UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

NOVAS PERSPECTIVAS SOBRE A RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO: INVESTIGANDO OS DETERMINANTES DA PRESSÃO DE OCLUSÃO TOTAL E A INSERÇÃO CLÍNICA DO *TISSUE FLOSSING*

Candidata: Julia Waszczuk Vendrame

Orientadora: Profa. Dra. Franciele Marques Vanderlei

Presidente Prudente – SP

2025

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

NOVAS PERSPECTIVAS SOBRE A RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO: INVESTIGANDO OS DETERMINANTES DA PRESSÃO DE OCLUSÃO TOTAL E A INSERÇÃO CLÍNICA DO *TISSUE FLOSSING*

Dissertação de mestrado apresentada para a Faculdade de Ciências e Tecnologia para a defesa de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento com área de concentração em Biodinâmica do Movimento e Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Franciele Marques Vanderlei

Presidente Prudente – SP

2025

V453n

Vendrame, Julia Waszczuk
NOVAS PERSPECTIVAS SOBRE A RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO: INVESTIGANDO OS DETERMINANTES DA PRESSÃO DE OCLUSÃO TOTAL E A INSERÇÃO CLÍNICA DO TISSUE FLOSSING / Julia Waszczuk Vendrame. -- , 2025
80 p. : tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Ciências e Tecnologia, Presidente Prudente,
Orientadora: Franciele Marques Vanderlei

1. Tissue Flossing. 2. Restrição de Fluxo Sanguíneo. 3. Reprodutibilidade. 4. Pressão de Oclusão. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Dados fornecidos pelo autor(a).

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Presidente Prudente

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: **NOVAS PERSPECTIVAS SOBRE A RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO: INVESTIGANDO OS DETERMINANTES DA PRESSÃO DE OCLUSÃO TOTAL E A INSERÇÃO CLÍNICA DO TISSUE FLOSSING**

AUTORA: JULIA WASZCZUK VENDRAME

ORIENTADORA: FRANCIELE MARQUES VANDERLEI

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em Ciências do Movimento, área: Intervenção pelo Movimento na Saúde e no Desempenho pela Comissão Examinadora:

gov.br
Documento assinado digitalmente
LUIS ALBERTO GOBBO
Data: 18/09/2025 17:04:55-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof. Dr. LUIS ALBERTO GOBBO (Participaçao Virtual)
UNESP - Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente - SP

gov.br
Documento assinado digitalmente
CHRISTIANE DE SOUZA GUERINO MACEDO
Data: 19/09/2025 17:11:40-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Profa. Dra. CHRISTIANE DE SOUZA GUERINO MACEDO (Participaçao Virtual)
Universidade Estadual de Londrina - UEL

ICP-Edu
Documento assinado digitalmente
Rafael Inacio Barbosa
Data: 22/09/2025 09:12:45-0300
CPF: ***.226.688-**
Verifique as assinaturas em https://v.ufsc.br

Prof. Dr. RAFAEL INACIO BARBOSA (Participaçao Virtual)
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC - Campus Araranguá

Presidente Prudente, 17 de setembro de 2025

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Raul e Ingrid, e ao meu irmão, Miguel, pelo apoio constante e incentivo para a concretização desta etapa acadêmica. Estendo minha gratidão à minha orientadora, Prof.ª Fran, pela paciência, comprometimento e orientação fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradecimentos

Inicialmente, agradeço a Deus por me conceder forças diariamente e por ter abençoado minha trajetória com pessoas tão especiais. Em seguida, expresso minha profunda gratidão ao meu pai, Raul, à minha mãe, Ingrid, e ao meu irmão, Miguel. Obrigada pelo apoio incondicional, pelo suporte emocional e financeiro, e por nunca permitirem que eu esquecesse que minha formação e meus sonhos deveriam ser prioridade. Sei que não estive presente em muitos momentos importantes e que, por vezes, falhei como filha, mas cada esforço feito ecoa nesta conquista, que é tanto minha quanto de vocês.

Gostaria de agradecer também a todos os familiares e amigos que torceram por mim ao longo desta jornada. De forma especial, agradeço à minha família prudentina, meus "amigos pessoais". Seria injusto citar nomes individualmente e correr o risco de esquecer alguém, mas todos sabem quem são. Obrigada por nunca deixarem sentir-me sozinha e por serem lar a 500 km de casa.

