



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA
Vice-Reitoria de Pesquisa, Extensão e Inovação
Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação- PPGCR
Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

PEDRO MANOEL PENA JUNIOR

CONTROLE POSTURAL DE PACIENTES COM DOR LOMBAR CRÔNICA
INESPECÍFICA DURANTE TAREFAS FUNCIONAIS MENSURADO POR
DUAS PLATAFORMAS SIMULTANEAMENTE.

Rio de Janeiro

2019

PEDRO MANOEL PENA JUNIOR

CONTROLE POSTURAL DE PACIENTES COM DOR LOMBAR CRÔNICA
INESPECÍFICA DURANTE TAREFAS FUNCIONAIS MENSURADO POR
DUAS PLATAFORMAS SIMULTANEAMENTE.

Dissertação de mestrado apresentado ao
Programa de Pós-graduação em Ciências da
Reabilitação, do Centro Universitário Augusto
Motta, como parte dos requisitos para obtenção
do título de Mestre em Ciências da
Reabilitação.

Orientador(a): Prof. Dr. LEANDRO ALBERTO CALAZANS NOGUEIRA

Rio de Janeiro

2019

PEDRO MANOEL PENA JUNIOR

CONTROLE POSTURAL DE PACIENTES COM DOR LOMBAR CRÔNICA
INESPECÍFICA DURANTE TAREFAS FUNCIONAIS MENSURADO POR
DUAS PLATAFORMAS SIMULTANEAMENTE.

Dissertação de mestrado apresentado ao
Programa de Pós-graduação em Ciências da
Reabilitação, do Centro Universitário Augusto
Motta, como parte dos requisitos para obtenção
do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Aprovado em:

BANCA EXAMINADORA:

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

Prof. Dr. Ney Armando Meziat Filho
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Igor Rmathur Telles de Jesus
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. Felipe José Jandré dos Reis
Instituto Federal do Rio de Janeiro - IFRJ

Rio de Janeiro
2019

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar gostaria muito de agradecer aos meus pais Pedro Manoel Pena e Antônia de Maria Braga Pena (*In memoriam*) por terem me orientado desde sempre que a educação e o conhecimento eram a melhor herança que podiam me deixar e realmente sem essa orientação jamais poderia ter chegado até aqui. Aos meus filhos Gabriel e Isabela que ficaram por algum tempo sem ter a atenção devida e sempre compreenderam sem reclamar, meus filhos amo muito vocês e muito obrigado pela paciência e compreensão. A minha amada esposa Jaqueline que sempre me incentivou e foi meu porto seguro, amor sem o seu apoio esse momento não teria acontecido, muito obrigado e eu te amo pra sempre.

Gostaria de agradecer também a todos os participantes da coleta que contribuíram e ajudaram na pesquisa. Os alunos da iniciação científica Calebe, Luís Felipe da UNISUAM, Caroline, Calvin e Maíra do IFRJ que ajudaram na captação dos participantes e no momento da coleta foram sempre solícitos para que o andamento do trabalho ocorresse da melhor maneira possível. Aos meus colegas do programa e principalmente alunos do meu orientador que sempre tiveram dispostos a ajudar também. Ao meu fiel escudeiro que sempre esteve disponível, desde o momento da confecção do projeto, até ao último paciente coletado, Gustavo Telles muito obrigado por tudo, sem você com certeza nada disso teria acontecido, você é parte desse trabalho e saiba que ganhou um amigo pro que der e vier, espero poder estar com você ainda por muitos anos em projetos futuros.

Ao meu orientador Leandro Nogueira, muito obrigado por me ajudar a olhar de fora da caixinha, saiba que quando cheguei no programa não o conhecia muito, talvez devido a esse seu jeito de não querer muito holofotes mas, depois que eu o conheci e vi o quanto de conhecimento você detêm e o quanto você está sempre disposto a ajudar eu não apenas aprendi com você como também virei seu fã, realmente foi muito mais fácil sendo seu aluno e você pra mim é o cara!

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho ao amor da minha vida Jaqueline Pena. Deus colocou você na minha vida não apenas pra me dar os nossos maravilhosos filhos e sim para ser a minha companheira de vida. Você sempre esteve presente, lembro como ninguém no momento em que estive doente e que descobrimos o câncer, você esteve comigo sem sair do meu lado, me ajudou a enfrenta-lo e hoje graças a Deus estou curado conseguindo vencer mais uma batalha graças a sua ajuda. Amor, saiba que você faz parte de tudo isso, esteve comigo o tempo todo mesmo distante, pois sei que sempre esteve torcendo pra dar certo, deixo aqui a minha eterna gratidão e dedico todo esse trabalho a você.

“Eu sei que vou te amar

Por toda a minha vida eu vou te amar

Em cada despedida eu vou te amar

Desesperadamente, eu sei que vou te amar...”

Tom Jobim

RESUMO

Introdução: A dor lombar é altamente prevalente no Brasil e no Mundo. O controle postural representa uma das limitações funcionais da dor lombar. O controle postural pode ser investigado por meio do deslocamento do centro de pressão (CoP), utilizando uma baropodometria que é um instrumento de menor custo quando comparado ao instrumento padrão-ouro (i.e., plataforma de força). Entretanto, existe uma falta de informações clinimétricas dos parâmetros estabilométricos da baropodometria computadorizada em concordância com a plataforma de força. Além disso, o controle postural de pacientes com dor lombar crônica durante tarefas funcionais foi pobremente investigado na literatura. **Objetivo:** verificar a validade concorrente da medida do deslocamento do CoP aferida pela baropodometria em pacientes com dor lombar crônica não específica durante atividades funcionais. Secundariamente, o presente estudo comparou o controle postural de pacientes com dor lombar crônica não específica e controles pareados durante atividades funcionais. **Métodos:** Foi realizado um estudo de acurácia diagnóstica na primeira etapa do estudo e um estudo observacional analítico em 42 participantes com dor lombar crônica e 42 controles pareados por idade, sexo e índice de massa corporal na etapa seguinte. Os participantes realizaram tarefas funcionais sobre um baropodômetro que estava sobre uma plataforma de força e os respectivos sinais foram comparados. As atividades funcionais avaliadas na baropodometria foram: permanecer na postura ortostática, apoio bipodal segurando sacolas e apoio bipodal segurando sacolas e agachando. A validação concorrente da medida do deslocamento do CoP aferido pela baropodometria em concordância com a plataforma força foi investigado pela correlação de Pearson e pelo método Bland-Altman. O deslocamento do CoP nos dois grupos (pacientes x controles) foi comparado pelo método ANOVA de dois fatores. **Resultados:** Nossos achados mostraram correlações moderadas a fortes na maioria das medidas investigadas. As análises de Bland-Altman revelaram diferenças substanciais entre os dois métodos na maioria dos parâmetros de deslocamento de CoP examinados. Consequentemente, foram calculadas equações de regressão linear para prever os valores da plataforma de força a partir dos resultados do baropodômetro. Secundariamente, a velocidade média de deslocamento total, velocidade média mediolateral e velocidade média anteroposterior apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($P < 0,05$) durante a tarefa apoio bipodal segurando sacolas e agachando. **Conclusão:** O baropodômetro é válido para medir o deslocamento da CoP em pacientes com dor lombar crônica inespecífica quando comparado à plataforma de força. Os pacientes com dor lombar crônica inespecífica apresentaram menor velocidade média de deslocamento do CoP quando comparados aos controles saudáveis que realizavam a tarefa apoio bipodal segurando sacolas e agachando.

Palavras-chave: Dor Lombar. Centro de Pressão CoP. Baropodometria. Plataforma de Força.

ABSTRACT

Introduction: Low back pain is highly prevalent in Brazil and in the World. Postural control represents one of the functional limitations of low back pain. Postural control can be investigated through the behavior of the center of pressure (CoP), using a baropodometry that is a lower cost instrument when compared to the standard gold instrument (i.e., force platform). However, there is a lack of clinimetric information on the stabilometric parameters of the computed baropodometry in agreement with the force platform. In addition, the postural control of patients with chronic low back pain during functional tasks was poorly investigated in the literature. **Objective:** to verify the concurrent validity of the measurement of CoP displacement measured by baropodometry in people with chronic nonspecific low back pain during functional activities. Secondly, the present study compared the postural control of patients with non-specific chronic low back pain and controls during functional activities. **Methods:** An accuracy diagnosis study and observational, analytical study was performed in 42 participants with chronic low back pain and 42 controls matched for age, sex and body mass index. Participants performed functional tasks on a baropodometer that was on top of a force platform with signals being aligned accordingly by the time. The functional activities evaluated in baropodometry were: remain in the orthostatic posture, bipedal support holding bags and Bipedal Squatting holding Bags. The validation concurrent of the measure of CoP displacement measured by baropodometry in agreement with the force plate was investigated by Pearson's correlation and Bland-Altman method. The CoP oscillation behavior of the two groups (patients x controls) was compared. **Results:** Our findings showed a moderate to strong correlations in most of the measures investigated. The Bland-Altman analyses revealed substantive differences between the two methods in the majority of the parameters of the CoP displacement examined. Accordingly, linear regression equations to predict the values of the force plate from the baropodometer results were calculated. Secondly, the total sway mean velocity, mean velocity mediolateral and, mean velocity anteroposterior presented differences statistically significant within-group and between- group ($P < 0.05$) while performed the last task BSBS. **Conclusion:** The baropodometer is validity to measure the displacement of the CoP in patients with non-specific low back pain when compared to the force plate. The

patients with nonspecific chronic low back pain presented lower mean velocity of CoP while compared with controls healthy performing the Bipedal Squatting holding Bags.

Keywords: Low Back Pain. Center of Pressure CoP. Baropodometry. Force Platform.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA – Análise de variância

ABip – Apoio Bipodal

ABipS – Apoio Bipodal segurando Sacolas

AbipSA – Apoio Bipodal segurando Sacolas e Agachando

A-CoP – Área da elipse do centro de pressão

A/P – Antero-Posterior

BOS – Support Base / Base de Suporte

COM – Center of Mass / Centro de Massa

CoP – Center of Pressure / Centro de Pressão

DLC – Dor Lombar Crônica

DP – Desvio Padrão

DPA – Desvio Padrão da Amplitude

END – Escala Numérica de Dor

HUGG - Hospital Universitário Gaffrée e Guinle

IC – Intervalo de confiança

IFRJ - Instituto Federal do Rio de Janeiro

IMC – Índice de Massa Corporal

M/L – Médio-Lateral

STROBE – *STrengthening the Reporting of OBservational studies in Epidemiology*

STARD – *Standards for Reporting Diagnostic accuracy studies*

UNISUAM - Centro Universitário Augusto Motta

VM – Velocidade Média

VMT – Velocidade Média Total

Sumário

1. INTRODUÇÃO	11
1.1 Prevalência de Dor Lombar.....	11
1.2 Comprometimento físico de pacientes com dor lombar.....	12
1.3 Controle postural e equilíbrio.....	13
1.4 Alterações do controle postural de pacientes com dor lombar.....	15
1.5 Informações Clinimétricas do CoP pela Baropodometria.....	15
2. JUSTIFICATIVA.....	17
3. OBJETIVOS:	18
3.1. Objetivo Primário:	18
3.2. Objetivo Específicos:.....	18
4. METODOLOGIA	19
4.1 Tipo de estudo	19
4.2 Amostra	19
4.3 Procedimentos	20
4.3.1 Procedimento Experimental.....	20
4.3.2 Variáveis Analisadas	22
4.4 Instrumento de medidas	22
4.4.1 Baropodometria	22
4.4.2 Plataforma de Força.....	23
4.5 Análise estatística.....	23
5. RESULTADOS.....	25
5.1 Manuscrito 1	25

5.2 Manuscrito 2	31
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	36
7. REFERÊNCIAS	37
APÊNDICE 1 – Concurrent validation of the center of pressure displacement analyzed by baropodometry in patients with chronic non-specific low back pain during functional tasks	42
APÊNDICE 2 – Patients with chronic non-specific low back pain presented impaired postural control during squatting – a matched case-control study	60
Anexo 1 – Documento de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa	77

1. INTRODUÇÃO

1.1 Prevalência de Dor Lombar

Globalmente, a prevalência de dor lombar pontual foi estimada em 18,3% sendo menor que a prevalência de 1 mês (30,8%), e a prevalência de 1 mês foi menor do que a prevalência do que a de 1 ano (38%), porém não há diferença entre 1 ano e a prevalência ao longo da vida (38,9%) (HOY et al., 2012). A dor lombar é mais comum em mulheres do que homens e naqueles com idade entre 40-69 anos do que em outras faixas etárias. A prevalência foi maior em países de alta renda do que os de média e baixa renda, mas não houve diferença na prevalência entre as áreas rurais e urbanas. Um estudo relatou uma correlação positiva entre o índice de desenvolvimento humano de um país e a prevalência média geral de dor lombar (HOY et al., 2012).

A primeira revisão sistemática realizada sobre a prevalência de dor lombar no Brasil, demonstrou uma grande heterogeneidade dos estudos elegíveis o que impediu sumarizar a taxa de prevalência quanto ao tempo para a maior parte dos períodos analisados, sendo possível verificar apenas a prevalência anual da dor lombar que atinge mais de 50% dos adultos. Já nos adolescentes a prevalência foi entre 13,1% e 19,5%, e valores de prevalência para dor lombar crônica entre 4,2% e 14,7% da população. Devido à baixa qualidade metodológica dos estudos encontrados, esses valores podem não refletir o real impacto da dor lombar no Brasil (NASCIMENTO; COSTA, 2015).

A dor lombar é um sintoma e não uma doença que pode ocorrer por diversas causas. Uma das formas de dor lombar, surgem a partir de uma lesão tecidual, porém a maior parte dos casos não apresenta um dano tecidual compatível com as características algicas. A forma mais comum de dor lombar é a não específica. Este termo é usado quando a causa pato-anatômica da dor não pode ser determinada (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017). A dor lombar é caracterizada por uma gama de dimensões biofísicas, psicológicas e sociais que prejudicam a função, a participação da sociedade e a prosperidade financeira pessoal. O impacto financeiro da dor lombar é intersetorial, pois aumenta os custos tanto dos sistemas de assistência médica quanto dos sociais. Raramente uma causa específica de lombalgia pode ser identificada (HARTVIGSEN et al., 2018). A história e o exame físico devem focar a avaliação para evidências de causas sistêmicas ou patológicas. A imagem só é indicada quando há evidência de déficits neurológicos ou "bandeiras vermelhas" para sugerir fratura, neoplasia, infecção ou outra doença sistêmica, ou quando os sintomas não melhoram após 4 a 6 semanas (GOLOB; WIPF, 2014).

A dor lombar não específica afeta pessoas de todas as idades e é um dos principais contribuintes para o ônus da doença em todo o mundo. Os cursos clínicos de dor lombar aguda e persistente são tipicamente apresentados como sendo completamente diferentes. Uma visão comum é que a maioria dos casos de dor lombar aguda se recupera completamente dentro de 4-6 semanas, mas a dor lombar persistente tem um prognóstico muito ruim, com recuperação improvável (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017). Outra visão do curso da dor lombar vem de estudos que caracterizaram o prognóstico individual dos pacientes, estudando suas trajetórias de dor ao longo do tempo. Uma análise secundária do estudo PACE (1585 pacientes) identificou cinco grupos de trajetórias de dor durante um período de 12 semanas para pacientes em tratamento de primeira linha para dor lombar aguda; 36% tiveram recuperação rápida, 34% melhoraram mais lentamente mas recuperaram em 12 semanas, 14% tiveram recuperação incompleta em 12 semanas, 11% tiveram dor intensa e 5% tiveram dor persistente alta durante o período de 12 semanas (DOWNIE et al., 2016). A recorrência da dor lombar precisa ser melhor investigada, no entanto, sabe-se que 33% das pessoas terão uma recorrência dentro de 1 ano de recuperação de um episódio anterior (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017).

Diretrizes de prática clínica recomendam a avaliação de fatores biopsicossociais ao decidir sobre o manejo de um paciente porque eles são determinantes do resultado e porque uma abordagem biopsicossocial é superior a uma abordagem biomédica focada na dor. A dor lombar crônica é um transtorno complexo, com múltiplos fatores físicos, psicológicos e sociais contribuindo para uma pior recuperação e incapacidade prolongada (GARDNER et al., 2017).

1.2 Comprometimento físico de pacientes com dor lombar

Avaliar o impacto da dor lombar no desempenho físico, em termos de comprometimento (amplitude de movimento, força, resistência), limitações de atividades (atividades elementares e complexas da vida diária) e restrições de participação (capacidade de trabalho, atividades de lazer e vida privada), pode ser uma tarefa desafiadora. No entanto, existe moderada correlação entre a limitação da atividade autorreferida e o desempenho observado. Com isso, os métodos de avaliação objetivos investigam construtos semelhantes à percepção do paciente, além de fornecer informações adicionais. Os dois métodos de avaliação das limitações de atividade, também podem ser utilizados de maneira complementar a uma avaliação de desfecho no

tratamento de pacientes com dor lombar (SALAVATI et al., 2009). Os estudos frequentemente analisam o equilíbrio em pessoas com dor lombar pelo controle postural, e este pode ser feito através dos ângulos de posição, deslocamento do Centro de Pressão (CoP), ponderação proprioceptiva relativa e atividade eletromiográfica. Entretanto, diferenças foram encontradas apenas em estudos que utilizaram diferentes procedimentos metodológicos, sendo necessário replicar os resultados desses estudos com procedimentos padronizados (KOCH; HÄNSEL, 2019).

O controle postural é uma das limitações de atividade e incapacidades prolongadas da dor lombar (KOCH; HÄNSEL, 2019). É comum se referir à tarefa de controle postural como de controle do equilíbrio (DUARTE; FREITAS, 2010). No entanto, resultados inconsistentes foram encontrados ao avaliar o equilíbrio estático de indivíduos com dor lombar crônica quando comparado a um grupo controle saudável. Apesar de muitos estudos não terem apresentado uma diferença estatisticamente significativa, Berenshteyn et al (2018) concluíram que a dor lombar crônica afeta negativamente o equilíbrio do indivíduo (BERENSHTEYN et al., 2018). Realizar uma dupla tarefa, alterar a superfície de apoio ou retirar o sistema visual no momento da avaliação posturográfica pode afetar o controle postural nos indivíduos saudáveis ou comprometidos, tornando necessária que a avaliação seja feita o mais próximo possível do cotidiano, talvez isso explique a inconsistência entre alguns estudos. Recomenda-se que, para avaliar o controle postural em indivíduos com dor lombar, seja necessário realizar atividades da vida diária, como tarefas funcionais de sentar-levantar, subir e descer escadas, além de caminhar (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018).

1.3 Controle postural e equilíbrio

A definição de postura pode ser compreendida como a configuração das articulações de um corpo, isto é, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo. Dessa maneira, uma infinidade de posturas é adotada pelo ser humano durante atividades da vida diária, como andar, alcançar um objeto com as mãos, ou mesmo quando se decide ficar parado em pé. Na verdade, mesmo quando se decide ficar parado na postura em pé, oscila-se. Nesse sentido, o termo postura ereta estática ou parada, referindo-se à postura ereta quieta, embora comumente utilizado, é tecnicamente impreciso. Um termo mais adequado seria postura ereta semi-estática. A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural, um

conceito utilizado para se referir às funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor, que desempenham esse papel (DUARTE; FREITAS, 2010).

O controle postural é multifacetado e ordenado pela execução do controle motor na ação integrada de três sistemas: visual, vestibular e somatossensorial. Biomecanicamente, o equilíbrio postural pode ser definido como a manutenção do centro de massa (COM) do corpo dentro da base de suporte (BOS), que é delimitada entre os dois pés. Este processo requer ajustes constantes no sistema neuromuscular para o adequado equilíbrio dos segmentos corporais (RABELLO, 2014).

