimed to analyse the relationship of the proprioception acuity with physical performance tests and the patient self-reported measures of pain intensity and disability in patients with PFP. We hypothesised that the impairment of the proprioception function would be related to deficits on physical performance, higher levels of pain intensity and disability in patients with PFP. The knowledge about which factor is associated with functional limitations could provide essential data for supporting health professionals during the assessment of these patients.

METHODS

Design

This is a cross-sectional study conducted according to the requirements of Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE). We used data from a previous study by our group. In brief, the study was a matched case-control study designed to compare the proprioceptive function of the knee, and two physical performance tests between patients with PFP and controls matched for several characteristics including physical activity level. The sample size of 96 participants was calculated, counting 48 patients with PFP.

Patients

Participants who sought physical therapy in the Physical Functional Rehabilitation Service of the Almirante Adalberto Nunes Physical Education Center (CEFAN) due to knee pain were included. This outpatient service provides health care for military personnel and their family members. The inclusion criteria for patients with PFP were: (1) age between 18 and 45 years old; (2) unilateral knee pain at the time of the test with pain intensity between 3 and 9 on the numerical pain rating scale; (3) insidious onset of pain symptoms; (4) retropatellar or peripatellar pain during at least two of the following functional activities: up and downstairs, running, riding, kneeling, squatting, isometrically contracting of the quadriceps and palpation of the medial and/or lateral patellar facet ¹⁵. Participants who underwent to any surgery in lower limbs; presented low back pain, knee ligament injury or other symptoms in lower limbs, including a history of ankle sprains; participant under psychological or psychiatric treatment; a history of patellar dislocation; or a pregnancy was excluded from the study. We also excluded patients presenting bilateral knee pain and patients suffering from chronic musculoskeletal disorders (i.e., fibromyalgia, rheumatoid arthritis, chronic widespread pain) owing to the potential influence of the central sensitization mechanism ¹⁶. The period of recruitment was between April and August 2017.

The Research Ethics Committee of the Marcílio Dias Navy Hospital approved the study, which was conducted in accordance with the Helsinki Declaration for research in humans (CAAE: 65274017.3.0000.5256). All patients provided written informed consent before participation.

Procedures

The initial screening was performed by a physiotherapist (examiner 1) during the first physical therapy appointment. Participants filled in a questionnaire including demographic information (age and sex), health-related information (weight, height, physical activity level, medical history, and previous pathological history), pain characteristics (pain area and associated symptoms), and physical examination. Then, the evaluation of pain intensity and knee disability was conducted through self-reported questionnaires (Numerical Pain Rating Scale - NPRS and Kujala Scoring Questionnaire - KSQ). The physical activity level was calculated as the product of the duration and frequency of moderate-intensity aerobic exercise (in minutes per week). The physiotherapists (examiners 2 and 3) carried out the proprioceptive assessment

and the physical performance tests (single-leg triple-hop test and Y-Balance Test), respectively. The physical performance tests were carried out bilaterally, but only the affected side of the patients with PFP was used for the current analysis. The whole procedure was performed on the same day. All examiners had at least 12 years of clinical experience in knee rehabilitation.

knee proprioception assessment

The active assessment of joint position sense was conducted using an isokinetic dynamometer (Biodex 4 Multi-joint System Pro, 850-000; New York, USA) during knee extension. Participants were assessed in the upright sitting position using pelvic and abdominal belts to avoid unnecessary movements of the trunk, with the popliteal region 10-cm away from the edge of the seat to eliminate possible skin interference. In addition, participants used a mask and headphones to prevent visual and auditory feedback. The initial position was 90° of knee flexion, and the articular axis of the knee was aligned with the axis of the dynamometer. The target position was 20° and 60° of knee extension^{9,17}. The position of 20° was chosen because it is considered an angulation that the patella presents more contact with the femoral trochlea, which can be a cause of pain^{18,19}. The position of 60° was chosen because this angle is critical for patellofemoral congruence^{20,21}.