Além disso, é indispensável agradecer a todos que tornaram este projeto possível: aos mais de 80 voluntários, aos colegas de laboratório e aos avaliadores Gabriel, Gabriel Cena e Enzo. Um agradecimento especial vai para minha orientadora, professora Fran, que me acompanha desde o terceiro ano da graduação. Obrigada por acreditar em mim mesmo nos momentos em que eu duvidava, por apoiar e abraçar minhas ideias (muitas vezes ousadas) e por me incentivar a transformá-las em realidade. Tenho certeza de que ainda colheremos muitos frutos juntas. Estendo minha gratidão aos membros da banca examinadora.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

Epígrafe

“Tenho sorte, pois qualquer que seja o medo dentro de mim, meu desejo de vencer é sempre mais forte.”

Serena Williams

RESUMO

Objetivo: Este estudo teve como objetivo apresentar novas perspectivas sobre a restrição de fluxo sanguíneo (RFS), investigando os determinantes da pressão de oclusão total (POT) e a inserção clínica do *tissue flossing* (TF).

Métodos: A dissertação analisou o comportamento hemodinâmico induzido pela aplicação do TF, utilizando a fotopletismografia (PPG) como método de mensuração objetiva. Foram também conduzidas análises de confiabilidade intra e interavaliador e modelos preditivos multivariados para estimar a POT a partir de variáveis antropométricas e hemodinâmicas.

Resultados: A aplicação do TF promoveu uma oclusão significativa do fluxo arterial, com valores dentro da faixa segura e eficaz (40–80% da POT). A análise de confiabilidade indicou níveis bons a excelentes de consistência intra e interavaliador, sobretudo no membro superior, reforçando a reprodutibilidade da técnica. Os modelos preditivos revelaram que variáveis morfológicas relacionadas ao volume e à composição de tecidos moles, como IMC, perimetria, percentual de gordura e pressão arterial sistólica, foram os principais determinantes da POT, sendo o modelo do membro superior o de melhor desempenho.

Conclusão: Os achados fortalecem a base científica para o uso racional do TF como ferramenta de oclusão vascular, evidenciando sua segurança, reprodutibilidade e potencial de aplicação em contextos clínicos e esportivos. As evidências obtidas também abrem caminho para novas investigações sobre as respostas fisiológicas ao TF e sua aplicabilidade em diferentes populações e protocolos de desempenho.

Palavras-chave: *Tissue Flossing*; Restrição de Fluxo Sanguíneo; Pressão de Oclusão; Confiabilidade; Modelos Preditivos.

ABSTRACT

Objective: This study aimed to provide new perspectives on blood flow restriction (BFR) by investigating the determinants of total occlusion pressure (TOP) and the clinical applicability of *tissue flossing* (TF).

Methods: The dissertation analyzed the hemodynamic effects induced by TF application, using photoplethysmography (PPG) as an objective measurement method. Intra- and inter-rater reliability analyses were conducted, along with multivariate predictive models to estimate TOP based on anthropometric and hemodynamic variables.

Results: TF application produced a significant reduction in arterial flow, with values within the safe and effective range (40–80% of TOP). Reliability analysis demonstrated good to excellent intra- and inter-rater consistency, particularly in the upper limb, reinforcing the reproducibility of the technique. Predictive models indicated that morphological variables related to soft tissue volume and composition, such as BMI, limb circumference, body fat percentage, and systolic blood pressure, were the main determinants of TOP, with the upper-limb model showing superior performance.

Conclusion: The findings strengthen the scientific foundation for the rational use of TF as a vascular occlusion tool, supporting its safety, reproducibility, and potential for clinical and athletic applications. These results also pave the way for future investigations into the physiological responses to TF and its implementation in different populations and performance protocols.

Keywords: *Tissue Flossing*; Blood Flow Restriction; Occlusion Pressure; Reliability; Predictive Models.

Lista de Figuras

Artigo I

Figura 1. Delineamento do estudo.

Artigo II

Figura 1. Mapa de calor das correlações de MI.

Figura 2. Mapa de calor das correlações de MS.

Artigo III

Figura 1. Fórmula para estimar a porcentagem de fluxo sanguíneo preservado sob compressão.

Figura 2. Fórmula para estimar a porcentagem de fluxo sanguíneo bloqueado pela faixa.