Em condições normais na postura ereta quieta, as forças e momentos de força são muito pequenos, o que resulta em pequenas oscilações do corpo. Em um adulto saudável, elas são quase imperceptíveis, as forças externas mais comuns que atuam sobre o corpo humano são a força gravitacional sobre todo o corpo e a força de reação do solo que, durante a postura ereta, atua sobre os pés. (DUARTE; FREITAS, 2010). A gravidade exerce um efeito perturbador contínuo, que tende a mover o COM para fora do BOS. Como a rigidez das articulações dos membros inferiores e do músculo que atravessa essas articulações é insuficiente para neutralizar esse efeito, mesmo a postura ereta estável requer controle ativo do equilíbrio. Isso é refletido no movimento contínuo do COM durante a posição em pé, chamado oscilação postural. Quando, numa situação dinâmica, o COM está posicionada fora da BOS, este tem que ser levado de volta para dentro da BOS, ou a BOS deve ser ampliada ou movida para atingir a mesma situação (VAN DIEËN; PIJNAPPELS, 2017). Sendo assim, um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) que agem sobre ele é igual a zero ($\sum F=0$ e $M=0$). Portanto, do ponto de vista mecânico, o corpo nunca está numa condição de perfeito equilíbrio, pois as forças sobre ele só são nulas momentaneamente (DUARTE; FREITAS, 2010).

A posturografia é comumente dividida em posturografia estática, quando a postura ereta quieta do indivíduo é estudada e posturografia dinâmica, quando a resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito é estudada. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o CoP que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O equipamento mais utilizado para mensurar o CoP e avaliar o controle postural é a plataforma de força (DUARTE; FREITAS, 2010).

1.4 Alterações do controle postural de pacientes com dor lombar

O controle postural vem sendo analisado em pessoas com dor lombar através do deslocamento do CoP, utilizando a plataforma de força (NIES; SINNOTT, 1991). O aumento da amplitude e velocidade da oscilação do CoP está associada com a presença de dor lombar aguda (RUHE; FEJER; WALKER, 2011a). A medida de deslocamento do CoP foi usada para acompanhamento clínico das variáveis dolorosas em pacientes com dor lombar não específica, o que pode levar a diminuição do controle muscular, consequentemente, ao aumento da oscilação postural (RUHE; FEJER; WALKER, 2011b), apesar de um estudo de revisão sistemática ter evidenciado resultados inconsistentes da oscilação postural em pacientes com dor lombar (MAZAHARI et al., 2013). O deslocamento do CoP será maior em pessoas com dor lombar, durante condições em que a pessoa fique de pé com maior demanda de atividade motora (KOCH; HÄNSEL, 2019).

Alguns resultados evidenciam o prejuízo no controle postural de pacientes com dor lombar, porém, outros estudos não encontraram redução do controle postural. A alteração do controle postural resultante de dor pélvica crônica também não foi observada através do deslocamento do CoP na avaliação baropodométrica (KAERCHER et al., 2011). Deste modo, não foram encontradas diferenças significativas no controle postural durante a baropodometria, quando participantes jovens e saudáveis foram expostos ao som com e sem protetores auditivos (AZEVEDO et al., 2016). Não houve alterações estatisticamente significativas nos valores dos parâmetros relacionados à análise estabilométrica (velocidade de oscilação látero-lateral e velocidade de oscilação ântero-posterior) em idosos com dor lombar crônica não radicular que foram submetidos ao tratamento de reflexoterapia podal (OLIVEIRA et al., 2017). O interesse do estudo em avaliar o equilíbrio de participantes idosos com dor lombar crônica advém de estudos recentes que sugerem a medida do deslocamento do CoP para acompanhamento clínico das variáveis dolorosas.

1.5 Informações Clinimétricas do CoP pela Baropodometria

A baropodometria é frequentemente utilizada como instrumento de medida para avaliar as alterações do equilíbrio ao longo do tempo, com ou sem intervenções. Para avaliar a qualidade dos instrumentos de medida em termos de propriedades clinimétricas podemos usar a consistência interna, reprodutibilidade, validade do constructo e efeitos de teto e piso. Entende-se como validade de constructo como até que ponto o escore de

um determinado instrumento se correlaciona com o escore de outro instrumento que mede o mesmo construto (ou construtos similares). A validade do construto deve ser avaliada a partir de uma formulação de hipóteses *a priori* (MAGALHÃES et al., 2011). Sendo assim, a validação concorrente investiga a correlação entre a medida do índice e a medida do critério, as quais são dadas ao mesmo tempo (STREINER; NORMAN; CAIRNEY, 2015). O método Bland-Altman tem sido usado com base na quantificação da concordância em duas medidas quantitativas, estudando a diferença média e construindo limites de concordância (GIAVARINA, 2015). Em conclusão, o procedimento de validação é mais apropriado quando dois dispositivos estão envolvidos ao mesmo tempo para avaliar medidas semelhantes.

A oscilação postural também pode ser aferida pela baropodometria, pois este dispositivo mensura o deslocamento do CoP assim como uma plataforma de força. Um estudo prévio (HALLEMANS; CLERCQ; AERTS, 2006) acoplou um baropodômetro a uma plataforma de força a fim de obter uma calibração com maior acurácia e observou a oscilação postural através do deslocamento do CoP em crianças saudáveis. Essas crianças foram acompanhadas durante 5 meses depois que começaram a caminhar independentemente e à medida que o controle postural melhorou o deslocamento do CoP diminuiu. A limitação deste estudo foi não apresentar informações clinimétricas do deslocamento do CoP em concordância entre a baropodometria e a plataforma de força, não sendo esta medida validada até o presente momento.

O deslocamento do CoP tem sido observado em conjunto com os picos de pressão plantar pela baropodometria e esta pode ser mais uma ferramenta de avaliação física que já foi utilizada em pacientes com Doenças de Parkinson (FURNARI et al., 2014), nos escaladores esportivos (HAWRYLAK et al., 2017), em pacientes com Espondilite Anquilosante (DE NUNZIO et al., 2015), na manipulação de baixa amplitude e alta velocidade das articulações sacro-iliacas (MÉNDEZ-SÁNCHEZ et al., 2014) e nos pacientes com neuropatias diabética crônica (NOZABIELI et al., 2012). Entretanto, pacientes com dor lombar não foram adequadamente investigados através da baropodometria. Além disso, existe uma carência de informações acerca da validade da medida do deslocamento do CoP obtida pela baropodometria (HALLEMANS; CLERCQ; AERTS, 2006).

2. JUSTIFICATIVA

A validação concorrente dos parâmetros estabilométricos da baropodometria computadorizada de acordo com a plataforma de força é necessária devido à falta de pesquisas nesse campo. O estudo de validação concorrente dos dados da estabilometria pelo exame de baropodometria ainda não foi realizado. Apenas cinco dispositivos de medição de pressão foram testados e todos apresentaram alta acurácia e precisão na estimativa do CoP (GIACOMOZZI, 2010a). No entanto, estudos anteriores de validação não investigaram populações-alvo. Assim, é necessária uma validação concorrente adequada da medida no deslocamento do CoP utilizando a plataforma de força como medida de critério e pessoas com dor lombar crônica inespecífica como população-alvo para garantir a aplicabilidade da baropodometria. Além disso, o controle postural de pacientes com dor lombar crônica durante tarefas funcionais foi pobremente investigado na literatura. Ter acesso a esses dados pode quantificar a eficiência da estabilidade postural do paciente com dor lombar crônica e avaliar a efetividade de sua estratégia para manutenção do equilíbrio.

3. OBJETIVOS:

3.1. Objetivo Primário:

O objetivo primário deste estudo foi validar a medida de deslocamento do CoP aferido pela baropodometria em pessoas com dor lombar crônica inespecífica durante atividades funcionais.

3.2. Objetivo Específicos:

1. Descrever o perfil de deslocamento do CoP dos pacientes com dor lombar durante tarefas funcionais.
2. Comparar o deslocamento do CoP entre os grupos de pacientes com dor lombar e um grupo controle pareado.

4. METODOLOGIA

4.1 Tipo de estudo

O estudo foi dividido em duas etapas distintas. A etapa inicial consistiu na validação concorrente entre o baropodômetro e a plataforma de força para o deslocamento do centro de pressão durante tarefas funcionais em pacientes com dor lombar, com um delineamento de acúrica diagnóstica, conduzido de acordo com os requisitos STARD (Standards for Reporting Diagnostic accuracy studies) (FALLIS, 2013). A segunda etapa caracteriza-se pela análise do controle postural através do deslocamento do CoP dos pacientes com dor lombar crônica inespecífica em relação aos controles pareados com um delineamento de estudo observacional analítico, conduzido de acordo com os requisitos *STrengthening the Reporting of OBservational studies in Epidemiology* (STROBE) (VON ELM et al., 2007).

4.2 Amostra

Foram avaliados 84 participantes voluntários no total, sendo que 42 pessoas com dor lombar crônica inespecífica para o grupo pacientes e 42 pessoas assintomáticas pareadas por idade, sexo e índice de massa corporal para o grupo controle. Os critérios de inclusão foram: (1) idade entre 18 e 60 anos; (2) apresentar intensidade de dor entre 3 e 8 na escala de classificação numérica da dor (END) no momento da avaliação. O critério de exclusão para a amostra foi: (1) apresentar envolvimento neurológico (por exemplo, síndrome da cauda equina, lesão medular, doenças do sistema nervoso central); (2) trauma físicos recentes em região da coluna vertebral, membros inferiores; (3) presença de patologia vertebral específica (por exemplo, tumor, fratura, infecção) (4) gravidez; (5) diagnóstico psiquiátrico autorreferido; (6) história de câncer, (7) história de cirurgia abdominal no último ano ou cirurgia lombar, independentemente do tempo, (8) dor crônica generalizada definida como a existência de dor em três ou mais locais predefinidos (envolvendo o tronco e as vias membros inferiores) por pelo menos 3 meses no último ano (I. et al., 2014), (9) participantes com dor nas pernas, incluindo dor sob o joelho e resultados positivos na raiz nervosa com alteração do reflexo sensório-motor e (10) comprometimento do equilíbrio relacionado tonturas.

Uma vez selecionados, os indivíduos foram convidados à participar do estudo e o protocolo de avaliação foi explicado aos participantes. Todos os indivíduos que concordaram em participar do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e

Esclarecido, estiveram aptos a participar do estudo. Este estudo foi conduzido de acordo com as diretrizes da resolução 466/12, do Conselho Nacional de Saúde, em conformidade com a Declaração de Helsinque de 1975 e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do UNISUAM (CAEE: 03870318.0.0000.5235).

4.3 Procedimentos

Os participantes foram recrutados durante a avaliação na clínica escola de fisioterapia do UNISUAM, além do setor de fisioterapia do Hospital Universitário Gafrée Guinle (HUFGG). Foi realizado uma seleção prévia através de uma ficha de elegibilidade preenchida pelo avaliador. Um questionário autoaplicável coletou as características sociodemográficas (sexo, idade, peso e altura), clínicas (índice de massa corporal, duração da dor, frequência da dor, intensidade da dor no momento e durante a semana, presença de comorbidades).

O índice de massa corporal (IMC) foi calculado com a fórmula de peso (kg)/altura²(metro) e classificado como abaixo do peso (IMC <18,5 kg/m²), peso normal (IMC 18,5-24,9 kg/m²), sobrepeso (IMC 25,0 29,9 kg/m²) e obesos (IMC: 30,0 kg/m²) (*World Health Organization*, 2004). A presença de comorbidades ou doenças pré-existentes, como disfunção hormonal, diabetes, hipertensão arterial, disfunção gastrointestinal, tabagismo, doenças cardiovasculares, etilismo, cirurgia abdominal, doenças reumáticas, respiratórias, neurológicas, hipercolesterolemia, câncer, osteoartrose, doença renal, alergia e fibromialgia também foi investigada através de autorelato. O valor total do número de comorbidades foi utilizado como unidade de medida para essa variável.

4.3.1 Procedimento Experimental

Este projeto foi conduzido no Laboratório de Cinética e Cinemática Humana do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM) localizado em Bonsucesso, Rio de Janeiro, Brasil. A avaliação do equilíbrio corporal foi investigada por meio de um exame de baropodometria e plataforma de força com três tarefas funcionais distintas. Essas tarefas funcionais foram executadas com os pés descalços em cima do baropodômetro que estava coberto com um papel milimetrado. A demarcação precisa dos pés foi utilizada para garantir a precisão do

apoio para as medidas subsequentes. O baropodômetro foi apoiado sobre a plataforma de força, alinhados de acordo com a área de captação (área de 0,40 cm x 0,40 cm). Os participantes realizaram 3 tarefas distintas, todas realizadas com os olhos abertos: (1) apoio bipodal (ABip); (2) apoio bipodal segurando sacolas (ABipS); (3) apoio bipodal segurando sacolas e agachando (ABipSA). Para cada tarefa funcional foi realizada apenas uma tentativa de 40 segundos (s), totalizando 3 tentativas ao final de todas as tarefas, com 90 segundos de intervalo entre cada tentativa. A frequência de aquisição dos sinais foi de 10 Hz para a baropodometria e 100 Hz para a plataforma de força. Os sinais foram sincronizados manualmente através de um tempo de 5 segundos que foi adicionado para a plataforma de força, antes de iniciar a gravação. O examinador iniciava a gravação de sinal da baropodometria no exato momento que se iniciava a gravação da plataforma de força. Foi mantida uma temperatura constante da sala de coletas em 23°C para que as condições de teste estivessem com máximo de similaridade entre os participantes. O examinador ficou posicionado à frente do computador para fazer a aquisição do exame e forneceu as instruções necessárias para realização do exame. Um eventual desequilíbrio do participante durante a realização das tarefas foi monitorado por um pesquisador assistente que permanecerá próximo ao participante, a fim de minimizar um eventual risco de quedas dos participantes.

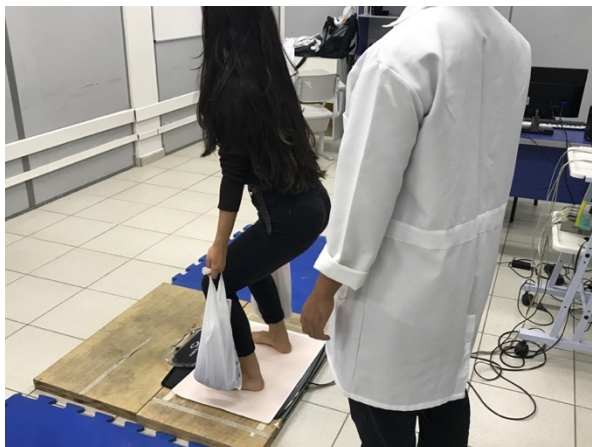
No ABip, os participantes foram instruídos a permanecer em pé com a cabeça na posição neutra mantendo o olhar fixo em um ponto à frente a uma distância de 2 metros e na altura da visão do participante. A orientação verbal foi para permanecer o mais estático possível na posição anatômica de referência, com os pés afastados da maneira mais confortável possível e os calcanhares eram mantidos na direção do quadril. O posicionamento dos pés foi demarcado com papel e caneta na primeira tentativa para manter o mesmo posicionamento ao longo das tentativas (LEMOS; TEIXEIRA; MOTA, 2010).

No ABipS os participantes foram instruídos a permanecerem em pé da mesma maneira que a primeira tarefa e segurando apenas duas sacolas com dois quilos cada uma, com os cotovelos estendidos e ao longo do tronco e uma sacola em cada mão. A orientação verbal foi para permanecer o mais estático possível na posição dos pés demarcada na primeira tentativa do apoio bipodal durante o tempo da tarefa.

No ABipSA os participantes foram instruídos a permanecer em pé da mesma maneira que a segunda tarefa. A orientação verbal foi para realizar agachamentos como se fosse colocar as sacolas no chão e quantas vezes possíveis em 40 segundos (tempo de

aquisição do exame) na posição dos pés demarcada na primeira tentativa do apoio bipodal durante o tempo da tarefa.

Figura 1 – apoio bipodal segurando sacolas e agachando



4.3.2 Variáveis Analisadas

Os parâmetros de equilíbrio baseados no CoP que foram investigados no presente estudo pelas duas plataformas e essas variáveis foram: a área da elipse do CoP (A-CoP em mm^2), o desvio-padrão da amplitude (DPA em mm) do deslocamento do CoP Antero/Posterior (A/P) e Médio/Lateral (M/L) da posição média durante um intervalo de tempo. A velocidade média de oscilação do CoP (VM em mm/s) foi determinada nas direções (A/P) e (M/L) (DUARTE; FREITAS, 2010). A velocidade média total (VMT em mm/s) foi mensurada apenas no estudo caso-controle que utilizou a plataforma de força como instrumento de medida, essa variável foi eleita como confiável e discriminativa para dor lombar crônica inespecífica como principal parâmetro de CoP (RUHE; FEJER; WALKER, 2011b).

4.4 Instrumento de medidas

4.4.1 Baropodometria

Foi realizado o exame da baropodometria para análise do deslocamento do CoP através do baropodômetro (T-PLATE, Medicauteurs, Balma, França) com a frequência

de aquisição foi de 10 Hz, a espessura da plataforma é de 10 mm, a área de captura real do sinal é de 40×40 cm; o tamanho do sensor é de 10×10 mm, a espessura do sensor de 4 mm, o número de sensores dentro da área de captura real é de 1600 sensores resistivos e a pressão mínima e máxima dos sensores varia de (0,4 à 100 N). A plataforma possui o sistema de auto-calibração e a mesma foi acoplada por uma interface via USB há um computador com um sistema operacional Windows 10. O software para a aquisição do sinal foi fornecido pelo fabricante (T-plate, Medicapteurs, Balma, França).

4.4.2 Plataforma de Força

Uma plataforma de força (AccuSway^{PLUS}, AMTI, Watertown, MA, USA) foi utilizada para calcular as coordenadas do CoP a partir das forças e momentos de forças nos três eixos (X, Y e Z). A plataforma de força estava acoplada no momento do exame há um computador com um sistema operacional Windows 10 e o software de aquisição foi o SuiteEBG (Brasil). O tempo total de aquisição do exame para cada atividade funcional foi de 40 segundos, porém foram adicionados 5 segundos antes que iniciasse a gravação do sinal para que houvesse a sincronização temporal com o baropodômetro e acomodação dos participantes. A captura do sinal foi à uma frequência de aquisição de 100 Hz através de um conversor A/D (NI 6210, National Instruments, Texas, USA) este dispositivo USB de E/S multifuncionais possui 4 saídas digitais, 4 entradas digitais, 16 entradas analógicas (16 bits, 250 kS/s). O sinal foi filtrado com um filtro passa-baixa na frequência de corte de 10 Hz e reamostrado em 100 Hz, o mesmo foi gravado em um computador usando software personalizado desenvolvido no LabVIEW 2014 (National Instruments, Texas, EUA). A área de captura real é de 50×50 cm, porém utilizamos a mesma área de captura do baropodômetro de 40×40 cm para melhor acurácia entre as medidas. Após a realização de cada exame, os dados foram exportados no formato .txt para analisar o deslocamento da CoP a fim de analisar e comparar as variáveis com os sinais capturados da baropodometria.

4.5 Análise estatística

Foi adotado como base para o cálculo amostral neste estudo o resultado encontrado por Salavati et al (2009) para a variável velocidade média total (VMT) do CoP que é uma variável que mensura a velocidade da oscilação total do CoP nas duas direções (A/P e M/L) em mm/s e também foi utilizada no presente estudo (SALAVATI

et al., 2009). Foi selecionado para o cálculo amostral os valores da média e desvio padrão do grupo de dor lombar crônica [1,13 (0,21)] cm/s e controle [1,28 (0,27)] cm/s, resultando em tamanho de efeito de 0,62. Considerando um nível de significância de 0,05 e um poder de 80%, foram estimados 42 participantes em cada grupo, no teste T bicaudal para amostras independentes, totalizando 84 voluntários. O cálculo da amostra foi realizado no programa G*Power (versão 3.1).

A análise descritiva dos dados sociodemográficos (sexo, idade, peso e altura), clínicos (IMC, duração da dor, frequência da dor, intensidade da dor no momento e durante a semana, presença de comorbidades) foi realizada. As variáveis contínuas serão apresentadas em média e desvio padrão (DP) e as variáveis categóricas serão apresentadas em valores absolutos e proporções (%).