The knee was passively moved using a test speed of 5°·s⁻¹ controlled by the dynamometer to the target position and maintained there for 10 seconds. Participants were instructed to actively reach the target angles (20° and 60° of knee extension). Once the test started, participants were instructed to press the on/off button to stop the knee extension when they felt the target angle was reached. Five trials were performed for each target angle, with a 1-minute interval between trials. The fifth trial was recorded and used for the data analysis because it was demonstrated the stability of the data after five repetitions of the joint position sense test in patients with PFP¹⁹. The absolute error was calculated for each repetition indicating the absolute difference in degrees between the target position and the corresponding position, regardless of the error direction. The dynamometer determined all measures of angular displacement.

Single-leg triple-hop test

Participants used a stationary bike pedalling at a steady and comfortable speed for three minutes for general warm-up. Participants were instructed to standing on their

limb with the toes aligned at the zero mark on the standard tape measure fixed to the ground ²². The measured score was the distance from the zero mark to the place just behind the heel after completing three consecutive maximal hops forward on the same limb ^{23,24}. Arm swing was allowed, and individuals had three practice attempts prior to the trials. The test was repeated if the three jumps could not be completed without the contralateral limb touching the ground. The maximum distance achieved during the three trials was recorded in centimetres. Participants wore self-selected footwear and did not receive any verbal stimuli during the test period. The test has a high reliability (intraclass correlation coefficient = 0.92-0.97) ^{11,25}.

Y-Balance Test

The Y-Balance Test analyses the dynamic stabilization of the lower limb in single-leg stance while participants try to reach three different directions (anterior, posterolateral, and posteromedial) as far as possible with the contralateral leg ²⁶. Participants were instructed to keep their hands on their hips and reach as far as possible by pushing a board using the foot in each of the three directions (anterior, posteromedial, and posterolateral). The test failed if the participant touched the floor before returning to the starting position, moved any part of the support foot, or kicked the box to achieve a better result ²⁷. The test order was similar for all participants (anterior, posteromedial, and posterolateral). The maximum distance reached after three trials was recorded in centimetres and then normalized using the length of each participant's leg, measured with a tape from the anterior superior iliac spine (ASIS) to the medial malleolus in the supine position ²⁷. We calculated the relative reached distance (maximum reached distance / limb length * 100) and the composite reached distance (sum of the three reach directions / three times the limb length * 100). A systematic review demonstrated excellent intra-rater reliability for the Y-Balance Test. The median values were 0.88, 0.88 and 0.90 for anterior, posteromedial and posterolateral reach directions, respectively ²⁶.