Figura 3. Equação para estimar a pressão gerada pela faixa de TF, em referência à POT.

Lista de Tabelas

Artigo I

Tabela 1. Caracterização dos participantes

Tabela 2. Análise intra-avaliadores.

Tabela 3. Análise inter-avaliadores.

Artigo II

Tabela 1. Caracterização dos participantes.

Tabela 2. Verificação da Multicolinearidade em MI e MS.

Tabela 3. Principais Modelos Gerados por *Best Subset Regression* para POT para MI.

Tabela 4. Coeficientes da Regressão do melhor modelo para MI.

Tabela 5. Principais Modelos Gerados por *Best Subset Regression* para POT para MS.

Tabela 6. Coeficientes da Regressão do melhor modelo para MS.

Tabela 7. Diagnóstico dos Resíduos.

Artigo III

Tabela 1. Estimativas de oclusão calculadas para MI e MS.

Lista de Abreviaturas

Artigo I

COSMIN – *COnsensus-based Standards for the selection of health Measurement INstruments*

CV% – Coeficiente de Variabilidade

DP – Desvio Padrão

EIAS – Espinha Ilíaca Ântero Superior

FCT – Faculdade de Ciências e Tecnologia

GRRAS – *Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies*

IBM SPSS Statistics – *International Business Machines – Statistical Package for the Social Sciences*

ICC – Coeficiente de Correlação Intraclasse

IC95% – Intervalo de Confiança de 95%

Kg – Quilogramas

m – Metros

MDC – Menor Valor Detectável

MI – Membro Inferior

MMII – Membros Inferiores

MMSS – Membros Superiores

MS – Membro Superior

POT – Pressão de Oclusão Total

PPG – Fotopletismografia

P-RFS – Restrição de Fluxo Sanguíneo Passiva

RFS – Restrição de Fluxo Sanguíneo

RFS-AE – Restrição de Fluxo Sanguíneo em Atividade Aeróbica

RFS-RE – Restrição de Fluxo Sanguíneo durante Exercício Resistido

SEM – Erro Padrão da Medida

SP – São Paulo

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TF – *Tissue Flossing*

WFQ-R-Brazil – *Waterloo Footedness Questionnaire – versão brasileira*

Artigo II

AIC – Critério de Informação de Akaike

BIC – Critério de Informação Bayesiano

CAEE – Certificado de Apresentação de Apreciação Ética

cm – Centímetros

DP – Desvio padrão

EIAS – Espinha Ilíaca Ântero Superior

EPG – Eletropletismografia

EnvTi – Envelope do Tempo de Velocidade

FCT/UNESP – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista

G*Power – General Power Analysis

IBM SPSS – International Business Machines Statistical Package for the Social Sciences

IC – Intervalo de Confiança

ICC – Coeficiente de Correlação Intraclasse

IMC – Índice de Massa Corporal

Kg – Quilograma

Kg/m² – Quilogramas por metro quadrado

MI – Membro Inferior

mmHg – Milímetros de mercúrio

MP – Mediana da Pressão

MPG – Gradiente de Pressão Médio

MS – Membro Superior

PAS – Pressão Arterial Sistólica

PAD – Pressão Arterial Diastólica

PI – Índice de Pulsatilidade

POT – Pressão de Oclusão Total

PPG – Fotopletismografia

R – Linguagem estatística R

R^2 – Coeficiente de Determinação

RFS – Restrição de Fluxo Sanguíneo

RI – Índice de Resistência

S/D – Relação Sistólica/Diastólica

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

VIF – Fator de Inflação da Variância

Vm – Velocidade Média

VP – Velocidade de Pico Sistólico

VTI – Integral Velocidade-Tempo

WFQ-R-Brazil – Waterloo Footedness Questionnaire – versão brasileira

Artigo III

cm – Centímetro

DV-2001 – Doppler Vascular modelo 2001

FCT/UNESP – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista

IC95% – Intervalo de Confiança de 95%

kg – Quilograma

m – Metro

MI – Membro Inferior

mmHg – Milímetros de Mercúrio

MS – Membro Superior

POT – Pressão de Oclusão Total

PPG – Fotopletismografia

RFS – Restrição de Fluxo Sanguíneo

TF – Tissue Flossing

UNESP – Universidade Estadual Paulista

Sumário

Apresentação	16
Contextualização	17
Artigo I	24
Artigo II	46
Artigo III	76
Considerações Finais	84

Apresentação

Essa dissertação está apresentada em consonância com as normas do modelo alternativo de dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências do Movimento – Interunidades (PPGCMI) da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho". O conteúdo desse trabalho contempla o material originado a partir da pesquisa intitulada "Novas perspectivas sobre a restrição de fluxo sanguíneo: investigando os determinantes da pressão de oclusão total e a inserção clínica do *Tissue Flossing*" realizado na Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Faculdade de Ciências e Tecnologia, Presidente Prudente – SP, Brasil e amparado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES DS – Bolsa de Mestrado).