A validação do deslocamento da CoP medida por baropodometria, de acordo com a plataforma de força em participantes com lombalgia inespecífica crônica durante atividades funcionais, foi investigada pelo coeficiente de correlação de Pearson e pelo método de Bland-Altman. A correlação acima de 0,90 foi interpretada como muito alta, de 0,70 a 0,89 como alta, de 0,50 a 0,69 como moderada, de 0,30 a 0,49 como baixa e abaixo de 0,29 como leve (HINKLE; WIERSMA; JURS, 2003). Bland-Altman introduziram o gráfico para descrever a concordância entre duas medidas quantitativas. O gráfico resultante é um gráfico de dispersão XY, no qual o eixo Y mostra a diferença entre as duas medidas emparelhadas (A-B) e o eixo X representa a média dessas medidas $((A + B) / 2)$. Em outras palavras, a diferença das duas medidas emparelhadas é representada em relação à média das duas medições. O método Bland-Altman recomenda que 95% dos pontos de dados estejam dentro de $\pm 1,96$ vezes o desvio padrão da diferença média (GIAVARINA, 2015). Os dados foram apresentados incluindo os limites de concordância e seus respectivos intervalos de confiança (95%) (BLAND; ALTMAN, 1999).

A comparação do controle postural de pacientes com dor lombar crônica e controles foi realizada pela análise da oscilação do CoP durante as tarefas funcionais, por meio das variáveis do CoP como a A-CoP, DP, VM e VMT. O teste de normalidade de Shapiro-Wilk foi aplicado para avaliar a normalidade das variáveis CoP fornecidas pela plataforma de força. As variáveis foram relatadas em média, desvio padrão. O coeficiente de variância e as variáveis categóricas são apresentadas em valores absolutos e proporções (%). A comparação entre os grupos quanto ao efeito das tarefas funcionais (ABip, ABipS, ABipSA) no deslocamento do CoP foi realizada por análise de variância

(ANOVA) com dois fatores, com grupo de dor lombar crônica (DLC) versus controles. O teste post hoc de Bonferroni foi utilizado quando um valor F significativo foi encontrado. ANOVAs separadas foram realizadas com as tarefas, as condições (dor lombar x controles) e tarefas versus condições. Para cada ANOVA, a métrica de interesse foi a interação bidirecional (grupo x tarefa).

O software para realização da análise dos dados e dos gráficos foi realizada através do software GraphPad Prism (GraphPad Software, San Diego, CA, USA) Versão 7.00 para MacBook. Um valor de $P \leq 0.05$ foi considerado como estatisticamente significativo.

5. RESULTADOS

5.1 Manuscrito 1

Título – Validação concorrente da baropodometria como instrumento de medida do centro de pressão em indivíduos com dor lombar crônica inespecífica.

Objetivo

O objetivo deste estudo foi validar o deslocamento do CoP medido pela baropodometria em pacientes com dor lombar crônica inespecífica durante atividades funcionais, utilizando a plataforma de força como critério.

Resultados

Quarenta e dois pacientes com dor lombar crônica inespecífica foram recrutados inicialmente. Cinco pacientes foram excluídos devido a erros no processamento de dados. Foram incluídos no estudo 37 participantes com dor lombar crônica inespecífica, sendo 23 (62,16%) do sexo feminino, com idade média de 32,4 (10,17) anos, altura média 1,67 (0,10) metros, peso médio 75,3 (15,1) Kg, IMC médio 26,94 (4,28) Kg/m². A intensidade média da dor na última semana foi de 6,0 (1,82) em 10 e no momento do exame foi, de 4,6 (1,43) em 10. Todos os participantes realizaram as três tarefas sem dificuldades ou restrições.

Validade concorrente

Observou-se uma correlação leve no DP_{AML} $r = 0,108$ (IC 95%: -0,223; 0,418), não sendo estatisticamente significativa ($p = 0,522$) entre baropodômetro [média = 6,44 (8,32) mm] e plataforma de força [média = 6,22 (1,10) mm] quando os pacientes realizaram a tarefa ABipSA. Uma baixa correlação foi observada na A-CoP $r = 0,430$ (IC 95%: 0,123; 0,662), sendo estatisticamente significativa ($p = 0,008$) entre o

baropodômetro [média = 81,48 (192,73) mm²] e a plataforma de força [média = 191,66 (262,93) mm²] na tarefa ABipS. Foi encontrada uma correlação moderada no DPA_{ML} $r = 0,626$ (IC 95%: 0,379; 0,79), sendo estatisticamente significativa ($p < 0,001$) entre o baropodômetro [média = 1,34 (0,92) mm] e a plataforma de força [média = 1,47 (0,88) mm] na tarefa ABipS e no DPA_{AP} $r = 0,68$ (IC 95%: 0,457; 0,823), sendo estatisticamente significativa ($p < 0,001$) entre o baropodômetro [média = 1,22 (0,86) mm] e a plataforma de força [média = 4,81 (2,06) mm] na tarefa ABip. Correlações fortes e significativas ($p < 0,001$) foram observadas entre todas as outras comparações (Tabela 1, Figura 3).

Tabela 1 – Correlação de Pearson e análise descritiva da Plataforma de Força (PF) e Baropodômetro (BP).

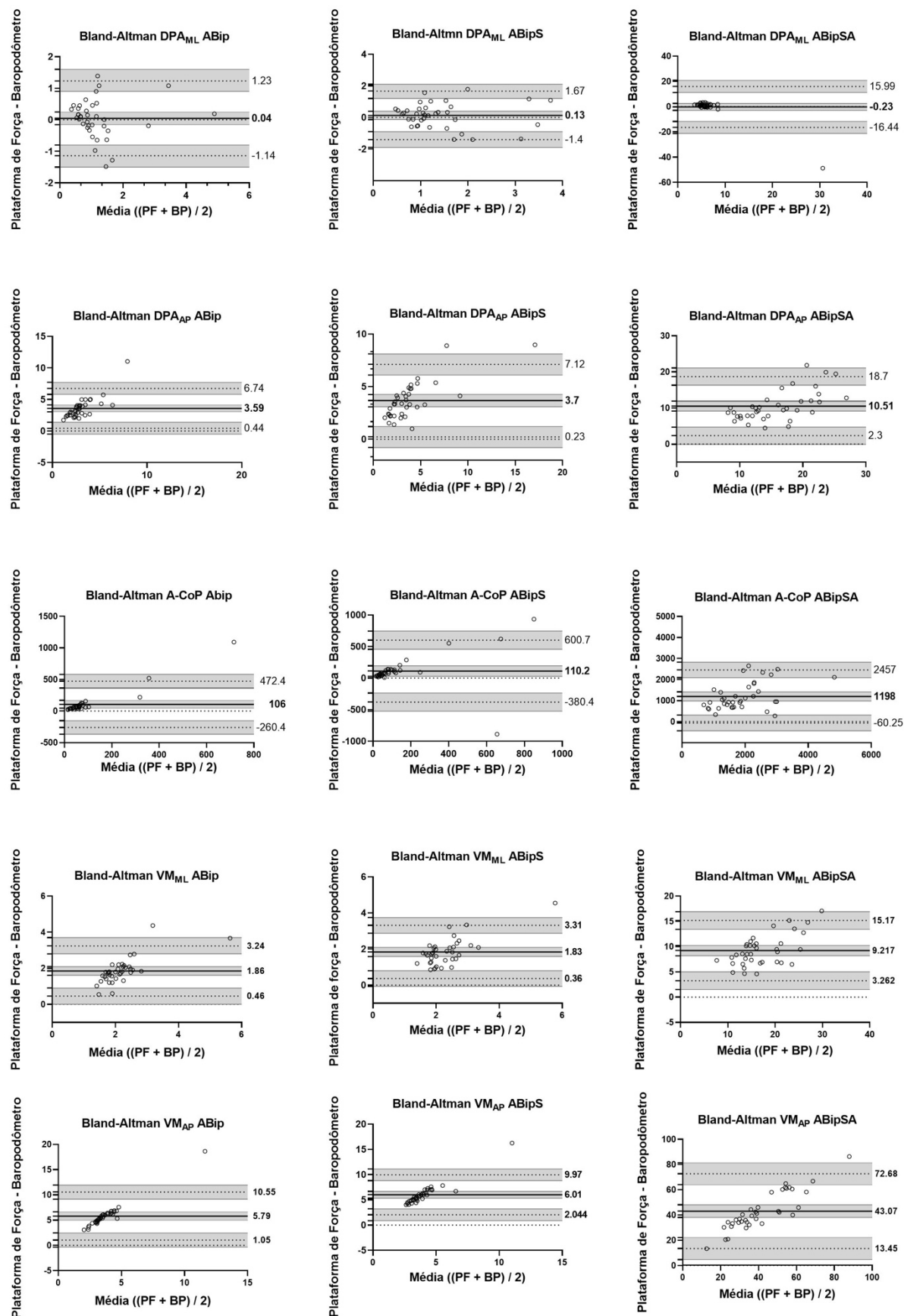
Variáveis	ABipPF	ABipBP	Pearson r	ABipSPF	ABipSBP	Pearson r	ABipSA _{PF}	ABipSA _{BP}	Pearson r
A-CoP	135,81 (219,44)	29,79 (43,98)	0,833 (0,70 - 0,91)	191,66 (262,93)	81,41 (192,73)	0,430 (0,12 - 0,66)	2506 (1021)	1308 (745)	0,779 (0,61 - 0,88)
DPA _{ML}	1,20 (0,91)	1,16 (0,91)	0,783 (0,62 - 0,88)	1,47 (0,88)	1,34 (0,92)	0,626 (0,38 - 0,79)	6,22 (1,10)	6,44 (8,32)	0,108 (-0,22 - 0,42)
DPA _{AP}	4,81 (2,06)	1,22 (0,86)	0,680 (0,46 - 0,82)	5,64 (3,51)	1,97 (2,24)	0,905 (0,82 - 0,95)	21,1 (6,67)	10,6 (4,17)	0,799 (0,64 - 0,89)
VM _{ML}	30,95 (9,90)	1,24 (0,50)	0,731 (0,53 - 0,85)	32,2 (10,4)	1,38 (0,54)	0,718 (0,51 - 0,85)	218 (62,2)	12,6 (4,40)	0,892 (0,80 - 0,94)
VM _{AP}	66,2 (27)	0,81 (0,38)	0,775 (0,60 - 0,88)	70 (24,2)	0,96 (0,57)	0,765 (0,59 - 0,87)	629 (229)	19,8 (9,71)	0,88 (0,77 - 0,94)

Nota: Dados descritivos estão apresentados como média $\pm$ e desvio padrão. Os resultados do coeficiente de correlação de Pearson estão apresentados como valor de r e 95% do intervalo de confiança. Os números em negrito representam o valor de p significativa ($p < 0,001$).

Abreviações: A-CoP Área de oscilação do Centro de Pressão. DPA_{ML} – Desvio Padrão da Amplitude mediolateral. DPA_{AP} – Desvio Padrão da Amplitude anteroposterior. VM_{ML} – Velocidade Média mediolateral. VM_{AP} – Velocidade Média anteroposterior. ABip – Apoio Bipodal. ABipS – Apoio Bipodal Segurando sacolas. ABipSA – Apoio Bipodal Segurando as sacolas e Agachando.

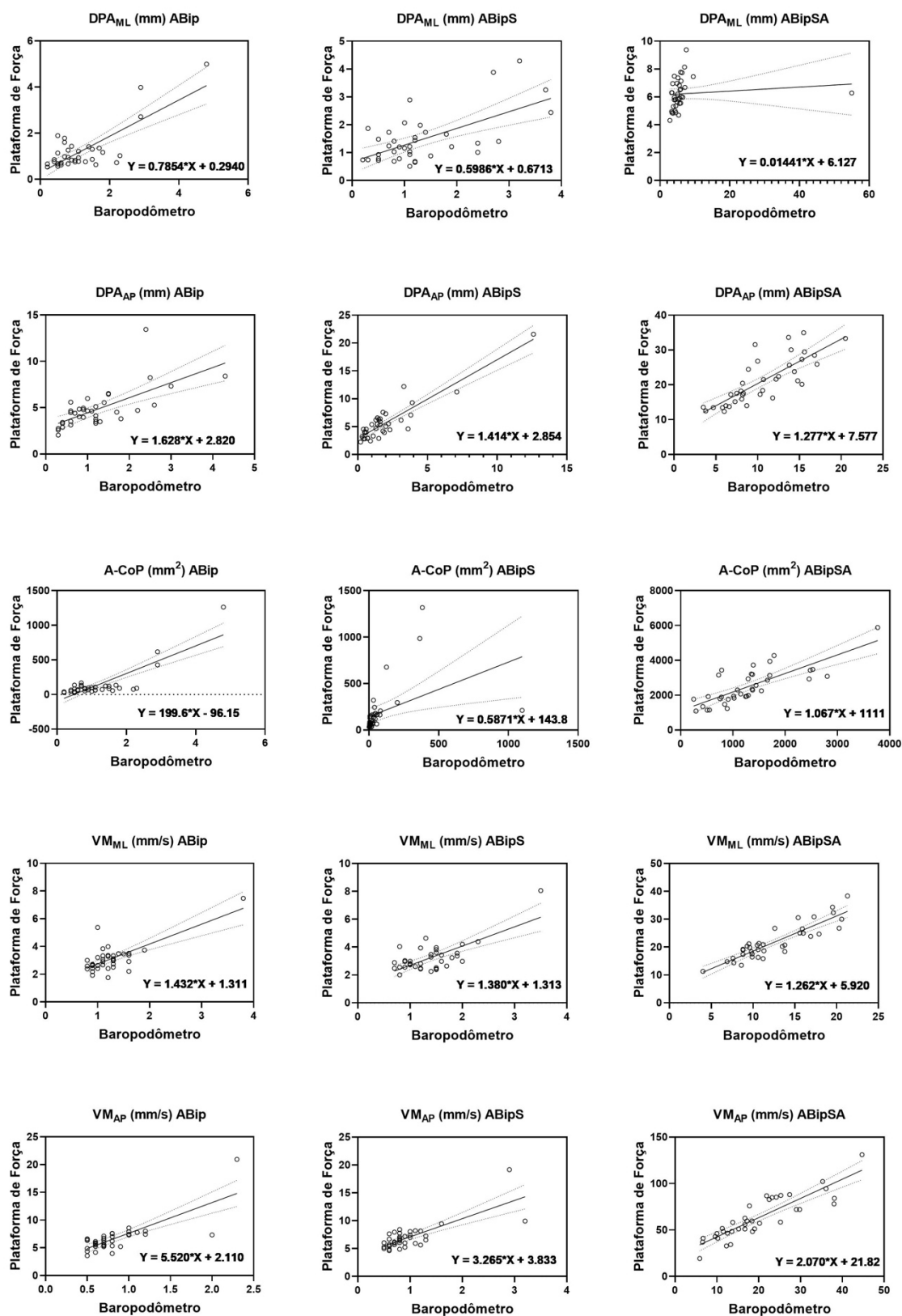
As análises de Bland-Altman não revelaram diferenças substanciais entre os dois métodos de medidas baropodômetro e plataforma de força apenas para o desvio padrão da amplitude mediolateral (DPA_{ML}) para as três tarefas apoio bipedal (ABip), apoio bipodal segurando sacolas (ABipS), apoio bipodal segurando sacolas (ABipSA). A diferença média [limites de concordância] para baropodômetro e plataforma de força para DPA_{ML} foi de 0,040 mm (IC 95%: -0,16; 0,25) [-1,14 mm (IC 95%: -1,5; -0,8) 1,23 mm (IC 95%: 0,9; 1,6)] para ABip, 0,13 mm (IC 95%: -0,13; 0,39) [-1,40 mm (IC 95%: -1,9; -0,9) 1,67 mm (IC 95%: 1,2; 2,1)] para ABipS, e -0,22 mm (IC 95%: -2,99; 2,53) [-16,44 mm (IC 95%: -21,2; -11,7) 15,99 mm (IC 95%: 11,2; 20,8)] para ABipSA. Houve um viés sistemático entre o baropodômetro e a plataforma de força para todas as demais variáveis do deslocamento da CoP pela análise de Bland-Altman.

Figura 2 – Análise da validade do deslocamento do CoP entre baropodômetro versus plataforma de força pelo Bland-Altman plot.



Nota: Os dados da média da diferença (bias) e os limites de concordâncias (LoA) superior e inferior estão exibidos. **Abreviações:** A-CoP Área de oscilação do Centro de Pressão. DPA_{ML} – Desvio Padrão da Amplitude mediolateral. DPA_{AP} – Desvio Padrão da Amplitude anteroposterior. VM_{ML} – Velocidade Média mediolateral. VM_{AP} – Velocidade Média anteroposterior. ABip – Apoio Bipodal. ABipS – Apoio Bipodal Segurando sacolas. ABipSA – Apoio Bipodal Segurando as sacolas e Agachando.

Figura 2 – Correlação de Pearson e regressão linear para as variáveis do CoP nas três tarefas.



Nota: Os dados da correlação de Pearson estão apresentados no valor de r e 95% do seu intervalo de confiança. **Abreviações:** A-CoP Área de oscilação do Centro de Pressão. DPA_{ML} – Desvio Padrão da Amplitude mediolateral. DPA_{AP} – Desvio Padrão da Amplitude anteroposterior. VM_{ML} – Velocidade Média mediolateral. MV_{AP} – Velocidade Média anteroposterior. ABip – Apoio Bipodal. ABipS – Apoio Bipodal Segurando sacolas. ABipSA – Apoio Bipodal Segurando as sacolas e Agachando.

Discussão

O presente estudo objetivou determinar a validade concorrente do deslocamento do CoP medido pelo baropodômetro T-Plate em comparação com o critério medido pela plataforma de força em pacientes com dor lombar crônica inespecífica realizando três tarefas funcionais. Nossos achados demonstraram correlações moderadas a fortes na maioria das medidas investigadas. Embora os parâmetros de deslocamento do CoP no baropodômetro tenham sido correlacionados com os resultados da plataforma de força, a análise de Bland-Altman demonstrou que não há concordância na grande maioria das características do deslocamento do CoP em ambas as condições. Dessa forma, calculamos equações de regressão linear para prever os valores da plataforma de força a partir dos resultados do baropodômetro.

Este estudo foi o primeiro a realizar validade concorrente em pacientes com dor lombar crônica inespecífica usando o baropodômetro versus a plataforma de força para deslocamento da CoP. Os pontos fortes do presente estudo estão relacionados com a realização de tarefas funcionais de movimentos rotineiros em pacientes com dor lombar crônica inespecífica, sendo esta a população-alvo. Além disso, o procedimento de validade foi realizado simultaneamente usando o equipamento padrão ouro para medir o controle postural (plataforma de força). Por outro lado, o uso do baropodômetro para medir o controle postural deve ser realizado com cautela em outras populações, pois investigamos pacientes com dor lombar crônica inespecífica. Além disso, os parâmetros do controle postural obtidos pelo baropodômetro não foram interpretados de maneira direta, considerando a necessidade das equações de conversão.