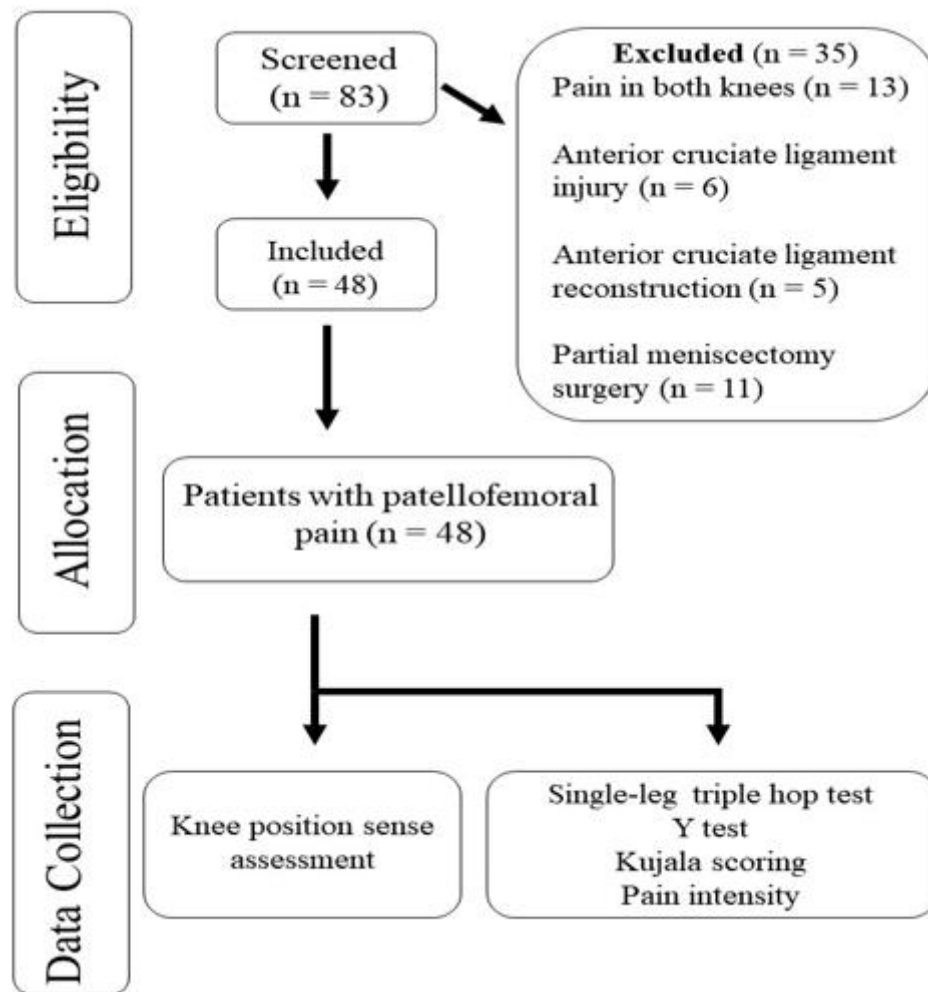
Statistical analysis

Data were entered using double-entry techniques. The characteristics of the participants were described using means and standard deviations for continuous variables and absolute values with their respective percentages for categorical variables. The Shapiro-Wilk test verified the data distribution for each outcome variable

(proprioceptive acuity, physical performance tests, and disability). Since data were found to be non-normally distributed, a Spearman's rank correlation coefficient (ρ) and 95% confidence intervals (CI) were computed to assess the relationship between the variables. The correlation coefficient was classified as weak (below 0.3), moderate (between 0.3 and 0.7), and strong (above 0.7) ²⁸. The significance level was set at 0.05. The program used for statistical analysis was the Statistical Package for Social Sciences (SPSS version 22.0, IBM Corporation, Armonk, New York, USA).

RESULTS

The first screening selected eighty-three participants with PFP and forty-eight participants were included. Thirteen participants were excluded for having bilateral knee pain, six for an anterior cruciate ligament injury, five for anterior cruciate ligament reconstruction, and eleven for previous partial meniscectomy surgery (Figure 1). The procedures were completed without adverse events.

Figure 1 – Flow chart of the study procedures

Participants included had a mean of 31.2 (5.9) years old, 30 (62.5%) were men and 45 (93.8%) were right-handed. Participants showed a mean pain intensity of 3.96 (1.34) at the initial screening in NPRS. The mean self-reported disability was 76.08 (9.18) % in KSQ. The demographic and clinical characteristics of the participants are presented in Table 1.

TABLE 1. Demographic and clinical characteristics of the participants in the study (n=48).

CHARACTERISTICS	Values
Demographic	
Sex (male), n (%)	30 (62.5)
Age (years)	31.20 (5.9)
Weight (Kg)	74.81 (14.24)
Height (m)	1.71 (0.08)
Body mass index (kg/m ²)	25.26 (3.56)
Handedness (right), n (%)	45 (93.80)
Evaluated side (right), n (%)	26 (54.20)
Physical Activity (min per week)	310.42 (255.81)
Clinical	
Pain duration (months)	37.56 (41.24)
Pain intensity on average (0-10)	4.83 (1.43)
Pain intensity at the moment of the assessment (0-10)	3.96 (1.34)
Kujala score (0-100)	76.08 (9.18)

Note: Continuous variables are expressed in mean (Standard Deviation) and categorical variables in frequency (Percent).

The mean of absolute error of the knee proprioception acuity at 60° and 20° of the participants was 5.5 (4.5) and 4.9 (3.4) degrees, respectively. The mean of the distance reached on the single-leg triple hop test was 420 (10.0) cm while the mean distance reached on component anterior, posteromedial and posterolateral of the Y-Balance Test were 58.6 (6.6), 94.2 (13.2), and 98.5 (12.6) cm, respectively.