Desta forma o material está dividido nas seguintes sessões:

- Contextualização do tema pesquisado;
- Referências;
- Artigo I: Vendrame JW, Silva GM, Brandão GHS, Silva GO, Santos GC, Oliveira EVC, Pizzo Junior E, Vanderlei FM. "Da restrição pneumática à elástica: análise da confiabilidade e reprodutibilidade do tissue flossing como método de oclusão vascular";
- Artigo II: Vendrame JW, Silva GM, Brandão GHS, Silva GO, Carvalho FA, Pizzo Junior E, Vanderlei FM. "Determinantes da pressão de oclusão total: uma análise de regressão multivariada";
- Artigo III: Vendrame JW, Silva GM, Brandão GHS, Silva GO, Pizzo Junior E, Vanderlei FM. "Estimativa da pressão de oclusão com faixa elástica: proposta de um modelo matemático para o tissue flossing";
- Considerações finais.

Contextualização

A restrição de fluxo sanguíneo (RFS) é uma técnica amplamente documentada na literatura científica, que consiste em combinar exercícios de baixa intensidade com ciclos de restrição vascular [1]. Sob uma perspectiva fisiológica, a RFS é capaz de induzir um acúmulo de sangue capilar e um aumento de ácido lático na região restrita, gerando uma acidez muscular que provoca um efeito positivo, resultando no recrutamento preferencial de fibras musculares do tipo II, consequentemente, intensifica a produção de força muscular [2-4]. Além disso, a literatura sugere que a combinação de tensão mecânica e estresse metabólico atuam sinergicamente criando uma condição ideal para otimizar os ganhos de hipertrofia muscular [3].

Em vista dessas adaptações fisiológicas, a RFS é realizada com o propósito de estimular essas respostas adaptativas no músculo [5]. Sua aplicação pode ocorrer em diferentes cenários, como durante o exercício resistido voluntário (RFS-RE), associado ao exercício aeróbico (RFS-AE) e mesmo em repouso passivo sem exercício (P-RFS) [1]. Por mais que a técnica possua diferentes combinações de aplicação, todas elas apontam melhorias nos ganhos de força e hipertrofia em seus praticantes [6-8].

Consequentemente, o treinamento com RFS ganhou popularidade entre os profissionais da saúde, especialmente no meio esportivo [9]. Reconhecendo seus benefícios, os profissionais do esporte têm adotado essa técnica como uma ferramenta importante para acelerar a reabilitação e melhorar os resultados dos programas de treinamento [10]. Para isso, devem aplicar a RFS com dispositivos específicos, como manguitos de pressão [1].

A escolha desses dispositivos é fundamental, pois é essencial garantir que a compressão aplicada seja suficiente para restringir o fluxo sanguíneo, mas não ao ponto

de causar danos ou desconforto excessivo [1]. A pressão aplicada ao manguito é ajustada para promover a restrição adequada do fluxo sanguíneo, sem interrompê-lo completamente [1]. A intensidade da restrição pode variar de acordo com o protocolo de treinamento utilizado, mas geralmente é estabelecida em torno de 40% a 80% da pressão de oclusão total (POT), que pode ser identificada através de equipamentos *Doppler* vasculares [1]. Além disso, é essencial definir o protocolo específico de aplicação da técnica, variando o tempo de aplicação, o intervalo entre as sessões e a modalidade de treinamento associada [1,11].

A POT representa um parâmetro central para a personalização da RFS, sendo definida como a menor pressão externa capaz de cessar completamente o fluxo arterial em determinado membro [3]. Por ser uma medida individualizada, a POT permite ajustar com precisão a intensidade da restrição em cada sujeito, conferindo maior segurança e eficiência à técnica [1]. Apesar de sua importância, o uso da POT como referência operacional também apresenta limitações. Além da dificuldade e custo operacional, a POT pode variar significativamente entre e intraindivíduo, sendo influenciada por fatores como circunferência do membro, composição corporal, pressão arterial sistêmica, posição do corpo durante a medição e até mesmo características do dispositivo utilizado.