O viés sistemático entre o baropodômetro e a plataforma de força observada nos parâmetros do deslocamento de CoP pode estar relacionado à calibração dos dispositivos, ao algoritmo usado no baropodômetro e ao tipo de sensores. Hallemans et al. (2006) realizaram um estudo com crianças utilizando a baropodometria e para implementar a calibração de procedimentos, fizeram para cada amostra a calibração on-line dos dados de pressão pelos registros da plataforma de força, e as pressões integradas sobre todo o tapete seriam iguais aos dados de força vertical gravado pela plataforma de força (HALLEMANS; CLERCQ; AERTS, 2006). A baropodometria requer padronização e um sistema de calibração adequado (ROSÁRIO, 2014). Sendo assim, incluímos informações sociodemográficas e antropométricas (sexo, idade, altura, peso e tamanho do pé) dos pacientes para calibrar o baropodômetro T-Plate de acordo com o fabricante. O algoritmo usado no baropodômetro para estimar o deslocamento da CoP não está disponível

gratuitamente. Portanto, os valores discrepantes obtidos nos parâmetros da CoP podem estar relacionados à equação utilizada, podendo ser diferente do que é recomendado para a exatidão e precisão do CoP pelo consenso científico internacional (GIACOMOZZI et al., 2012). Por fim, o tipo de sensor usado pelo baropodômetro T-Plate são de 1600 sensores resistivos de pressão, enquanto a plataforma de força usa quatro placas capacitivas de força. Diferentes sensores usados pelos tipos de equipamento podem interferir na aquisição de dados e levar a medidas diferentes. A validade do sistema TekScan MatScan® que é um outro modelo de baropodômetro com sensor resistivo foi relatada exibindo uma diferença percentual média de 1,9% quando comparada com a plataforma de força AMTI (ZAMMIT; MENZ; MUNTEANU, 2010).

Os resultados da validade concorrente do deslocamento da CoP entre o baropodômetro e a plataforma de força pelo método Bland-Altman não estão em concordância com outro estudo de validação cuja estimativa da CoP mostrou alta precisão para cinco baropodômetros testados (GIACOMOZZI, 2010a). O Instituto Nacional de Saúde da Itália (ISS) também recomenda uma ferramenta portátil, simples e de baixo custo para verificações periódicas da calibração, que só permitem monitorar a pressão estática e a resposta da força a baixa pressão (até 200 kPa), e a CoP coordena a estimativa para avaliar o desempenho técnico do pressure measure device (PMD) (GIACOMOZZI, 2010b). O baropodômetro T-Plate (Medicapteurs) não foi verificado pela avaliação técnica e nenhum outro dispositivo de baropodometria realizou validação concorrente como no presente estudo. No entanto, esses achados não devem ser um problema para usar os exames de baropodometria para deslocamento de CoP, pois os valores estão fortemente correlacionados e também fornecemos uma equação para prever os valores da plataforma de força que podem auxiliar os clínicos e pesquisadores. Deste modo, um baropodômetro pode ser usado como uma ferramenta precisa para analisar o deslocamento de CoP. Assim, avaliar o deslocamento da CoP em pacientes com dor lombar crônica inespecífica ao realizar tarefas funcionais em relação a um grupo controle com a baropodometria será uma boa estratégia de pesquisa no futuro.

Conclusão

O baropodômetro é um instrumento válido para medir o deslocamento do CoP em pacientes com dor lombar crônica inespecífica quando comparado à plataforma de força. Os resultados obtidos pelo baropodômetro estão correlacionados com os achados da plataforma de força e os valores podem ser previstos usando equações de conversão, pois houve um viés sistemático entre os dois métodos.

5.2 Manuscrito 2

Título – Pacientes com dor lombar crônica inespecífica apresentam redução do controle postural durante o agachamento – um estudo caso-controle pareado

Objetivo

O objetivo deste estudo foi comparar o controle postural durante tarefas funcionais entre pacientes com dor lombar crônica inespecífica e controles pareados.

Resultados

Os participantes tiveram em média 31 (9.0) anos no grupo dor lombar crônica (DLC) e 32 (10.2) anos no grupo controle, com 23 mulheres em cada grupo. Os participantes com dor lombar crônica inespecífica apresentaram intensidade média de dor de 4,64 (1.43) no momento da avaliação e intensidade média de dor de 6,0 (1.8). Os dados demográficos e clínicos dos participantes estão apresentados em (Tabela 1).

Tabela 1: Características clínicas e demográficas dos participantes do estudo.

Características	Pacientes	Controles
Sexo (Feminino), n (%)	23 (62,16)	23 (62,16)
Idade (anos)	32,29 (10,15)	31,51 (9,03)
Peso (Kg)	76,59 (16,37)	75,54 (15,40)
Altura (m)	1,67 (0,11)	1,68 (0,09)
IMC (kg/m²)	27,19 (4,35)	26,61(4,47)
Comorbidades	1,54 (1,39)	0,67 (0,97)
Duração da dor (meses)	45,70 (49,16)	-
Frequência da dor (dias/semana)	4,18 (1,99)	-
Intensidade da dor no momento - END	4,64 (1,43)	-
Intensidade média da dor - END	6,00 (1,82)	-

Variáveis Contínuas estão apresentadas como média (desvio padrão) e variáveis categóricas estão apresentadas em frequência (absoluta e percentual). END = Escala numérica da dor.

A ANOVA repetida de dois fatores revelou uma interação significativa na VMT [(2,72) = 3.3; P = 0,045] e VM_{ML} [F(2,72) = 4.1; P = 0,020]. Além disso, observou-se uma tendência para a redução da velocidade em pacientes com dor lombar VM_{AP} [F(2,72) = 2,7; P = 0,07]. As múltiplas comparações de Bonferroni mostraram que o grupo com dor lombar crônica inespecífica reduziu significativamente a VMT em comparação ao grupo controle para a tarefa ABipSA [diferença média = 3,2 (IC 95%: 1,0, 5,4); P < 0,002], VM_{ML} [diferença média = 3,2 (IC 95%: 1,0, 5,4); P = 0,002] e para VM_{AP} [diferença média = 8,7 (IC 95%: 1,7, 15,8); P = 0,010]. A ANOVA repetida de dois fatores não evidenciou diferenças significativas entre os grupos para as demais variáveis da A-CoP, DPA_{AP} e DPA_{ML} (Tabela 2).

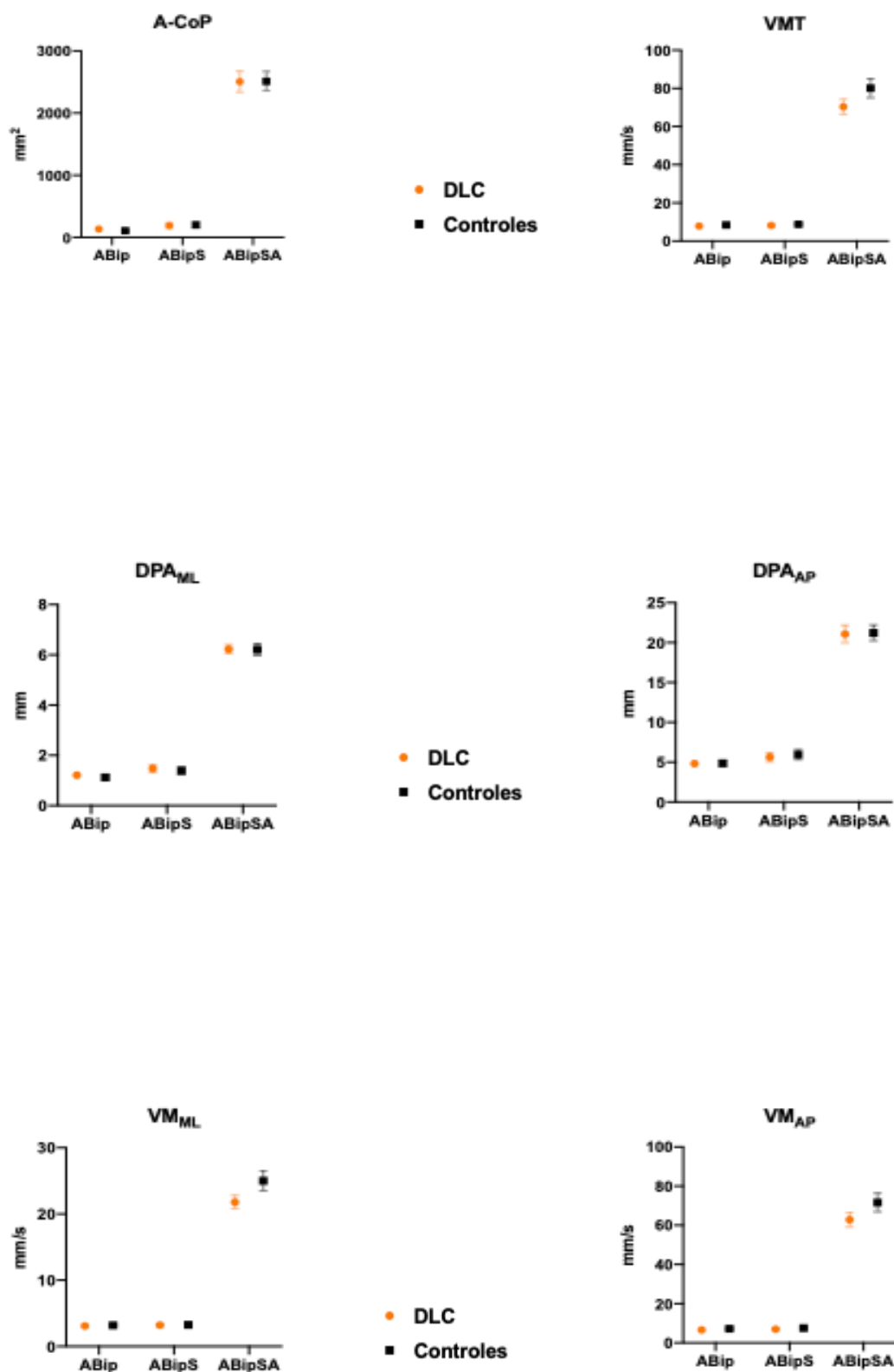
Tabela 2: ANOVA de dois fatores para o deslocamento do CoP durante tarefas funcionais, intra-grupo e entre grupo.

Variáveis	DLC	Controles	Diferença entre médias Intra-grupo (95% IC), P Valor		Diferença entre médias Inter-grupo (95% IC), P valor ajustado	P Valor Tarefas x condições
	DLC	CTRL	DLC vs CTRL			
A-CoP (mm²)						0,973
ABip	135,8 (219,4)	108,3 (72,0)	-	-	-27,6 (-360,7, 305,5), 0,999	
ABipS	191,6 (262,9)	201,5 (260,9)	55,8 (5,1, 116,7), 0,075	93,2 (8,7, 177,7), 0,0290	9,8 (-323,3, 342,9), 0,999	
ABipSA	2506,0 (1021,0)	2511 (953,7)	2370 (2024, 2717), <0,001	2403 (2048, 2758), <0,001	5,2 (-327,9, 338,3), 0,999	
VM_T (mm/s)						0,045*
ABip	7,9 (2,9)	8,5 (2,1)	-	-	0,6 (-6,8, 8,0), 0,999	
ABipS	8,2 (2,7)	8,8 (3,0)	0,4 (0,1, 0,8), 0,099	0,3 (-0,5, 1,1), 0,564	0,5 (-6,8, 7,9), 0,999	
ABipSA	70,4 (24,0)	80,1 (30,2)	62,5 (53,5, 71,6), <0,001	71,6 (60,2, 83,1), <0,001	9,7 (2,4, 17,1), 0,005*	
DPA_{AP} (mm)						0,973
ABip	1,2 (0,9)	1,1 (0,50)	-	-	-0,1 (-0,6, 0,5), 0,999	
ABipS	1,5 (0,8)	1,4 (0,85)	0,3 (0,05, 0,5), 0,012	0,3 (0,02, 0,5), 0,034	0,1 (-0,6, 0,5), 0,999	
ABipSA	6,2 (1,1)	6,2 (1,4)	5,0 (4,6, 5,4), <0,001	5,0 (4,5, 5,6), <0,001	-0,01 (-0,5, 0,5), 0,999	
DPA_{ML} (mm)						0,944
ABip	4,8 (2,0)	4,8 (1,8)	-	-	0,04 (-2,4, 2,4), 0,999	
ABipS	5,6 (3,5)	5,9 (3,7)	0,8 (-0,2, 1,8), 0,118	1,1 (-0,1, 2,3), 0,07	0,3 (-2,1, 2,7), 0,999	
ABipSA	21,1 (6,6)	21,2 (5,9)	16,2 (13,8, 18,7), <0,001	16,4 (14,2, 18,6), <0,001	0,14 (-2,3, 2,5), 0,999	
VM_{AP} (mm/s)						0,020*
ABip	3,1 (0,99)	3,2 (0,73)	-	-	0,1 (-2,1, 2,3), 0,999	
ABipS	3,2 (1,0)	3,3 (0,96)	0,1 (-0,1,0,3), 0,226	0,1 (-0,2, 0,3), 0,793	0,03 (-2,2, 2,3), 0,999	
ABipSA	21,8 (6,2)	25,0 (9,4)	18,70 (16,3, 21,1), <0,001	21,8 (18,3, 25,4), <0,001	3,2 (1,0, 5,4), 0,002*	
VM_{ML} (mm/s)						0,070
ABip	6,6 (2,7)	7,2 (2,0)	-	-	0,6 (-6,5, 7,7), 0,999	
ABipS	7,0 (2,4)	7,5 (2,7)	0,4 (-0,1, 0,8), 0,127	0,3 (-0,4, 1,1), 0,503	0,58 (-6,5, 7,6), 0,999	
ABipSA	62,92 (22,9)	71,6 (28,5)	56,3 (47,7, 64,9), <0,001	64,4 (53,6, 75,3), <0,001	8,7 (1,6, 15,8), 0,01*	

Nota: P valor apresentado na última linha das variáveis do CoP na comparação entre-grupos, tarefa x condição (dor lombar crônica x controles) .

Abreviações: A-CoP Área de oscilação do Centro de Pressão. DPA_{ML} – Desvio Padrão da Amplitude mediolateral. DPA_{AP} - Desvio Padrão da Amplitude anteroposterior. VM_{ML} – Velocidade Média mediolateral. MV_{AP} – Velocidade Média anteroposterior. ABip – Apoio Bipodal. ABipS – Apoio Bipodal Segurando sacolas. ABipSA – Apoio Bipodal Segurando as sacolas e Agachando. Valores apresentados em média e Desvio Padrão, considerando um P-valor <0,05.

Figura 1: ANOVA de dois fatores para o deslocamento do CoP durante tarefas funcionais, intra-grupo e entre grupo.



Nota: valores apresentados em média e $\pm$ erro padrão da medida (SEM) na comparação entre-grupos, tarefa x condição (dor lombar crônica x controles).

Abreviações: A-CoP Área de oscilação do Centro de Pressão. DPA_{ML} – Desvio Padrão da Amplitude mediolateral. DPA_{AP} – Desvio Padrão da Amplitude anteroposterior. VM_{ML} – Velocidade Média mediolateral. VM_{AP} – Velocidade Média anteroposterior. ABip – Apoio Bipodal. ABipS – Apoio Bipodal Segurando sacolas. ABipSA – Apoio Bipodal Segurando as sacolas e Agachando.

Discussão

Este estudo avaliou o deslocamento do CoP medido pela plataforma de força e analisou as diferenças entre os grupos de dor lombar crônica inespecífica e controles saudáveis pareados durante a execução de tarefas funcionais. Os resultados da diferença entre os grupos demonstraram que os pacientes com dor lombar crônica têm menor velocidade em relação aos controles saudáveis. Encontramos valores mais baixos para a velocidade média total da oscilação, velocidade média anteroposterior e velocidade média mediolateral quando os pacientes realizaram a última tarefa de apoio bipodal segurando sacolas e agachando (ABipSA). Diante dessas informações, podemos entender que a tarefa funcional foi capaz de perturbar o deslocamento do CoP na amostra, tanto os pacientes como os controles apresentaram os valores das variáveis maiores quando realizaram os agachamentos, no entanto, nesta condição os pacientes apresentaram uma diminuição da velocidade podendo estar relacionada com a dificuldade para execução da tarefa.

Nossos resultados evidenciam que a melhor maneira de avaliar o deslocamento do CoP é executar a tarefa funcional, pois esta é praticada diariamente pelas pessoas, como sentar-se e levantar-se, agachar-se ou apenas caminhar. Escolhemos a tarefa de agachar segurando sacolas com dois quilos, pois é uma tarefa comum de ser executada por pessoas quando fazem compras. Pedimos que os participantes realizassem apenas uma vez de quarenta segundos para cada tarefa, porque pensamos que os pacientes poderiam apresentar fadiga na última tarefa e talvez os resultados não fossem alterados pela dor presente no momento.

Um parâmetro observado em nosso estudo foi a velocidade média do CoP mais baixa e isto está em concordância com os resultados apresentados em outros dois estudos que observaram as mesmas alterações. No entanto, os estudos executaram tarefas diferentes do presente estudo, sendo que um estudo investigou diferentes condições de visão (MOK; BRAUER; HODGES, 2004) e outro estudo investigou com os olhos abertos durante permanência prolongada (LAFOND et al., 2009). Outros estudos observaram alterações na velocidade média do CoP em pacientes com dor lombar crônica comparados ao grupo controle mas, esses estudos apresentaram valores mais altos, discordantes dos achados do presente estudo (KOCH; HÄNSEL, 2019).

O presente estudo mostrou o cálculo do tamanho da amostra e uma amostra homogênea, como é recomendado, pois pode afetar a precisão dos resultados e sua interpretação (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). Além disso no nosso estudo, os

participantes realizaram tarefas funcionais pois, em termos de permanência em uma superfície estável com os olhos abertos, a maioria dos estudos não encontrou diferença entre os grupos (KOCH; HÄNSEL, 2019).

Recomendamos para pesquisas futuras que tarefas funcionais representem uma boa estratégia para analisar o deslocamento do CoP em pessoas com dor lombar crônica inespecífica e nossa tarefa foi adequada para alterações nos parâmetros da CoP. Incluir outras tarefas como sentar-se e levantar-se ou apenas caminhar pode ser mais uma tentativa de analisar o controle postural.

Conclusão

Os pacientes com dor lombar crônica inespecífica apresentaram menor velocidade média do CoP quando comparados aos controles saudáveis enquanto realizavam apoio bipodal segurando as sacolas e agachando. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para as variáveis de amplitude nas três tarefas realizadas.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A baropodometria é um instrumento muito utilizado no ambiente clínico e pode ser uma ferramenta a mais para análise do controle postural em pessoas com dor lombar crônica inespecífica assim como no campo científico.

A dor lombar crônica inespecífica pode alterar o controle postural das pessoas quando essas realizam tarefas funcionais como o agachamento. A diminuição da velocidade média do deslocamento do CoP, pode estar envolvida com a dificuldade que é para executar tal tarefa para quem sente dor nessa região. Portanto é aconselhável uma reflexão no momento de elaborar o plano de tratamento para essa população alvo, como por exemplo, elaborar um treinamento de tarefas funcionais.

7. REFERÊNCIAS

AZEVEDO, R. et al. Effects of noise on postural stability when in the standing position. **Work**, v. 54, n. 1, p. 87–91, 2016.

BERENSHTEYN, Y. et al. Is standing balance altered in individuals with chronic low back pain? A systematic review. **Disability and Rehabilitation**, v. 0, n. 0, p. 1–10, 2018.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. **Statistical Methods in Medical Research**, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1999.

DE NUNZIO, A. M. et al. Ankylosing spondylitis and posture control: The role of visual input. **BioMed Research International**, v. 2015, 2015.

DE VET, H. C. W. et al. When to use agreement versus reliability measures. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 59, n. 10, p. 1033–1039, 2006.

DOWNIE, A. S. et al. Trajectories of acute low back pain: A latent class growth analysis. **Pain**, v. 157, n. 1, p. 225–234, 2016.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

FALLIS, A. . Standards for reporting diagnostic accuracy studies (STARD). **Journal of Chemical Information and Modeling**, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2013.

FURNARI, A. et al. Can Baropodometric Analysis be a Useful Tool in the Early Diagnosis of Atypical Parkinsonism? Preliminary Findings. **Innovations in clinical neuroscience**, 2014.

GARDNER, T. et al. Physiotherapists' beliefs and attitudes influence clinical practice in chronic low back pain: a systematic review of quantitative and qualitative studies. **Journal of Physiotherapy**, v. 63, n. 3, p. 132–143, 2017.

GIACOMOZZI, C. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: A comparative technical assessment. **Gait and Posture**, v. 32, n. 1, p. 141–144, 2010a.

GIACOMOZZI, C. Hardware performance assessment recommendations and tools for baropodometric sensor systems. **Annali dell'Istituto Superiore di Sanita**, v. 46, n. 2,

p. 158–167, 2010b.