The proprioception acuity at 60° joint position target angle was negatively correlated with the distance of the single-leg triple hop test, and the distance of posteromedial, posterolateral, composite score of the Y-Balance Test, physical activity

level, and pain duration. On the other hand, this target angle was positively correlated with the distance reached in the anterior direction of the Y-Balance Test, pain intensity at the moment of assessment, and KSQ score. Data obtained from the proprioception acuity at 20° joint position target angle exhibited a negative correlation with the single-leg triple hop test, pain intensity at the moment of assessment, and physical activity level. Additionally, a positive correlation was found with the anterior, posteromedial, posterolateral direction, and the composite score of the Y-Balance Test, pain duration, KSQ score. Overall, the correlations were weak and not statistically significant ($p > .05$). The coefficient of the correlations with 95% of the confidence interval is presented in Table 2.

TABLE 2 - Correlations between proprioceptive acuity, pain characteristics, lower extremity function, physical activity level for the participants.

Variables	Joint position sense (absolute error)	
	60° Target angle	20° Target angle
Physical Activity (min per week)	-0.27 (-0.51, 0.01)	-0.21(-0.47, 0.08)
Pain duration (months)	-0.02 (-0.30, 0.26)	0.19 (-0.10, 0.45)
Pain intensity at the moment of the assessment (0-10)	0.06 (-0.22, 0.34)	-0.16 (-0.42, 0.13)
Kujala score (0-100)	0.07 (-0.21, 0.35)	0.02 (-0.26, 0.30)
Single-Leg Triple-Hop Test (cm)	-0.06 (-0.34, 0.22)	-0.22 (-0.47, 0.06)
Y-Balance Test (cm)		
Anterior	0.26 (-0.03, 0.51)	0.19 (-0.10, 0.44)
Posteromedial	-0.28 (-0.52, 0.01)	0.10 (-0.29, 0.37)
Posterolateral	-0.24 (-0.49, 0.04)	0.05 (-0.23, 0.33)
Composite score	-0.23 (-0.48, 0.05)	0.05 (-0.23, 0.33)

Note: Values represent a Spearman's rank correlation coefficient (ρ) (95% confidence intervals). There was not a statistically significant correlation between joint position sense and the other variables. Abbreviation: cm = centimetres; min = minutes.

DISCUSSION

This study investigated the relationship of proprioceptive acuity, physical performance tests, and pain intensity in patients with patellofemoral pain. The proprioceptive acuity was not correlated with the duration and intensity of pain. Likewise, the physical performance of the lower extremity and the knee disability were not influenced regarding the proprioception status. Besides, the level of physical activity did not interfere with proprioception.

This is the first study that analysed the association of JPS (measured using an isokinetic dynamometer) and physical performance tests. Moreover, our study presented a considerable sample size of people with PFP in comparison to other studies that evaluated JPS in this population ^{7,9}. On the other hand, our findings have to be considered with caution. First of all, most of the participants were men, and it is known that PFP usually affects more women than men ⁶. Another issue was the mean age of our sample. PFP is more common in subjects between 15 and 30 years old ⁶ and our sample had a mean age of 31 years old. The participants were recruited from military service, and this fact could influence our finding describing the population with different mean age and prevalence of male sex. This study was an analysis of data obtained from another study of our group. Thus, this sample size could not be satisfactory to reach significant results.

The lack of association between pain and joint position sense observed in the present study, corroborating the findings of a previous study ¹⁸. Nonetheless, most of the participants were women, and the mean age was lower than in that study (25.4 years old in that study) ¹⁸. These results suggest that sex and age could not be the main features to consider in the assessment of patients with PFP. Although it has been advocated that pain could contribute to proprioception deficit ⁹, we did not observe a link between joint position sense and pain. Future researches should analyse the association between specific pain characteristics and proprioception in patients with PFP to confirm our findings.