GIACOMOZZI, C. et al. International scientific Consensus on Medical plantar pressure measurement devices: Technical requirements and performance. **Annali dell'Istituto Superiore di Sanita**, v. 48, n. 3, p. 259–271, 2012.

GIAVARINA, D. Understanding Bland Altman analysis. **Biochemia Medica**, v. 25, n. 2, p. 141–151, 2015.

GOLOB, A. L.; WIPF, J. E. Low Back Pain. **Medical Clinics of North America**, v. 98, n. 3, p. 405–428, 2014.

HALLEMANS, A.; CLERCQ, D. DE; AERTS, P. Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: A longitudinal follow-up study. **Gait and Posture**, v. 24, n. 3, p. 270–279, 2006.

HARTVIGSEN, J. et al. Series Low back pain 1 What low back pain is and why we need to pay attention. **The Lancet**, v. 6736, n. 18, 2018.

HAWRYLAK, A. et al. Spinal range of motion and plantar pressure in sport climbers. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 19, n. 2, p. 169–173, 2017.

HINKLE, D. E.; WIERSMA, W.; JURIS, S. G. **Applied statistics for the behavioral sciences**. 5th ed. ed. Boston: Houghton Mifflin College Division, 2003. v. 663

HOY, D. et al. A Systematic Review of the Global Prevalence of Low Back Pain. **ARTHRITIS & RHEUMATISM**, v. 64, n. 6, p. 2028–2037, 2012.

I., M. et al. Prevalence and long-term predictors of persistent chronic widespread pain in the general population in an 11-year prospective study: The HUNT study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 15, n. 1, 2014.

KAERCHER, C. W. et al. Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain - a cross-sectional study. **BMC Women's Health**, v. 11, 2011.

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

LAFOND, D. et al. Gait & Posture Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. v. 29, p. 421–427, 2009.

LEMOS, L. F. C.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Lombalgia e o equilíbrio corporal de atletas da seleção brasileira feminina de canoagem velocidade. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p. 457–463, 2010.

MAGALHÃES, M. O. et al. Testes clinimétricos de dois instrumentos que mensuram atitudes e crenças de profissionais de saúde sobre a dor lombar crônica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 15, n. 3, p. 249–256, 2011.

MAHER, C.; UNDERWOOD, M.; BUCHBINDER, R. Non-specific low back pain. **The Lancet**, v. 389, n. 10070, p. 736–747, 2017.

MARIBO, T. et al. Postural balance in low back pain patients: Criterion-related validity of centre of pressure assessed on a portable force platform. **European Spine Journal**, v. 21, n. 3, p. 425–431, 2012.

MAZAHERI, M. et al. Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 37, n. 1, p. 12–22, 2013.

MÉNDEZ-SÁNCHEZ, R. et al. Immediate Effects of Bilateral Sacroiliac Joint Manipulation on Plantar Pressure Distribution in Asymptomatic Participants. **The Journal of Alternative and Complementary Medicine**, 2014.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. v. 29, n. 6, p. 107–112, 2004.

NASCIMENTO, P. R. C. DO; COSTA, L. O. P. Prevalência da dor lombar no Brasil: uma revisão sistemática. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 31, n. 6, p. 1141–1156, 2015.

NIES, N.; SINNOTT, P. L. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. **Spine**, v. 16, n. 3, p. 325–330, 1991.

NOZABIELI, A. J. et al. Análise do equilíbrio postural de indivíduos diabéticos por meio de baropodometria. **Motricidade**, v. 8, n. 3, p. 30–39, 2012.

OLIVEIRA, B. H. DE et al. Foot Reflexotherapy Induces Analgesia in Elderly Individuals with Low Back Pain: A Randomized, Double-Blind, Controlled Pilot Study.

Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, v. 2017, p. 1–9, 2017.

PAILLARD, T.; NOÉ, F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 1–15, 2015.

PAPI, E.; BULL, A. M. J.; MCGREGOR, A. H. Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? A systematic review. **Clinical Biomechanics**, v. 55, n. August 2017, p. 53–64, 2018.

RABELLO, L. M. ET AL. RELAÇÃO ENTRE TESTES FUNCIONAIS E PLATAFORMA DE FORÇA NAS MEDIDAS DE EQUILÍBRIO EM ATLETAS. **Rev Bras Med Esporte [online]**, v. 20, n. 3, p. 219–222, 2014.

ROSÁRIO, J. L. P. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 18, n. 2, p. 215–219, 2014.

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**, v. 20, n. 3, p. 358–368, 2011a.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 12, n. 1, p. 162, 2011b.

SALAVATI, M. et al. Effect of dual-tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 34, n. 13, p. 1415–1421, 2009.

SCOPPA, F. et al. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. **Gait and Posture**, v. 37, n. 2, p. 290–292, 2013.

STREINER, D. L.; NORMAN, G. R.; CAIRNEY, J. Health Measurement Scales: A practical guide to their development and use. p. 432, 2015.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M. Balance Control in Older Adults. **Locomotion and Posture in Older Adults: The Role of Aging and Movement Disorders**, p. 237–262, 2017.

VON ELM, E. et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement. **Epidemiology**, v. 18, n. 6, p. 800–804, 2007.

ZAMMIT, G. V; MENZ, H. B.; MUNTEANU, S. E. Reliability of the TekScan MatScan®system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 3, n. 1, p. 1–9, 2010.

APÊNDICE 1 – Concurrent validation of the center of pressure displacement analyzed by baropodometry in patients with chronic non-specific low back pain during functional tasks

Pedro Manoel Pena Junior¹, Arthur de Sá Ferreira¹, Gustavo Telles¹, Thiago Lemos¹, Leandro Alberto Calazans Nogueira^{1,2}

Affiliations:

¹ Rehabilitation Science Postgraduation Program - Augusto Motta University Center (UNISUAM), Rio de Janeiro, Brazil.

² Physiotherapy Department - Federal Institute of Rio de Janeiro (IFRJ), Rio de Janeiro, Brazil.

Correspondence should be sent to Dr. Leandro Alberto Calazans Nogueira at Rehabilitation Science Postgraduation Program, Augusto Motta University Center, Praça das Nações, 34, Bonsucesso. CEP 21041-010, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Phone +55 (21) 3882-9797.

Emails should be sent to leandro.nogueira@ifrj.edu.br

ABSTRACT

Background

Low back pain is highly prevalent worldwide and in Brazil. Postural control represents one of the functional limitations of low back pain. Postural control can be investigated through the center of pressure (CoP) displacement, using a baropodometry. However, there is a lack of clinimetric information on the stabilometric parameters of the baropodometry in agreement with the force platform.

Research Question

The study aimed to validate the displacement of CoP measured by baropodometry in patients with non-specific chronic low back pain during functional activities, using the force plate as a criterion measure.

Methods

A validation study was conducted in 37 participants with chronic low back pain. Participants performed three functional tasks on a baropodometer that was on top of a force plate. The validation of the measure of CoP displacement measured by baropodometry in agreement with the force platform was investigated by Pearson's correlation coefficient and the Bland-Altman method.

Results

Our findings showed a moderate to strong correlations in most of the measures investigated. The Bland-Altman analyses revealed substantive differences between the two methods in the majority of the parameters of the CoP displacement examined. Accordingly, linear regression equations to predict the values of the force plate from the baropodometer results were calculated.

Significance

The baropodometer is validity to measure the displacement of the CoP in patients with non-specific low back pain when compared to the force plate. The results obtained by the baropodometer are correlated to the force plate findings, and the values can be predicted using conversion equations since there was a systematic bias between the two methods.

Keywords: Low Back Pain; Center of Pressure; Baropodometry; Force Plate.

1. INTRODUCTION

Globally low back pain is highly prevalent (HOY et al., 2012). In Brazil, low back pain affects more than 50% of adults and the prevalence of chronic low back pain ranged between 4.2% and 14.7% of the population (NASCIMENTO; COSTA, 2015). The non-specific low back pain is the main presentation (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017), affecting people of all ages, and represents a major contributor to the burden of disease worldwide. Most cases of acute low back pain recover completely within 4-6 weeks, but persistent low back pain has a poor prognosis, with unlikely recovery (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017). Chronic low back pain is a complex disorder with multiple physical, psychological and social factors contributing to poor recovery and prolonged disability (GARDNER et al., 2017). One of the known disabilities is the impairment of postural control.

Postural stability is regulated by the postural control system (DUARTE; FREITAS, 2010), which is multifaceted and ordered by the execution of motor control. Biomechanically, postural balance can be defined as maintaining the center of mass of the body within the support base, which is delimited between the two feet (RABELLO, 2014). The Center of Pressure (CoP) is the primary posturographic measure for the evaluation of postural control (DUARTE; FREITAS, 2010). However, methodological differences were found across the studies with the absence of standardized procedures (KOCH; HÄNSEL, 2019).

The postural control has been analyzed in patients with low back pain using the force plate, which is considered the gold standard (NIES; SINNOTT, 1991). The force plate provides many variables, and the displacement of the CoP is the most common used. Patients with low back pain present high displacement of the CoP during standing conditions with high demands (KOCH; HÄNSEL, 2019). The displacement of the CoP has been analyzed alongside the peaks of plantar pressure by baropodometry, which has the potential to provide additional information during the physical evaluation (FURNARI et al., 2014). However, patients with low back pain have not been adequately investigated through baropodometry and there is a lack of information about the validity of the measured CoP displacement obtained by baropodometry (HALLEMANS; CLERCQ; AERTS, 2006).

The validation study of stabilometry data in the baropodometry exam has not been adequately performed. Only five pressure measure devices were tested, and all of them

presented high accuracy and precision in CoP estimation (GIACOMOZZI, 2010a). However, previous validation studies did not investigate target populations (GIACOMOZZI, 2010a). Thus, an adequate validation of the index measure in the target population is necessary to ensure the applicability of an instrument. The concurrent validation investigates the correlation the index measure with the criterion measure, both of which are given at the same time (STREINER; NORMAN; CAIRNEY, 2015). Also, Bland-Altman has been used based on the quantification of the agreement within two quantitative measurements by studying the mean difference and constructing limits of agreement (GIAVARINA, 2015). In conclusion, the validation procedure is more appropriated used whether two devices are involved at the same time to assess similar measures.

The validation of the stabilometric parameters of the computerized baropodometry in agreement with the force plate is necessary due to the lack of researches in this field. Therefore, the objective of this study was to validate the displacement of CoP measured by baropodometry in patients with non-specific chronic low back pain during functional activities, using the force plate as a criterion measure. We hypothesized that baropodometry would be an accessible and low-cost tool for the measurement of CoP displacement in patients with non-specific chronic low back pain.

2. METHODS

Study Design

A concurrent validation study was conducted following the Standards for Reporting Diagnostic accuracy studies (STARD) guideline (FALLIS, 2013). The study was approved by the Research Ethics Committee of the Augusto Motta University Center (UNISUAM) and was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki for research in humans (CAAE number: 03870318.0.0000.5235). All included participants signed the written Informed Consent Form before the experimental procedures.

Sample size

The sample size calculation was based on values for the total mean sway velocity. We estimated a Pearson coefficient correlation of 0.6 between the force plate and the baropodometer measurements. A total of 30 participants was necessary using an alpha of 5% and a power of 95% on a two-sided test. We recruited 42 participants assuming

potential data loss. The sample calculation was performed on the G*Power Software version 3.1.9 (Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Germany).

Study participants

The participants were screened at the physiotherapy outpatient departments of Gaffrée and Guinle University Hospital (HUGG), Augusto Motta University Center (UNISUAM), and through community-based advertisements in Rio de Janeiro, Brazil, between April and June of 2019. Participants (aged between 18 and 60 years) were eligible for the study if they presented a current episode of self-reported chronic low back pain, in the area between the 12th rib and gluteal folds and a minimal of 3 out of 10 in the Numerical Pain Rating Scale (NPRS) at the time of evaluation. We excluded participants with: (1) neurological involvement (e.g. cauda equina syndrome, spinal cord injury, central nervous system diseases); (2) trauma; (3) presence of specific vertebral pathology (e.g. tumor, fracture, infection) (4) pregnancy; (5) self-reported psychiatric diagnosis; (6) history of cancer, (7) history of abdominal surgery in the last year or lumbar surgery regardless of time, (8) chronic widespread pain defined as the existence of pain at three or more predefined sites (involving the trunk and upper and lower limbs) for at least 3 months during the past year (I. et al., 2014), (9) participants with leg pain, including pain under the knee and positive results at nervous root with alteration of sensory-motor reflex, and (10) balance impairment related to dizziness.

Procedures

The self-reported questionnaire included items regarding sociodemographic and clinical characteristics. The stabilometry data were collected through the baropodometry and force plate instruments during three functional tasks.

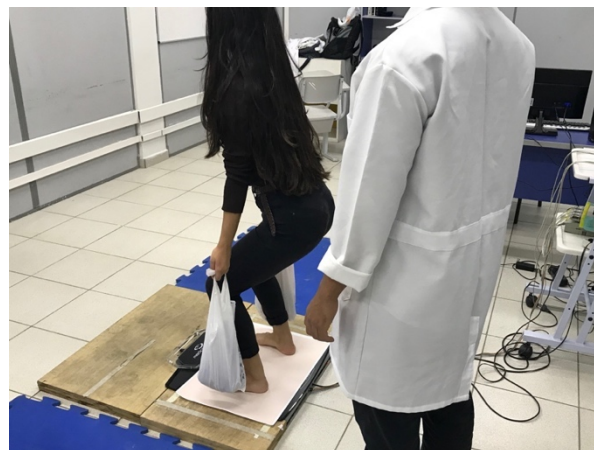
Experimental Setup

Data were obtained at the Human Kinetics and Kinematics Laboratory of the Postgraduate Program in Rehabilitation Sciences of the UNISUAM, Rio de Janeiro, Brazil. A physiotherapist with more than 16 years of clinical experience in musculoskeletal disorders (examiner 1) conducted the interviews and explained the study protocol. Another examiner was close to the participants to avoid possible imbalances and minimize the risks of falling. Three functional tasks were used to investigate postural control. All the tasks were performed barefoot in the millimeter paper positioned above

baropodometer to guarantee the precision of the subsequent measures. The baropodometer was positioned at the top of the force platform, aligned accordingly with the active area of 40x40 cm. The participants performed three tasks with eyes open: (1) Bipedal Support (BS); (2) Bipedal Support holding Bags (BSB); (3) Bipedal Squatting holding Bags (BSBS). Each task was investigated once for forty seconds, with ninety seconds of an interval between each trial. The stabilometry data were collected using a baropodometer Medicapteurs (T-PLATE, Balma, France; 10 Hz; 1600 sensors) with the manufacturer software (T-Plate, France) in postural mode. Simultaneously, data were collected using a force platform (AccuSway^{PLUS}, AMTI, Massachusetts, 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). Data were exported in .txt format in order to analyze the CoP displacement.

In the Bipedal Support (BS), the participants were instructed to remain stand, focusing at a point 2-meters ahead. The positioning of the feet was marked with paper and pen in the first attempt to maintain the same positioning in the later attempts [13]. In the Bipedal Support holding Bags (BSB), participants received the same instructions of the BS condition plus holding two bags with 2 kilograms each, with the elbows extended along the trunk and one bag in each hand. The verbal orientation was to remain as static as possible in the position of the feet demarcated in the first attempt of the bipedal support during the task time. In the Bipedal Squatting holding Bags (BSBS), participants were instructed to perform as many squats as possible in 40 seconds, holding two bags with 2 kilograms each (Figure 1).

Figure 1 – Bipedal Squatting holding Bags



The posture analysis was based on the displacement of the COP calculated by the baropodometer and the force plate. Linear measures included the velocity, amplitude of displacement, and sway area. Mean velocity (mm/s) was calculated dividing the COP excursion by the trial time (PAILLARD; NOÉ, 2015) along the mediolateral (MV_{ML}) axis and the anteroposterior (MV_{AP}) axis. The standard deviation of amplitude of displacement (SDA) on mm was calculated for each direction (SDA_{AP} and SDA_{ML}). Higher values of the amplitude of displacement represent postural instability (PAILLARD; NOÉ, 2015). Sway area (SA) considering 95% of the total area covered in the ML and AP direction using an ellipse to fit the data (DUARTE; FREITAS, 2010).

Statistical Analysis

Descriptive analysis of sociodemographic data (sex, age, height, weight), clinical (body mass index, pain during week, and at the moment) were performed. Continuous variables were presented in mean and standard deviation (SD), and the categorical variables were presented in absolute values and proportions (%).

The validation of the CoP displacement measured by baropodometry in agreement with the force plate in participants with chronic non-specific back pain during functional activities was investigated by Pearson's correlation coefficient and the Bland-Altman method. The correlation above 0.90 was interpreted as very high, from 0.70 to 0.89 as high, from 0.50 to 0.69 as moderate, from 0.30 to 0.49 as low and below 0.29 as mild (HINKLE; WIERSMA; JURS, 2003). Bland and Altman introduced the graph to describe the agreement between two quantitative measures. The resulting graph is an XY scatter plot, in which the Y-axis shows the difference between the two paired measures (Force Plate-Baropodometer) and the X-axis represents the mean of these measures ((Force Plate + Baropodometer) / 2). In other words, the difference between the two paired measures is plotted against the average of the two measurements. The Bland-Altman method recommends that 95% of the data points be within ± 2 times the standard deviation of the mean difference (GIAVARINA, 2015).

Bland-Altman plots were generated for each of the variables tested in the baropodometer by the three tasks contrasted with the measurement force plate in order to assess agreement between both instruments. Limits of agreement were calculated and their respective bias concerning the maximum agreement. Also, the linear regression equations were calculated to predict the results of the criterion measure (force plate) using the results of the index test (baropodometer). Data include the limits of agreement (LoA)

and their confidence intervals (95%) (BLAND; ALTMAN, 1999). The level of significance was set at 0.05. The software for statistical analysis was GraphPad Prism software (GraphPad Software, San Diego, CA, USA) Version 8.00 for MacBook.

3. RESULTS

Fourty-two patients with chronic non-specific low back pain were initially recruited. Five patients were excluded because of data processing errors. Thirty-seven patients with chronic non-specific low back pain were enrolled in this study, being 23 (62.16%) females, with mean age of 32.4 (10.17) years old, mean height 1.67 (0.10) meters, mean weight 75.3 (15.1) Kg, mean BMI 26.94 (4.28) Kg/m². The mean pain intensity during last week was 6 (1.82) out of 10, and at the moment of the exam was 4.6 (1.43) out of 10. All participants performed the three tasks without any difficulties or restrictions.

Concurrent Validity

A mild correlation was observed in the SDA_{ML} ($r = 0.108$; $p = 0.522$) between baropodometer [mean = 6.44 (8.32) mm] and force plate [mean = 6.22 (1.10) mm] when patients performed the task BSBS. A low correlation was observed on the Sway Area ($r = 0.430$; $p = 0.008$) between baropodometer [mean = 81.48 (192.73) mm²] and force plate [mean = 191.66 (262.93) mm²] in the task BSB. A moderate correlation was found in the SDA_{ML} ($r = 0.626$; $p < 0.001$) between baropodometer [mean = 1.34 (0.92) mm] and force plate [mean = 1.47 (0.88) mm] in the task BSB and in the SDA_{AP} ($r = 0.68$; $p < 0.001$) between baropodometer [mean = 1.22 (0.86) mm] and force plate [mean = 4.81 (2.06) mm] in the task BS. Strong and significant correlations ($p < 0.001$) were observed between all other comparisons (Table 1, Figure 3).

Table 1 – Person Correlation and descriptive analysis of the Force Plate (FP) and Baropodometer (BP).

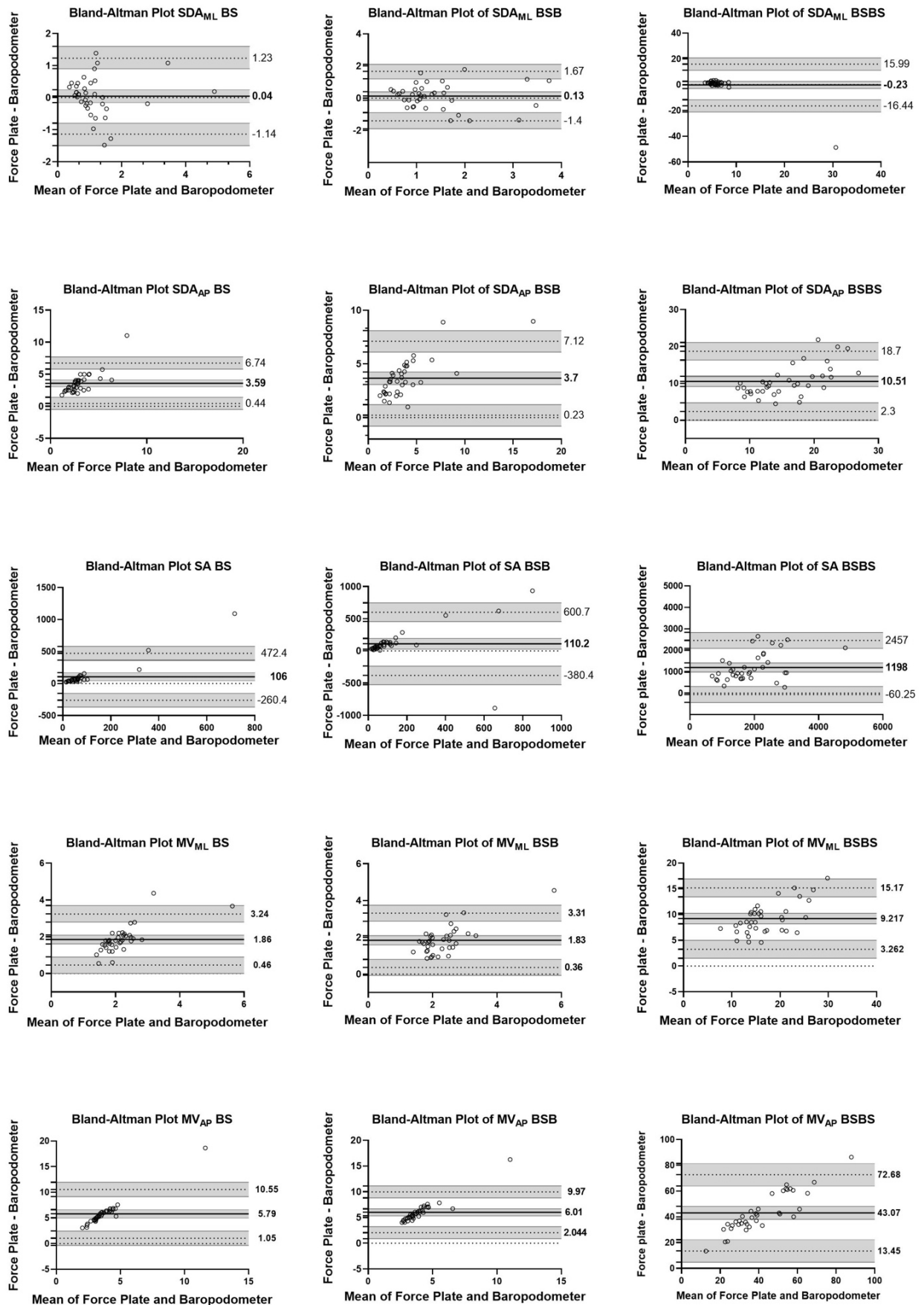
Variables	BS _{FP}	BS _{BP}	Pearson r	BSB _{FP}	BSB _{BP}	Pearson r	BSBS _{FP}	BSBS _{BP}	Pearson r
SA	135.81 (219.44)	29.79 (43.98)	0.833 (0.70 - 0.91)	191.66 (262.93)	81.41 (192.73)	0.430 (0.12 - 0.66)	2506 (1021)	1308 (745)	0.779 (0.61 - 0.88)
SDA _{ML}	1.20 (0.91)	1.16 (0.91)	0.783 (0.62 - 0.88)	1.47 (0.88)	1.34 (0.92)	0.626 (0.38 - 0.79)	6.22 (1.10)	6.44 (8.32)	0.108 (-0.22 - 0.42)
SDA _{AP}	4.81 (2.06)	1.22 (0.86)	0.680 (0.46 - 0.82)	5.64 (3.51)	1.97 (2.24)	0.905 (0.82 - 0.95)	21.1 (6.67)	10.6 (4.17)	0.799 (0.64 - 0.89)
MV _{ML}	30.95 (9.90)	1.24 (0.50)	0.731 (0.53 - 0.85)	32.2 (10.4)	1.38 (0.54)	0.718 (0.51 - 0.85)	218 (62.2)	12.6 (4.40)	0.892 (0.80 - 0.94)
MV _{AP}	66.2 (27)	0.81	0.775 (0.60 - 0.88)	70 (24.2)	0.96 (0.57)	0.765 (0.59 - 0.88)	629 (229)	19.8 (9.71)	0.88 (0.77 - 0.94)

Note: Descriptive data are presented as mean $\pm$ standard deviation. Person correlation coefficient results are presented as r value and 95% confidence interval. Bold numbers represent significant p value ($p < 0.001$)

Abbreviations: SA Sway Area. SDA_{ML} - Standard Deviation of Amplitude mediolateral. SDA_{AP} Standard Deviation of Amplitude anteroposterior. MV_{ML} - Mean Velocity mediolateral. MV_{AP} - Mean Velocity anteroposterior. BS - Bipedal Support task. BSB - Bipedal Support holding Bags. BSBS - Bipedal Squatting holding Bags.

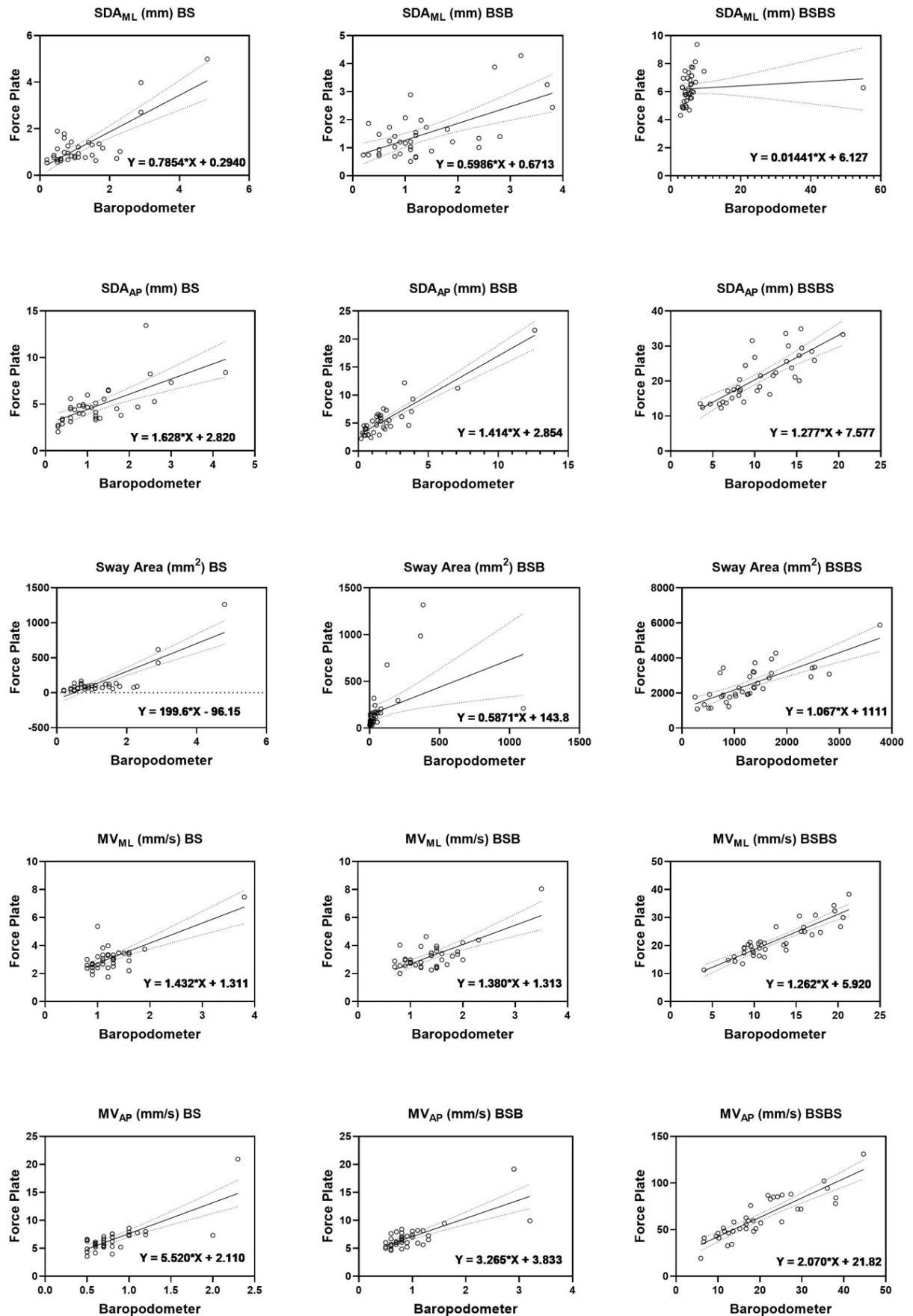
The Bland-Altman analyses revealed no substantive differences between the two methods of measures baropodometer and force plate only for the standard deviation of amplitude mediolateral (SDA_{ML}) for the three tasks bipedal support (BS), bipedal support holding bags (BSB), bipedal squatting holding bags (BSBS). The mean difference [limits of agreement] for baropodometer and force plate for SDA_{ML} were 0.040 mm (95% IC: -0.16; 0.25) [-1.14 mm (95% IC: -1.5; -0.8) 1.23 mm (95% IC: 0.9; 1.6)] for BS, 0.13 mm (95% IC: -0.13; 0.39) [-1.40 mm (95% IC: -1.9; -0.9) 1.67 mm (95% IC: 1.2; 2.1)] for BSB, and -0.22 mm (95% CI: -2.99; 2.53) [-16.44 mm (95% IC: -21.2; -11.7) 15.99 mm (95% IC: 11.2; 20.8)], for BSBS. There was a systematic bias between baropodometer and force plate for all the others variables of CoP displacement by the Bland-Altman analysis.

Figure 2 – Validity analysis CoP displacement between baropodometer against force plate by Bland-Altman



Note: The data of the mean of difference (bias), and the limits of agreement (LoA) upper and under were showed. **Abbreviations:** SDA_{ML} - Standard Deviation of Amplitude mediolateral. SDA_{AP} - Standard Deviation of Amplitude anteroposterior. SA - Sway Area. MV_{ML} - Mean Velocity mediolateral. MV_{AP} - Mean Velocity anteroposterior. BS - Bipedal Support task. BSB - Bipedal Support holding Bags. BSBS - Bipedal Squatting holding Bags.

Figure 2 – Pearson correlation and linear regression for variables of amplitude in the three tasks.



Note: Person correlation data are presented r value and 95% confidence interval are showed. **Abbreviations:** SA Sway Area. SDA_{ML} - Standard Deviation of Amplitude mediolateral. SDA_{AP} Standard Deviation of Amplitude anteroposterior. MV_{ML} - Mean Velocity mediolateral. MV_{AP} - Mean Velocity anteroposterior. BS - Bipedal Support task. BSB - Bipedal Support holding Bags. BSBS - Bipedal Support holding Bags and a second task.

4. DISCUSSION

The present study aimed to determine the concurrent validity of CoP displacement measured by the baropodometer T-Plate compared to the criterion measured of the force plate in patients with non-specific low back pain performing three functional tasks. Our findings showed a moderate to strong correlations in most of the measures investigated. Although the parameters of the displacement of the CoP from the baropodometer were correlated to the results of the force plate, the Bland-Altman analysis demonstrated that there is no agreement in the vast majority of the characteristics of the CoP displacement in both conditions. Accordingly, we calculated linear regression equations to predict the values of the force plate from the baropodometer results.

This study was the first that performed concurrent validity in patients with chronic non-specific low back pain using the baropodometer against the force plate for CoP displacement. The strengths of the present study concerning the performance of functional tasks related to the routine movements in the patients with non-specific low back pain who were the target population. Moreover, the validity procedure was conducted simultaneously using the gold standard equipment to measure the postural control (i.e., force plate). On the other hand, the use of the baropodometer to measure the postural control should be performed with caution in other populations since we investigated patients with chronic non-specific low back pain. Also, the parameters of the postural control obtained by the baropodometer were not straightforward interpreted considering the need for the conversion equations.

The systematic bias between the baropodometer and the force plate observed in the parameters of the CoP displacement may be related to calibration of the devices, the algorithm used in the baropodometer, and the type of sensors. Hallemans et al. (2006) performed a study with children using the baropodometry to implement procedures for calibration issues. The authors conducted an on-line calibration for each sample, and the integrated pressures over the entire mat would equal the data of force vertical recorded by the force plate (HALLEMANS; CLERCQ; AERTS, 2006). Baropodometry requires standardization and an adequate calibration system (ROSÁRIO, 2014). Then, we included sociodemographic and anthropometric information (sex, age, height, weight, and foot size) of the patients to calibrate the T-Plate baropodometer according to the manufacturer. The algorithm used in the baropodometer to estimate the displacement of the CoP is not freely available. Hence, the discrepant values obtained in the parameters

of the CoP may be related to the equation used, which can be different from the recommended for the accuracy and precision of the CoP by the international scientific consensus (GIACOMOZZI et al., 2012). Ultimately, the type of sensors used by the T-Plate baropodometer has 1600 resistive sensors of pressure while the force plate uses four boards capacitive of force. Different sensors used by the types of equipment may interfere with data acquisition and lead to dissimilar measures. The validity of another resistive sensor baropodometer has been reported displaying a mean percentage difference of 1.9% when compared against the AMTI force plate (ZAMMIT; MENZ; MUNTEANU, 2010).

The outcomes of the concurrent validity of CoP displacement between the baropodometer and force plate by the Bland-Altman method showed a systematic bias. This finding contradicts the previous study that showed high precision for five Pressure Measurement Device (PMD) tested (GIACOMOZZI, 2010a). The Italian National Institute of Health (ISS) also recommends a simple and low-cost portable tool for periodical spot-checks of calibration which only allows monitoring static pressure and force response at low pressure (up to 200 kPa), and CoP coordinates estimation to assess the PMD technical performance (GIACOMOZZI, 2010b). The baropodometer T-Plate (Medicapteurs) was not verified by the technical assessment up to this moment. Moreover, there is an absence of studies performing concurrent validation of baropodometry devices. However, this finding should not be an issue to use the baropodometry exams for CoP displacement because the values are strongly correlated and we provided an equation to predict the values of the force plate which can assist the clinicians and researchers. Therefore, a baropodometer can be used as an accurate tool to analyze CoP displacement. Thus, the baropodometer represents an option to assess the CoP displacement in chronic non-specific low back pain patients in the future.

5. CONCLUSION

The baropodometer is validity to measure the displacement of the CoP in patients with non-specific low back pain when compared to the force plate. The results obtained by the baropodometer are correlated to the force plate findings, and the values can be predicted using conversion equations since there was a systematic bias between the two methods.

6. REFERENCES

AZEVEDO, R. et al. Effects of noise on postural stability when in the standing position. **Work**, v. 54, n. 1, p. 87–91, 2016.

BERENSHTEYN, Y. et al. Is standing balance altered in individuals with chronic low back pain? A systematic review. **Disability and Rehabilitation**, v. 0, n. 0, p. 1–10, 2018.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. **Statistical Methods in Medical Research**, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1999.

DE NUNZIO, A. M. et al. Ankylosing spondylitis and posture control: The role of visual input. **BioMed Research International**, v. 2015, 2015.

DE VET, H. C. W. et al. When to use agreement versus reliability measures. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 59, n. 10, p. 1033–1039, 2006.

DOWNIE, A. S. et al. Trajectories of acute low back pain: A latent class growth analysis. **Pain**, v. 157, n. 1, p. 225–234, 2016.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

FALLIS, A. . Standards for reporting diagnostic accuracy studies (STARD). **Journal of Chemical Information and Modeling**, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2013.

FURNARI, A. et al. Can Baropodometric Analysis be a Useful Tool in the Early Diagnosis of Atypical Parkinsonism? Preliminary Findings. **Innovations in clinical neuroscience**, 2014.

GARDNER, T. et al. Physiotherapists' beliefs and attitudes influence clinical practice in chronic low back pain: a systematic review of quantitative and qualitative studies. **Journal of Physiotherapy**, v. 63, n. 3, p. 132–143, 2017.

GIACOMOZZI, C. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: A comparative technical assessment. **Gait and Posture**, v. 32, n. 1, p. 141–144, 2010a.

GIACOMOZZI, C. Hardware performance assessment recommendations and tools for baropodometric sensor systems. **Annali dell'Istituto Superiore di Sanita**, v. 46, n. 2,

p. 158–167, 2010b.

GIACOMOZZI, C. et al. International scientific Consensus on Medical plantar pressure measurement devices: Technical requirements and performance. **Annali dell'Istituto Superiore di Sanita**, v. 48, n. 3, p. 259–271, 2012.

GIAVARINA, D. Understanding Bland Altman analysis. **Biochemia Medica**, v. 25, n. 2, p. 141–151, 2015.

GOLOB, A. L.; WIPF, J. E. Low Back Pain. **Medical Clinics of North America**, v. 98, n. 3, p. 405–428, 2014.

HALLEMANS, A.; CLERCQ, D. DE; AERTS, P. Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: A longitudinal follow-up study. **Gait and Posture**, v. 24, n. 3, p. 270–279, 2006.

HARTVIGSEN, J. et al. Series Low back pain 1 What low back pain is and why we need to pay attention. **The Lancet**, v. 6736, n. 18, 2018.

HAWRYLAK, A. et al. Spinal range of motion and plantar pressure in sport climbers. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 19, n. 2, p. 169–173, 2017.

HINKLE, D. E.; WIERSMA, W.; JURIS, S. G. **Applied statistics for the behavioral sciences**. 5th ed. ed. Boston: Houghton Mifflin College Division, 2003. v. 663

HOY, D. et al. A Systematic Review of the Global Prevalence of Low Back Pain. **ARTHRITIS & RHEUMATISM**, v. 64, n. 6, p. 2028–2037, 2012.

I., M. et al. Prevalence and long-term predictors of persistent chronic widespread pain in the general population in an 11-year prospective study: The HUNT study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 15, n. 1, 2014.

KAERCHER, C. W. et al. Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain - a cross-sectional study. **BMC Women's Health**, v. 11, 2011.

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

LAFOND, D. et al. Gait & Posture Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. v. 29, p. 421–427, 2009.

LEMOS, L. F. C.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Lombalgia e o equilíbrio corporal de atletas da seleção brasileira feminina de canoagem velocidade. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p. 457–463, 2010.

MAGALHÃES, M. O. et al. Testes clinimétricos de dois instrumentos que mensuram atitudes e crenças de profissionais de saúde sobre a dor lombar crônica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 15, n. 3, p. 249–256, 2011.

MAHER, C.; UNDERWOOD, M.; BUCHBINDER, R. Non-specific low back pain. **The Lancet**, v. 389, n. 10070, p. 736–747, 2017.

MARIBO, T. et al. Postural balance in low back pain patients: Criterion-related validity of centre of pressure assessed on a portable force platform. **European Spine Journal**, v. 21, n. 3, p. 425–431, 2012.

MAZAHERI, M. et al. Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 37, n. 1, p. 12–22, 2013.

MÉNDEZ-SÁNCHEZ, R. et al. Immediate Effects of Bilateral Sacroiliac Joint Manipulation on Plantar Pressure Distribution in Asymptomatic Participants. **The Journal of Alternative and Complementary Medicine**, 2014.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. v. 29, n. 6, p. 107–112, 2004.