In our study, the participants were evaluated in different aspects of pain. We obtained data about pain duration and intensity at the moment of evaluation. Both values were not correlated with proprioception acuity. Furthermore, one study found similar results comparing the JPS among athletes with and without PFP ²⁹. Likewise, disability was not related to proprioception in our study. On the other hand, one study found a weak correlation between proprioception and self-reported disability in the

KSQ score ⁷. According to Guney et al., quadriceps strength has more relevant influence in proprioception than pain ⁹. Reasonably, pain intensity and the level of disability are related to other factors as muscle strength than proprioception deficits in patients with PFP.

Decreased proprioceptive acuity may be related to distinct knee impairment and could not be associated with patients with PFP. Patients with anterior cruciate ligament rupture presented postural control deficits ³⁰. Hence, the abnormal proprioceptive response could modify joint stability while performing specific movements as in functional tests for lower extremity ³⁰. Our findings did not demonstrate an association between joint position sense and physical performance tests, which suggests that patients with PFP have less influence in joint position sense than in individuals who had anterior cruciate ligament rupture. Health professionals should investigate other aspects over proprioceptive acuity in patients with PFP.

The findings of the current study showed that the use of the joint position sense to evaluate proprioception in patients with PFP did not provide relevant data. Other mechanisms could affect movement performance instead of pain and proprioception. Clinicians are encouraged to evaluate the lower limb strength since the remarkable impairment in patients with PFP ^{4,9}. The sample of our study was physically active, thus it could influence the functional test performance rather the presence of pain or decreased joint position sense. Hence, we suggest that futures studies examine the effects of pain on proprioception and physical performance tests in a general population sample.

CONCLUSION

The joint position sense was not related to physical performance tests, patient self-reported measures of pain intensity and disability in a group of patients with PFP.

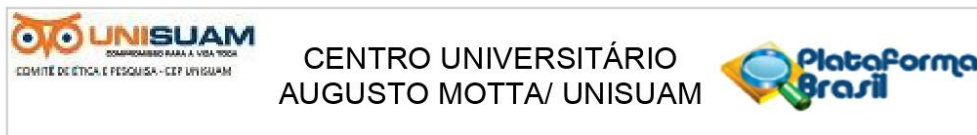
REFERENCES

1. Telles G, Cristovão DR, Belache FATC, Santos MRA, de Almeida RS, Nogueira LAC. The effect of adding myofascial techniques to an exercise programme for patients with anterior knee pain. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2016;20(4):844-850.
2. Collins NJ, Barton CJ, van Middelkoop M, et al. 2018 Consensus statement on exercise therapy and physical interventions (orthoses, taping and manual therapy) to treat patellofemoral pain: recommendations from the 5th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Gold Coast, Australia, 2017. *Br J Sports Med*. 2018:bjsports-2018-099397.
3. Neal BS, Lack SD, Lankhorst NE, Raye A, Morrissey D, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2019;53(5):270-281.
4. Hazneci B, Yildiz Y, Sekir U, Aydin T, Kalyon TA. Efficacy of isokinetic exercise on joint position sense and muscle strength in patellofemoral pain syndrome. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2005;84(7):521-527.
5. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, Van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2012;42(2):81-A12.
6. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2010;40(2):42-51.
7. Yosmaoglu HB, Kaya D, Guney H, et al. Is there a relationship between tracking ability, joint position sense, and functional level in patellofemoral pain syndrome? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2013;21(11):2564-2571.
8. Smith TO, Davies L, Hing CB. A systematic review to determine the reliability of knee joint position sense assessment measures. *The Knee*. 2013;20(3):162-169.
9. Guney H, Yuksel I, Kaya D, Doral MN. The relationship between quadriceps strength and joint position sense, functional outcome and painful activities in patellofemoral pain syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015:1-7.
10. Coslett HB, Medina J, Kliot D, Burkey AR. Mental motor imagery indexes pain: the hand laterality task. *European Journal of Pain*. 2010;14(10):1007-1013.