NASCIMENTO, P. R. C. DO; COSTA, L. O. P. Prevalência da dor lombar no Brasil: uma revisão sistemática. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 31, n. 6, p. 1141–1156, 2015.

NIES, N.; SINNOTT, P. L. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. **Spine**, v. 16, n. 3, p. 325–330, 1991.

NOZABIELI, A. J. et al. Análise do equilíbrio postural de indivíduos diabéticos por meio de baropodometria. **Motricidade**, v. 8, n. 3, p. 30–39, 2012.

OLIVEIRA, B. H. DE et al. Foot Reflexotherapy Induces Analgesia in Elderly Individuals with Low Back Pain: A Randomized, Double-Blind, Controlled Pilot Study.

Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, v. 2017, p. 1–9, 2017.

PAILLARD, T.; NOÉ, F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 1–15, 2015.

PAPI, E.; BULL, A. M. J.; MCGREGOR, A. H. Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? A systematic review. **Clinical Biomechanics**, v. 55, n. August 2017, p. 53–64, 2018.

RABELLO, L. M. ET AL. RELAÇÃO ENTRE TESTES FUNCIONAIS E PLATAFORMA DE FORÇA NAS MEDIDAS DE EQUILÍBRIO EM ATLETAS. **Rev Bras Med Esporte [online]**, v. 20, n. 3, p. 219–222, 2014.

ROSÁRIO, J. L. P. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 18, n. 2, p. 215–219, 2014.

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**, v. 20, n. 3, p. 358–368, 2011a.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 12, n. 1, p. 162, 2011b.

SALAVATI, M. et al. Effect of dual-tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 34, n. 13, p. 1415–1421, 2009.

SCOPPA, F. et al. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. **Gait and Posture**, v. 37, n. 2, p. 290–292, 2013.

STREINER, D. L.; NORMAN, G. R.; CAIRNEY, J. Health Measurement Scales: A practical guide to their development and use. p. 432, 2015.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M. Balance Control in Older Adults. **Locomotion and Posture in Older Adults: The Role of Aging and Movement Disorders**, p. 237–262, 2017.

VON ELM, E. et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement. **Epidemiology**, v. 18, n. 6, p. 800–804, 2007.

ZAMMIT, G. V; MENZ, H. B.; MUNTEANU, S. E. Reliability of the TekScan MatScan®system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 3, n. 1, p. 1–9, 2010.

APÊNDICE 2 – Patients with chronic non-specific low back pain presented impaired postural control during squatting – a matched case-control study

Pedro Manoel Pena Junior¹, Arthur de Sá Ferreira¹, Gustavo Telles¹, Thiago Lemos¹, Leandro Alberto Calazans Nogueira^{1,2}

Affiliations:

¹ Rehabilitation Science Postgraduation Program - Augusto Motta University Center (UNISUAM), Rio de Janeiro, Brazil.

² Physiotherapy Department - Federal Institute of Rio de Janeiro (IFRJ), Rio de Janeiro, Brazil.

Correspondence should be sent to Dr. Leandro Alberto Calazans Nogueira at Rehabilitation Science Postgraduation Program, Augusto Motta University Center, Praça das Nações, 34, Bonsucesso. CEP 21041-010, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Phone +55 (21) 3882-9797.

Emails should be sent to leandro.nogueira@ifrj.edu.br

ABSTRACT

Background

Low back pain is a symptom with highly prevalent in Brazil and in the World. The postural control may during functional tasks be affected by low back pain. The Center of Pressure (CoP) is the primary posturographic measure for the evaluation of postural control, which has been assessed by the force plate.

Research Question

This study aimed to compare the postural control during functional tasks between patients with chronic non-specific low back pain and matched controls.

Methods

This is a matched case-control study including 37 patients and 37 controls matched by age, sex, weight, and height. Participants were instructed to perform three functional tasks [Bipodal Support (BS); Bipodal Support holding Bags (BSB); Bipodal Squatting holding Bags (BSBS)]. The postural control was assessed using the displacement of the CoP measured by a force plate. The groups were compared using the two-way repeated measures analysis of variance (ANOVA).

Results

The total sway mean velocity, mean velocity mediolateral and, mean velocity anteroposterior presented differences statistically significant within-group and between-group ($P < 0.05$) while performed the last task BSBS.

Significance

The patients with nonspecific chronic low back pain presented lower mean velocity of CoP while compared with controls healthy performing the Bipodal Squatting holding Bags.

Keywords: back pain, postural sway, physician impairment, stabilometry, kinetics.

1. INTRODUCTION

Low back pain is a symptom with high prevalence worldwide (HOY et al., 2012). Most people experience low back pain during their lifetime (HOY et al., 2012). More than 50% of adults are affected by this symptom globally, in Brazil and between 4.2% and 14.7% of the population has low back pain (NASCIMENTO; COSTA, 2015). The non-specific low back pain is the main presentation (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017), affects people of all ages, and represents a major contributor to the burden of disease worldwide. Most cases of acute low back pain recover completely within 4-6 weeks, but persistent low back pain has a poor prognosis, with unlikely recovery (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017). Chronic low back pain is a complex disorder with multiple physical, psychological and social factors contributing to poor recovery and prolonged disability (GARDNER et al., 2017). The postural control may during functional tasks be affected by low back pain.

Postural control is one of the limitations of activity and prolonged incapacities of individuals with low back pain (RABELLO, 2014). Besides, chronic low back pain negatively affects the individual's stability (BERENSHTEYN et al., 2018). The postural control is frequently analyzed through kinematic, EMG activity, and the displacement of Center of Pressure (CoP) during standing (KOCH; HÄNSEL, 2019). Nevertheless, the CoP is the primary posturographic measure for the evaluation of postural control (DUARTE; FREITAS, 2010). Although, patients with low back pain had similar displacement of the CoP in standing compared to healthy individuals, tasks with high postural demands evidenced an impaired postural control of the patients with low back pain (KOCH; HÄNSEL, 2019).

The assessment of postural control in patients with low back pain should be performing daily activities, such as tasks functional of sit-to-stand, stair negotiation, and lifting, than only walking (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). The quiet upright posture demonstrates a small oscillation of the body under normal conditions (DUARTE; FREITAS, 2010). The postural control has been analyzed in patients with low back pain, through the CoP displacement, using the force plate which is considered the gold standard (NIES; SINNOTT, 1991). Nonetheless, the concurrent and predictive validity of postural stability in low back pain patients investigated by the force plate was not associated with pain, fear of pain, and physical function (MARIBO et al., 2012). There is a trend for a

higher CoP displacement in LBP group during standing conditions with high demands (KOCH; HÄNSEL, 2019). Therefore, this study aimed to compare the postural control during functional tasks between patients with chronic non-specific low back pain and matched controls. Accessing these data can quantify the efficiency of the postural stability of patients with chronic low back pain and evaluate the effectiveness of their strategy for maintaining balance.

2. METHODS

Study Design

An observational analytical study was conducted following the Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) guideline (VON ELM et al., 2007). The study was approved by the Research Ethics Committee of the Augusto Motta University Center (UNISUAM) and was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki for research in humans (CAAE number: 03870318.0.0000.5235). All included participants signed the written Informed Consent Form before the experimental procedures.

Sample size

The sample size calculation was based on the results of the total mean velocity (MVT) of CoP (SALAVATI et al., 2009). We used the values of the chronic low back pain group (mean = 1.13 ± 0.21) cm/s and controls (mean = 1.28 ± 0.27) cm/s, resulting in an effect size of 0.6. Considering a level of significance of 0.05 and a power of 80%, 42 participants were estimated in each group, in the two-tailed T test for independent samples, totaling 84 volunteers. The sample calculation was performed in the G*Power Software version 3.1.9 (Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Germany).

Study participants

The participants were screened at the physiotherapy outpatient departments of Gaffrée and Guinle University Hospital (HUGG), Augusto Motta University Center (UNISUAM), and also through community-based advertisements in Rio de Janeiro, Brazil, between April and June of 2019. Participants (aged between 18 and 60 years) were eligible for the study if they presented a current episode of self-reported chronic low back pain, in the area between the 12th rib and gluteal folds and a minimal of 3 out of 10 in the Numerical Pain Rating Scale (NPRS) at the time of evaluation. We excluded participants

with: (1) neurological involvement (e.g. cauda equina syndrome, spinal cord injury, central nervous system diseases); (2) trauma; (3) presence of specific vertebral pathology (e.g. tumor, fracture, infection) (4) pregnancy; (5) self-reported psychiatric diagnosis; (6) history of cancer, (7) history of abdominal surgery in the last year or lumbar surgery regardless of time, (8) chronic widespread pain defined as the existence of pain at three or more predefined sites (involving the trunk and upper and lower limbs) for at least 3 months during the past year (I. et al., 2014) , (9) participants with leg pain, including pain under the knee and positive results at nervous root with alteration of sensory-motor reflex, and (10) balance impairment related to dizziness.

The controls were healthy participants who had no current low back pain, and matched for age, sex, weight, and height. Patients were first identified consecutively from the outpatient clinics, and the controls were assembled prospectively in an individual matching. Age, weight and height were matched considering a difference less than 10% to support the assumption of balance between the groups.

Procedures

The self-reported questionnaire included items regarding sociodemographic and clinical characteristics. The stabilometry data were collected through the force plate exams during three functional tasks.

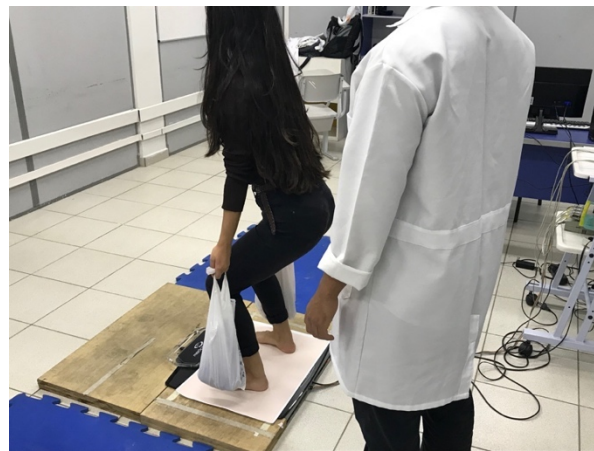
Experimental Setup

Data were obtained at the Human Kinetics and Kinematics Laboratory of the Postgraduate Program in Rehabilitation Sciences of the UNISUAM, Rio de Janeiro, Brazil. A physiotherapist with more than 16 years of clinical experience in musculoskeletal disorders (examiner 1) conducted the interviews and explained the study protocol. Another examiner was close to the participants to avoid possible imbalances and minimize the risks of falling. Three functional tasks were used to investigate postural control. All the tasks were performed barefoot in the millimeter paper positioned above baropodometer to guarantee the precision of the subsequent measures. The baropodometer was positioned at the top of the force platform, aligned accordingly with the active area of 40x40 cm. The participants performed three tasks with eyes open: (1) Bipedal Support (BS); (2) Bipedal Support holding Bags (BSB); (3) Bipedal Squatting holding Bags (BSBS). Each task was investigated once for forty seconds, with ninety seconds of an interval between each trial. The stabilometry data were collected using a

force platform (AccuSway^{PLUS}, AMTI, Massachusetts, 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). Data were exported in .txt format in order to analyze the CoP displacement.

In the Bipedal Support (BS), the participants were instructed to remain stand, focusing at a point 2-meters ahead. The positioning of the feet was marked with paper and pen in the first attempt to maintain the same positioning in the later attempts [13]. In the Bipedal Support holding Bags (BSB), participants received the same instructions of the BS condition plus holding two bags with 2 kilograms each, with the elbows extended along the trunk and one bag in each hand. The verbal orientation was to remain as static as possible in the position of the feet demarcated in the first attempt of the bipedal support during the task time. In the Bipedal Squatting holding Bags (BSBS), participants were instructed to perform as many squats as possible in 40 seconds, holding two bags with 2 kilograms each (Figure 1).

Figure 1 – Bipedal Squatting holding Bags



The posture analysis was based on the displacement of the COP calculated by the force plate. Linear measures included the velocity, amplitude of displacement, and sway area. Mean velocity (mm/s) was calculated dividing the COP excursion by the trial time (PAILLARD; NOÉ, 2015) along the mediolateral (MV_{ML}) axis and the anteroposterior (MV_{AP}) axis. Total mean sway velocity (TMV) was also measured because this has been elected to be reliable and discriminative for non-specific low back pain as the main CoP parameter (RUHE; FEJER; WALKER, 2011b). The standard deviation of amplitude of

displacement (SDA) on mm was calculated for each direction (SDA_{AP} and SDA_{ML}). Higher values of the amplitude of displacement represent postural instability (PAILLARD; NOÉ, 2015). Sway area (SA) on mm² considering 95% of the total area covered in the ML and AP direction using an ellipse to fit the data (DUARTE; FREITAS, 2010).

Statistical Analysis

Descriptive analysis of sociodemographic data (sex, age, weight, height), clinical (body mass index, pain duration, pain frequency, pain intensity at the moment, and during week, presence of comorbidities) were performed. Continuous variables were presented in mean and standard deviation (SD) and the categorical variables was presented in absolute values and proportions (%).

The comparison of postural control of patients with chronic low back pain and controls was performed by the analysis of the displacement of the CoP during functional tasks, using the variables SA, SDA_{AP} and SDA_{ML}, MV_{AP} and MV_{ML}, and TMV. The Shapiro-Wilk normality test was applied to evaluate the normality of the CoP variables provided by the force plate. The comparison between low back pain group and controls regarding the effect of the functional tasks (BS, BSB, BSBS) on the CoP displacement was performed by two-way repeated measures analysis of variance (ANOVA). Bonferroni's post hoc test was used when significant F value was found. Separate ANOVAs were performed with the tasks (BS, BSB, BSBS), the conditions (low back pain and controls). For each ANOVA, the metric of interest was the 2-way interaction (tasks vs conditions). The level of significance was set at 0.05. The software for statistical analysis was GraphPad Prism software (GraphPad Software, San Diego, CA, USA) Version 8.00 for MacBook.

3. RESULTS

Participants were on average 31 (9.0) years in the controls group and 32 (10.2) years in the low back pain group, with 23 women in each group. Participants with CLBP showed a mean pain intensity of 4.6 at the moment of the assessment and pain intensity on average of 6.0 (1.8). All the demographic and clinical data of the participants are presented in (Table 1).

Table 1: Demographic and clinical characteristics of the participants of the study.

Characteristics	Patients	Control
Sex (Female), n (%)	23 (62.16)	23 (62.16)
Age (years)	32.29 (10.15)	31.51 (9.03)
Weight (Kg)	76.59 (16.37)	75.54 (15.40)
Height (m)	1.67 (0.11)	1.68 (0.09)
BMI (kg/m²)	27.19 (4.35)	26.61(4.47)
Comorbidities	1.54 (1.39)	0.67 (0.97)
Pain duration (months)	45.70 (49.16)	-
Pain frequency (days per week)	4.18 (1.99)	-
Pain intensity at the moment - NPRS	4.64 (1.43)	-
Pain intensity on average - NPRS	6.00 (1.82)	-

Continuous variables are presented as mean (standard deviation) and categorical variables are presented in frequency (absolute and percent). NPRS = numeric pain rating scale.

Two-way repeated ANOVA revealed a significant interaction on TMV [(2,72) = 3.3; $P = 0.045$] and MV_{ML} [$F(2,72) = 4.1$; $P = 0.020$]. Also, a trend for the reduction of the of velocity in patients with low back pain was observed on MV_{AP} [$F(2,72) = 2.7$; $P = 0.07$]. Bonferroni's multiple comparisons showed that LBP group significantly reduced the TMV compared to controls group for the task BSBS [mean difference = 3.2 (95% CI: 1.0, 5.4); $P < 0.002$], MV_{ML} [mean difference = 3.2 (95% CI: 1.0, 5.4); $P = 0.002$], and for MV_{AP} [mean difference = 8.7 (95% CI: 1.7, 15.8); $P = 0.010$]. Two-way repeated ANOVA showed no significant differences between the groups for the other variables of SA, SD_{ML} and SD_{AP} .

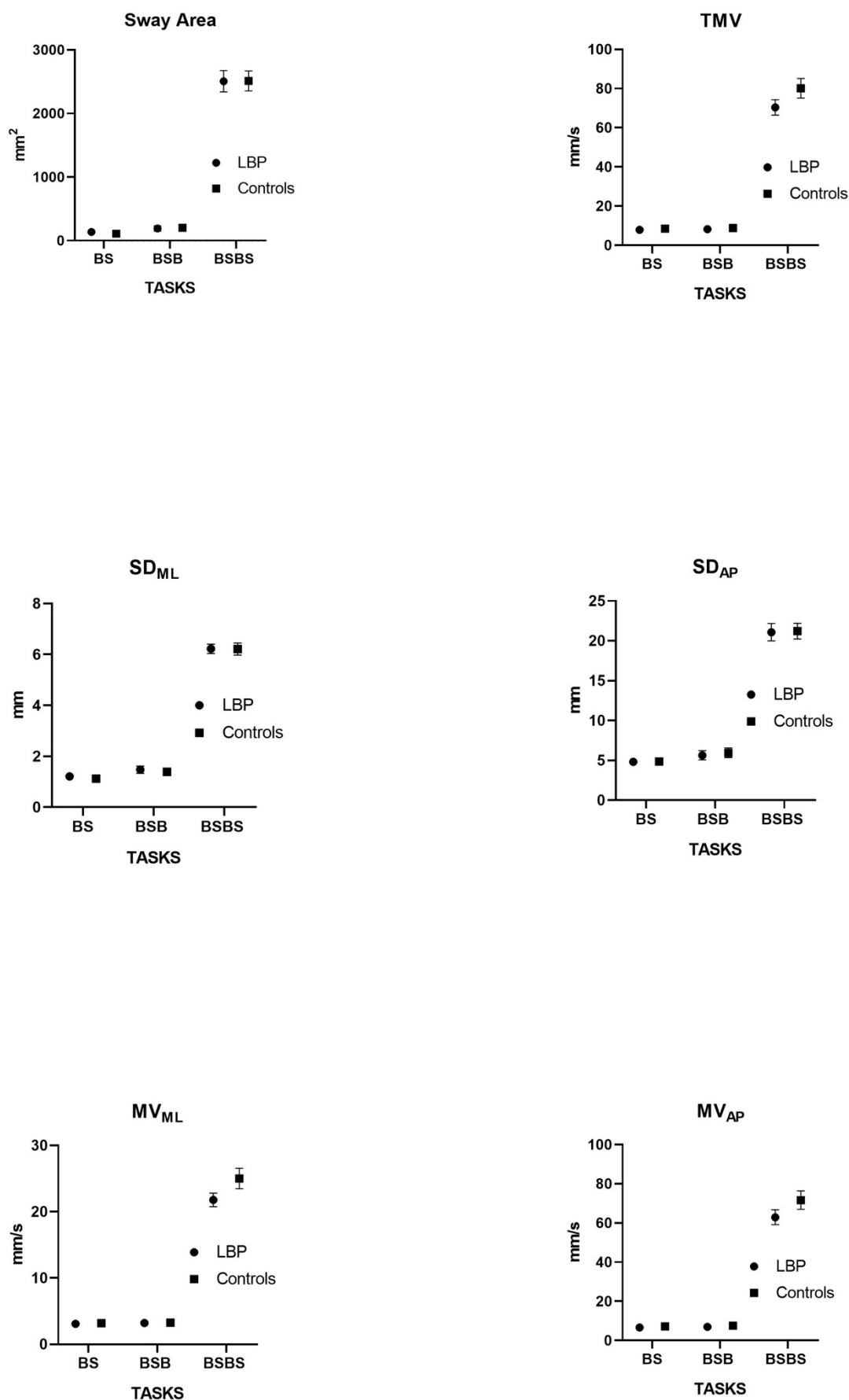
Table 2: ANOVA two-way of the CoP displacement during functional activities, within-group and between group.

Variables	LBP	Controls	Within-group Mean Diff. (95% Confidence Interval), <i>P</i> Value		Between-Group Mean Diff. (95% Confidence Interval), Adjusted <i>P</i> value	<i>P</i> Value Tasks vs conditions
			LBP	CTRL	LBP vs CTRL	
SA (mm²)						0.973
BS	135.8 (219.4)	108.3 (72.0)	-	-	-27.6 (-360.7, 305.5), 0.999	
BSB	191.6 (262.9)	201.5 (260.9)	55.8 (5.1, 116.7), 0.075	93.2 (8.7, 177.7), 0.0290	9.8 (-323.3, 342.9), 0.999	
BSBS	2506.0 (1021.0)	2511 (953.7)	2370 (2024, 2717), <0.001	2403 (2048, 2758), <0.001	5.2 (-327.9, 338.3), 0.999	
TMV (mm/s)						0.045*
BS	7.9 (2.9)	8.5 (2.1)	-	-	0.6 (-6.8, 8.0), 0.9999	
BSB	8.2 (2.7)	8.8 (3.0)	0.4 (0.1, 0.8), 0.099	0.3 (-0.5, 1.1), 0.564	0.5 (-6.8, 7.9), 0.9999	
BSBS	70.4 (24.0)	80.1 (30.2)	62.5 (53.5, 71.6), <0.001	71.64 (60.2, 83.1), <0.001	9.7 (2.4, 17.1), 0.005*	
SDA_{ML} (mm)						0.9739
BS	1.2 (0.91)	1.1 (0.50)	-	-	-0.1 (-0.6, 0.5), 0.9999	
BSB	1.5 (0.88)	1.4 (0.85)	0.3 (0.05, 0.5), 0.012	0.3 (0.02, 0.5), 0.034	0.1 (-0.6, 0.5), 0.9999	
BSBS	6.2 (1.1)	6.2 (1.4)	5.0 (4.6, 5.4), <0.001	5.0 (4.5, 5.6), <0.001	-0.01 (-0.5, 0.5), 0.9999	
SDA_{AP} (mm)						0.9443
BS	4.8 (2.0)	4.8 (1.8)	-	-	0.04 (-2.4, 2.4), 0.9999	
BSB	5.6 (3.5)	5.9 (3.7)	0.8 (-0.2, 1.8), 0.118	1.1 (-0.1, 2.3), 0.07	0.3 (-2.1, 2.7), 0.9999	
BSBS	21.1 (6.6)	21.2 (5.9)	16.2 (13.8, 18.7), <0.001	16.4 (14.2, 18.6), <0.001	0.14 (-2.3, 2.5), 0.9999	
MV_{ML} (mm/s)						0.020*
BS	3.1 (0.99)	3.2 (0.73)	-	-	0.1 (-2.1, 2.3), 0.9999	
BSB	3.2 (1.0)	3.3 (0.96)	0.1 (-0.1, 0.3), 0.226	0.1 (-0.2, 0.3), 0.793	0.03 (-2.2, 2.3), 0.9999	
BSBS	21.8 (6.2)	25.0 (9.4)	18.70 (16.3, 21.1), <0.001	21.8 (18.3, 25.4), <0.001	3.2 (1.0, 5.4), 0.002*	
MV_{AP} (mm/s)						0.070
BS	6.6 (2.7)	7.2 (2.0)	-	-	0.6 (-6.5, 7.7), 0.999	
BSB	7.0 (2.4)	7.5 (2.7)	0.4 (-0.1, 0.8), 0.127	0.3 (-0.4, 1.1), 0.503	0.58 (-6.5, 7.6), 0.999	
BSBS	62.92 (22.9)	71.6 (28.5)	56.3 (47.7, 64.9), <0.001	64.4 (53.6, 75.3), <0.001	8.7 (1.6, 15.8), 0.01*	

Note: P value presented in the last line was between-group in each the task.

Abbreviations: SA Sway Area. SDA_{ML} - Standard Deviation of Amplitude mediolateral. TMV – Total Mean velocity, SDA_{AP} – Standard Deviation of Amplitude anteroposterior. MV_{ML} - Mean Velocity mediolateral. MV_{AP} - Mean Velocity anteroposterior. BS - Bipedal Support task. BSB - Bipedal Support holding Bags. BSBS - Bipedal Squatting holding Bags. *Values presented on average and Standard Deviation, considering a P-value <0,05.*

Figure 1: ANOVA two-way of the CoP displacement during functional activities, within-group and between group.



Abbreviations: SA Sway Area. SD_{ML} - Standard Deviation of Amplitude mediolateral. TMV – Total Mean velocity, SD_{AP} – Standard Deviation of Amplitude anteroposterior. MV_{ML} - Mean Velocity mediolateral. MV_{AP} - Mean Velocity anteroposterior. BS - Bipedal Support task. BSB - Bipedal Support holding Bags. BSBS - Bipedal Squatting holding Bags. Values presented on average and standard error of measurement, considering a P-value <0,05.

4. DISCUSSION

This study compared the postural control between the patients with nonspecific chronic low back pain and matched healthy controls while performed functional tasks. The findings of the present study showed that the patients had a reduced velocity of the displacement of the CoP when compared to controls. We found lower values for total mean velocity, mean velocity anteroposterior and mean velocity mediolateral when the patients performed the task BSBS. Facing this information, we can appreciate that the functional task was able to perturb the CoP displacement, and the patients were mean velocity lower regarding controls may be pain while performed the squattings.

Our results evidence that the better manner for assessing CoP displacement is to perform the functional task because these are practiced daily by the people such as sit-to-stand, squat or only walk. We choose the task of squatting holding bags as two kilograms that are usually done by the people when make buy. We ordered the participants should perform just once of forty seconds for each task because we think that the patients would present fatigue in the last task and maybe the results would be altered not by present pain at the moment. In general terms a recording time of 25–40 s the CoP displacement are steady and reliable, the clinical observations suggest that, especially with impaired patients, maintaining an erect unperturbed stance is a demanding task, been suggested that random temporary effects possibly give rise to irregular responses and however, it would be advisable to calculate parameters as the average of those obtained in three successive recordings (SCOPPA et al., 2013).

A parameter observed in our study was lower mean velocity CoP it is in agreement as results presented in the other two studies that observed the same alterations, therefore, performed tasks different of us because one investigated different vision conditions (MOK; BRAUER; HODGES, 2004) and another with eyes open during prolonged standing (LAFOND et al., 2009). Other studies observed alterations in the mean velocity CoP in the low back pain group while compared to the control group, these presented higher values (KOCH; HÄNSEL, 2019). The present study showed sample size calculation and homogeneous sample such as it is recommended because may affect the accuracy of the outcomes and their interpretation (PAPI; BULL; MCGREGOR, 2018). Besides that our study the participants performed functional tasks because, in terms of standing on a stable surface with eyes open, the majority of the studies could not find any difference between groups (KOCH; HÄNSEL, 2019).

This study can help the clinicians to think including in the treatment plan of your patients with nonspecific chronic low back pain a training of to prevention of falls and strengthening hip muscles to perform better trunk flexion. Moreover, an ankle strategy for better balance control because velocity CoP can be lower than on people without pain and this occurs under more difficult tasks.

We recommend for research futures that functional tasks are a good strategy to analyze CoP displacement in people with nonspecific chronic low back pain and our task was suitable for changes in the parameters of CoP. Including other tasks as sit-to-stand or only walk can be plus one attempt to analyze postural control.

5. CONCLUSION

Patients with nonspecific chronic low back pain presented lower mean velocity of CoP compared to controls performing the Bipedal Squatting holding Bags.

6. REFERENCES

AZEVEDO, R. et al. Effects of noise on postural stability when in the standing position. **Work**, v. 54, n. 1, p. 87–91, 2016.

BERENSHTEYN, Y. et al. Is standing balance altered in individuals with chronic low back pain? A systematic review. **Disability and Rehabilitation**, v. 0, n. 0, p. 1–10, 2018.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. **Statistical Methods in Medical Research**, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1999.

DE NUNZIO, A. M. et al. Ankylosing spondylitis and posture control: The role of visual input. **BioMed Research International**, v. 2015, 2015.

DE VET, H. C. W. et al. When to use agreement versus reliability measures. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 59, n. 10, p. 1033–1039, 2006.

DOWNIE, A. S. et al. Trajectories of acute low back pain: A latent class growth analysis. **Pain**, v. 157, n. 1, p. 225–234, 2016.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

FALLIS, A. . Standards for reporting diagnostic accuracy studies (STARD). **Journal of Chemical Information and Modeling**, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2013.

FURNARI, A. et al. Can Baropodometric Analysis be a Useful Tool in the Early Diagnosis of Atypical Parkinsonism? Preliminary Findings. **Innovations in clinical neuroscience**, 2014.

GARDNER, T. et al. Physiotherapists' beliefs and attitudes influence clinical practice in chronic low back pain: a systematic review of quantitative and qualitative studies. **Journal of Physiotherapy**, v. 63, n. 3, p. 132–143, 2017.

GIACOMOZZI, C. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: A comparative technical assessment. **Gait and Posture**, v. 32, n. 1, p. 141–144, 2010a.

GIACOMOZZI, C. Hardware performance assessment recommendations and tools for baropodometric sensor systems. **Annali dell'Istituto Superiore di Sanita**, v. 46, n. 2,

p. 158–167, 2010b.

GIACOMOZZI, C. et al. International scientific Consensus on Medical plantar pressure measurement devices: Technical requirements and performance. **Annali dell'Istituto Superiore di Sanita**, v. 48, n. 3, p. 259–271, 2012.

GIAVARINA, D. Understanding Bland Altman analysis. **Biochemia Medica**, v. 25, n. 2, p. 141–151, 2015.

GOLOB, A. L.; WIPF, J. E. Low Back Pain. **Medical Clinics of North America**, v. 98, n. 3, p. 405–428, 2014.

HALLEMANS, A.; CLERCQ, D. DE; AERTS, P. Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: A longitudinal follow-up study. **Gait and Posture**, v. 24, n. 3, p. 270–279, 2006.

HARTVIGSEN, J. et al. Series Low back pain 1 What low back pain is and why we need to pay attention. **The Lancet**, v. 6736, n. 18, 2018.

HAWRYLAK, A. et al. Spinal range of motion and plantar pressure in sport climbers. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 19, n. 2, p. 169–173, 2017.

HINKLE, D. E.; WIERSMA, W.; JURIS, S. G. **Applied statistics for the behavioral sciences**. 5th ed. ed. Boston: Houghton Mifflin College Division, 2003. v. 663

HOY, D. et al. A Systematic Review of the Global Prevalence of Low Back Pain. **ARTHRITIS & RHEUMATISM**, v. 64, n. 6, p. 2028–2037, 2012.

I., M. et al. Prevalence and long-term predictors of persistent chronic widespread pain in the general population in an 11-year prospective study: The HUNT study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 15, n. 1, 2014.

KAERCHER, C. W. et al. Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain - a cross-sectional study. **BMC Women's Health**, v. 11, 2011.

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

LAFOND, D. et al. Gait & Posture Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. v. 29, p. 421–427, 2009.

LEMOS, L. F. C.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Lombalgia e o equilíbrio corporal de atletas da seleção brasileira feminina de canoagem velocidade. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p. 457–463, 2010.

MAGALHÃES, M. O. et al. Testes clinimétricos de dois instrumentos que mensuram atitudes e crenças de profissionais de saúde sobre a dor lombar crônica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 15, n. 3, p. 249–256, 2011.

MAHER, C.; UNDERWOOD, M.; BUCHBINDER, R. Non-specific low back pain. **The Lancet**, v. 389, n. 10070, p. 736–747, 2017.

MARIBO, T. et al. Postural balance in low back pain patients: Criterion-related validity of centre of pressure assessed on a portable force platform. **European Spine Journal**, v. 21, n. 3, p. 425–431, 2012.

MAZAHERI, M. et al. Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 37, n. 1, p. 12–22, 2013.

MÉNDEZ-SÁNCHEZ, R. et al. Immediate Effects of Bilateral Sacroiliac Joint Manipulation on Plantar Pressure Distribution in Asymptomatic Participants. **The Journal of Alternative and Complementary Medicine**, 2014.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. v. 29, n. 6, p. 107–112, 2004.

NASCIMENTO, P. R. C. DO; COSTA, L. O. P. Prevalência da dor lombar no Brasil: uma revisão sistemática. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 31, n. 6, p. 1141–1156, 2015.

NIES, N.; SINNOTT, P. L. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. **Spine**, v. 16, n. 3, p. 325–330, 1991.

NOZABIELI, A. J. et al. Análise do equilíbrio postural de indivíduos diabéticos por meio de baropodometria. **Motricidade**, v. 8, n. 3, p. 30–39, 2012.

OLIVEIRA, B. H. DE et al. Foot Reflexotherapy Induces Analgesia in Elderly Individuals with Low Back Pain: A Randomized, Double-Blind, Controlled Pilot Study.

Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, v. 2017, p. 1–9, 2017.

PAILLARD, T.; NOÉ, F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 1–15, 2015.

PAPI, E.; BULL, A. M. J.; MCGREGOR, A. H. Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? A systematic review. **Clinical Biomechanics**, v. 55, n. August 2017, p. 53–64, 2018.

RABELLO, L. M. ET AL. RELAÇÃO ENTRE TESTES FUNCIONAIS E PLATAFORMA DE FORÇA NAS MEDIDAS DE EQUILÍBRIO EM ATLETAS. **Rev Bras Med Esporte [online]**, v. 20, n. 3, p. 219–222, 2014.

ROSÁRIO, J. L. P. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 18, n. 2, p. 215–219, 2014.

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**, v. 20, n. 3, p. 358–368, 2011a.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 12, n. 1, p. 162, 2011b.

SALAVATI, M. et al. Effect of dual-tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 34, n. 13, p. 1415–1421, 2009.

SCOPPA, F. et al. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. **Gait and Posture**, v. 37, n. 2, p. 290–292, 2013.

STREINER, D. L.; NORMAN, G. R.; CAIRNEY, J. Health Measurement Scales: A practical guide to their development and use. p. 432, 2015.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M. Balance Control in Older Adults. **Locomotion and Posture in Older Adults: The Role of Aging and Movement Disorders**, p. 237–262, 2017.

VON ELM, E. et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement. **Epidemiology**, v. 18, n. 6, p. 800–804, 2007.

ZAMMIT, G. V; MENZ, H. B.; MUNTEANU, S. E. Reliability of the TekScan MatScan®system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 3, n. 1, p. 1–9, 2010.



CENTRO UNIVERSITÁRIO
AUGUSTO MOTTA/ UNISUAM



Anexo 1 – Documento de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: VALIDAÇÃO DA MEDIDA DE COMPORTAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO

AFERIDO PELA BAROPODOMETRIA EM PESSOAS COM DOR LOMBAR CRÔNICA NÃO ESPECÍFICA DURANTE TAREFAS FUNCIONAIS **Pesquisador:** PEDRO MANOEL PENA JUNIOR **Área Temática:**

Versão: 1

CAAE: 03870318.0.0000.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.081.032

Apresentação do Projeto:

Trata-se de estudo observacional, que visa validar a medida de comportamento do do centro de pressão (CoP) aferida pela baropodometria em pessoas com dor lombar crônica não específica durante atividades funcionais. O controle postural representa uma das limitações funcionais da dor lombar. O controle postural pode ser investigado por meio do comportamento do centro de pressão (CoP), utilizando uma baropodometria que é um instrumento de menor custo quando comparado ao instrumento padrão-ouro (i.e., plataforma de força). Entretanto, existe uma falta de informações clinimétricas dos parâmetros estabilométricos da baropodometria computadorizada em concordância com a plataforma de força. Além disso, o controle postural de pacientes com dor lombar crônica durante tarefas funcionais foi pobremente investigado na literatura. Secundariamente, o presente estudo irá comparar o controle postural de pacientes com dor lombar crônica não específica e controles durante atividades funcionais. Métodos: Será realizado um estudo observacional analítico em 42 participantes com dor lombar crônica e 42 controles pareados por idade, sexo e índice

de massa corporal. Os participantes irão realizar tarefas funcionais sobre um baropodômetro que estará em cima de uma plataforma de força com sinais sendo perturbados mecanicamente para alinhamento temporal. A validação da medida de comportamento do CoP aferido pela baropodometria em concordância com a plataforma força será investigado pelo método BlandAltman. O comportamento de oscilação do CoP dos dois grupos

Página 01 de

(pacientes x controles) será comparado. Resultados Esperados: As medidas fornecidas pelo baropodômetro serão válidas quando comparadas à plataforma de força que é o padrão ouro para esta investigação. Identificar alterações no comportamento do CoP de pacientes com dor lombar crônica durante a realização de tarefas funcionais.

A pesquisa possui embasamento científico e está de acordo com os preceitos éticos.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo primário deste estudo é validar a medida de comportamento do CoP aferido pela baropodometria em pessoas com dor lombar crônica inespecífica durante atividades funcionais.

É apresentado de forma clara e justificado no texto do projeto

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios foram apresentados no projeto e no termo de consentimento livre e esclarecido e estão de acordo com a Resolução CNS 466/12.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O título do projeto é claro e objetivo. Há embasamento científico que justifique a pesquisa. O projeto explica claramente a metodologia que será realizada, bem como a hipótese do trabalho. Também estão apresentados os critérios de inclusão e exclusão, a forma de recrutamento, o cronograma e o orçamento financeiro. Menciona o cálculo amostra, divulgações dos resultados e indenização caso hajam prejuízos decorrentes da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE está escrito em linguagem acessível aos participantes da pesquisa, apresenta o objetivo e a justificativa, explica os procedimentos, garante anonimato, privacidade, e menciona indenização caso ocorra quaisquer danos decorrentes da pesquisa. Cita os possíveis desconfortos e riscos previstos em relação aos procedimentos. Cita os benefícios esperados. Tem garantia de esclarecimento a qualquer momento. Explica a forma de recusa em participar do projeto, sem prejuízo para o participante. Traz compromisso de divulgação dos resultados em meio científico. Faz referência a forma de ressarcimento de despesas.

Informa o nome dos responsáveis e o telefone e endereço para contato em caso de necessidade.

Recomendações:

Sugere-se descrever de forma detalhada o desenho de estudo. O conceito de Desenho de estudo envolve a identificação do tipo de abordagem metodológica que se utiliza para responder a uma determinada questão, implicando, assim, a definição de certas características básicas do estudo, como: a população e a amostra estudadas; a unidade de análise;

Página 02 de

a existência ou não de intervenção direta sobre a exposição; a existência e tipo de seguimento dos indivíduos, entre outras (Manual de submissão de projetos de pesquisa - Plataforma Brasil).

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto Aprovado. Sugere-se descrever melhor o desenho de estudo.

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto está aprovado.

Cabe ressaltar que o pesquisador se compromete em anexar na Plataforma Brasil um relatório ao final da realização da pesquisa. Pedimos a gentileza de utilizar o modelo de relatório final que se encontra na página eletrônica do CEP-UNISUAM (<http://www.unisuam.edu.br/index.php/introducao-comite-etica-em-pesquisa>). Além disso, em caso de evento adverso, cabe ao pesquisador relatar, também através da Plataforma Brasil.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1262920.pdf	23/11/2018 00:14:16		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_detalhado.pdf	23/11/2018 00:12:31	PEDRO MANOEL PENA JUNIOR	Aceito
Orçamento	orcamento.docx	23/11/2018 00:12:10	PEDRO MANOEL PENA JUNIOR	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	23/11/2018 00:11:58	PEDRO MANOEL PENA JUNIOR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	T_C_L_E.docx	23/11/2018 00:11:43	PEDRO MANOEL PENA JUNIOR	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rostoassinada.pdf	22/11/2018 23:26:38	PEDRO MANOEL PENA JUNIOR	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO DE JANEIRO, 13 de Dezembro de 2018

Assinado por:
SUSANA ORTIZ COSTA
(Coordenador(a))

Endereço:	Av. Paris, 72	TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 1015)
Bairro:	Bonsucesso	CEP: 21.041-010
UF: RJ	Município: RIO DE JANEIRO	
Telefone:	(21)3882-9797	E-mail: comitedeetica@unisua.edu.br