11. Haitz K, Shultz R, Hodgins M, Matheson GO. Test-retest and interrater reliability of the functional lower extremity evaluation. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2014;44(12):947-954.
12. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of athletic training*. 2012;47(3):339-357.
13. Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner MRS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2001;31(10):588-597.
14. Robinson RH, Gribble PA. Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008;89(2):364-370.
15. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-843.
16. Woolf CJ. Central sensitization: implications for the diagnosis and treatment of pain. *Pain*. 2011;152(3):S2-S15.
17. Fachin de Vecchi S, Teixeira Bastos de Oliveira N, Miyamoto GC, Nunes Cabral CM. O senso de posição articular do joelho não é alterado pela dominância. *ConScientiae Saúde*. 2013;12(2).
18. Baker V, Bennell K, Stillman B, Cowan S, Crossley K. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*. 2002;20(2):208-214.
19. Selfe J, Callaghan M, McHenry A, Richards J, Oldham J. An investigation into the effect of number of trials during proprioceptive testing in patients with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*. 2006;24(6):1218-1224.
20. Selfe J. Motion analysis of an eccentric step test performed by 100 healthy subjects. *Physiotherapy*. 2000;86(5):241-247.
21. Selfe J, Harper L, Pedersen I, Breen-Turner J, Waring J. Four outcome measures for patellofemoral joint problems: part 1. Development and validity. *Physiotherapy*. 2001;87(10):507-515.

22. Alvim FC, Lucareli PRG, Menegaldo LL. Predicting muscle forces during the propulsion phase of single leg triple hop test. *Gait & posture*. 2018;59:298-303.
23. Baldon RDM, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2014;44(4):240-A248.
24. Bley AS, Correa JCF, Dos Reis AC, Rabelo NDDA, Marchetti PH, Lucareli PRG. Propulsion phase of the single leg triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: a biomechanical study. *PloS one*. 2014;9(5):e97606.
25. Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy*. 2007;87(3):337-349.
26. Powden CJ, Dodds TK, Gabriel EH. The reliability of the star excursion balance test and lower quarter y-balance test in healthy adults: a systematic review. *Int J Sports Phys Ther*. 2019;14(5):683-694.
27. Bulow A, Anderson J, Leiter J, MacDonald P, Peeler J. The modified star excursion balance and y-balance test results differ when assessing physically active healthy adolescent females. *International journal of sports physical therapy*. 2019;14(2):192.
28. Junior RML, Netto WA, Carvalho GF, Zanca GG, Zatiti SCA, Mattiello SM. Concurrent validity of handheld dynamometer measurements for scapular protraction strength. *Brazilian journal of physical therapy*. 2019;23(3):228-235.
29. Naseri N, Pourkazemi F. Difference in knee joint position sense in athletes with and without patellofemoral pain syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012;20(10):2071-2076.
30. Herrington L, Hatcher J, Hatcher A, McNicholas M. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee*. 2009;16(2):149-152.

Anexo 1 – Parecer consubstanciado com do CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise funcional de pacientes com dores musculoesqueléticas por meio de sensores inerciais e um estudo de viabilidade.

Pesquisador: GUSTAVO FELICIO TELLES

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 21976619.7.1001.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.848.625

Apresentação do Projeto:

O Projeto intitulado "Análise funcional de pacientes com dores musculoesqueléticas por meio de sensores inerciais – um estudo de viabilidade" busca alternativas para análise do movimento por meio de sensores inerciais. A análise do movimento humano é imprescindível para o fisioterapeuta. É necessário que os métodos utilizados forneçam dados confiáveis e não sejam dependentes de análise subjetiva. Os instrumentos disponíveis para a pesquisa apresentam alto custo e baixa capacidade de transporte. Estas características inviabilizam o seu uso para a maioria dos profissionais. O desenvolvimento de métodos mais acessíveis aos profissionais clínicos é necessário para que estes consigam realizar avaliações de maneira quantitativa e as informações fornecidas pelos estudos científicos sejam reproduzíveis. Desta forma poderá ocorrer maior interação entre a ciência e a prática profissional. Vários métodos estão disponíveis e já são utilizados para este fim, porém as ferramentas mais precisas possuem alto custo e são inviáveis para os profissionais utilizarem em sua rotina. Com o avanço da tecnologia, atualmente estão disponíveis no mercado equipamentos com baixo custo tais como os sensores inerciais. Desta forma, entender se esses sensores de baixo custo avaliação com precisão e acurácia as disfunções do movimento, poderão representar soluções de baixo custo para a prática clínica.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo do estudo é verificar a viabilidade de utilização dos sensores inerciais para análise de

Endereço: Av. Paris, 72 TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 9943)

Bairro: Bonsucesso

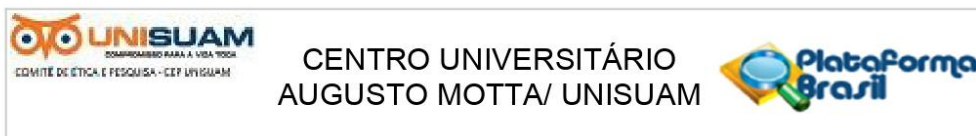
CEP: 21.041-010

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)3882-9797

E-mail: comitedeetica@unisuum.edu.br



Continuação do Parecer: 3.848.625

movimento funcionais.

Objetivos Secundários:

1. Correlacionar os dados fornecidos pelos sensores inerciais durante atividades funcionais com os dados fornecidos por instrumentos de avaliação padrão ouro em pacientes com dores musculoesqueléticas e indivíduos assintomáticos durante tarefas funcionais;
2. Analisar a execução do movimento de pacientes com dores musculoesqueléticas durante atividades funcionais utilizando sensores inerciais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O projeto apresenta o risco de o participante sentir cansaço ou desequilíbrios durante a realização dos testes. Com o objetivo de minimizar esses efeitos, um pesquisador irá permanecer próximo ao participante durante as análises de equilíbrio e marcha. O participante só irá realizar a atividade de corrida caso o mesmo declare se sentir confiante para realizar tal tarefa. A avaliação será interrompida imediatamente caso o participante declare a sensação de desconforto físico, emocional ou mental.

Benefícios

Apresentação de um método viável para avaliação do movimento de pessoas com dor musculoesquelética durante a realização de tarefas habituais.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem delineado, com justificativas relevantes e respeito os aspectos éticos. Há demonstração do cálculo amostral, bem como os eventuais riscos envolvidos.

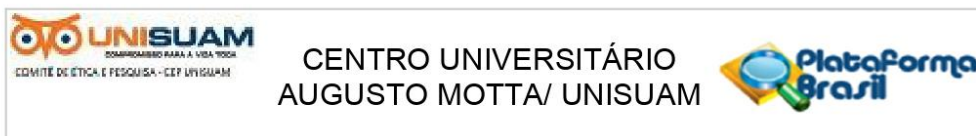
Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto apresenta o TCLE de forma adequada, assim como o termo de aceite da Instituição parceira do projeto (HUGG) e cronograma factível para execução do mesmo.

Recomendações:

Este parecerista recomenda a aprovação do projeto para sua pronta execução. Os riscos descritos no projeto devem ser minimizados com estratégias que assegurem a segurança dos procedimentos avaliativos.

Endereço: Av. Paris, 72 TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 9943)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisiam.edu.br



Continuação do Parecer: 3.848.625

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovada a execução do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecerista, de acordo com as recomendações do CEP/UNISUAM e de acordo com as normas do CONEP em vigor e as declarações universais de pesquisa com seres humanos, aprova a execução do projeto.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1431479.pdf	15/11/2019 13:17:42		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_15_11_19.docx	15/11/2019 13:16:44	GUSTAVO FELICIO TELLES	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	15/11/2019 13:15:13	GUSTAVO FELICIO TELLES	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	termo_de_aceite_Hugg.pdf	14/11/2019 16:59:18	GUSTAVO FELICIO TELLES	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	19/09/2019 19:27:41	GUSTAVO FELICIO TELLES	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRostoAssinada.pdf	19/09/2019 19:13:16	GUSTAVO FELICIO TELLES	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO DE JANEIRO, 19 de Fevereiro de 2020

Assinado por:
Tiago Miguel Patrício Ribeiro
 (Coordenador(a))

Endereço: Av. Paris, 72 TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 9943)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisuum.edu.br