Posto isso, a aplicação da RFS tem suscitado divergências em sua popularidade devido ao rigor metodológico e ao custo dos equipamentos utilizados. Um estudo conduzido por Cuffe *et al.* [12]. examinou como a RFS é aplicada nos Estados Unidos da América e constatou que os profissionais utilizam uma variedade considerável de dispositivos com técnicas diversas, mesmo que a eficácia de tais abordagens ainda não tenham sido bem definida pela literatura. Os autores identificaram 31 tipos de equipamentos diferentes, que podem ser divididos nas seguintes categorias: straps

elásticos, dispositivos infláveis, dispositivos kaatsu e outros. Além disso, 41% dos participantes da pesquisa relataram barreiras para a utilização da técnica, que vão desde os custos dos equipamentos até a falta de treinamento técnico adequado para realizar a aplicação.

Com o intuito de tornar a aplicação da RFS mais acessível, a literatura tem buscado validar técnicas existentes ou desenvolver produtos que reduzam, ao máximo, os custos e os processos metodológicos. Nesse contexto, o método do *Tissue Flossing* (TF) pode ganhar destaque. O TF é uma faixa com resistência elástica de fácil acesso e baixo custo, que pode ser aplicada como uma bandagem na região articular. Proposto por Starrett e Cordoza em 2015 [13], o TF sugere aumentar a amplitude de movimento, aprimorar o desempenho, acelerar a recuperação e reduzir dores decorrentes de doenças ou lesões musculoesqueléticas.

Portanto, surgiu então um crescente interesse no TF e em sua aplicação, culminando na produção de diversos estudos e comercialização em massa das faixas. Todavia, poucos estudos foram capazes de prover evidências científicas que corroboram com a proposta inicial dos autores [14]. Entretanto, pesquisadores [13,15] identificaram que sua aplicação exerce uma força mecânica capaz de estimular os mecanorreceptores nas camadas fasciais subjacentes, levando à reperfusão do tecido comprimido, o que se assemelha ao mecanismo tradicional da RFS.

Essa informação impulsiona a investigação sobre o TF como recurso para a realização da RFS. Considerando o baixo número de evidências tratando-se da proposta inicial, a mudança de perspectiva de sua utilização pode ser extremamente benéfica à literatura. Até o presente momento, apenas um estudo propôs a comparação entre a realização da RFS com o TF comparada ao padrão ouro, o manguito de pressão. Winchester *et al.* [16] tiveram como resultado que o manguito com 50% da POT

apresentou resultados similares em relação ao volume de fluxo sanguíneo, diâmetro arterial e força muscular do membro inferior quando comparado ao TF.

Apesar de resultados favoráveis à aplicação, o estudo apresenta limitações. Os autores não se preocuparam em testar a reprodutibilidade e confiabilidade do método de aplicação da faixa, além disso, o estudo não mensurou o valor de pressão de oclusão gerada pela mesma, impossibilitando a identificação de uma pressão de oclusão dentro dos valores seguros e efetivos segundo a literatura.

Em resumo, o TF pode ser tornar um método alternativo para a realização da RFS, mas pesquisas adicionais são necessárias para aprofundar o entendimento de sua eficácia, mecanismos fisiológicos e aplicabilidade em diferentes contextos, buscando preencher as lacunas presentes na literatura. A busca por técnicas seguras e acessíveis para impulsionar ganhos musculares continua a ser um desafio importante no campo da ciência do exercício e reabilitação. Entretanto caso mostre-se efetivo, além de carregar com si os benefícios já entregues pela RFS tradicional, o TF apresenta-se vantajoso pois poderá ser implementado na rotina de equipes desportivas, ser utilizado pelos mais diversos profissionais da saúde ou até mesmo por entusiastas que buscam impulsionar seus próprios resultados.

Assim, a presente dissertação justifica-se pela busca da popularização de uma das técnicas mais evidenciadas na literatura quanto aos ganhos musculares com baixas cargas, podendo torná-la segura e acessível a todos os que desejam se beneficiar de seus ganhos. O entendimento dos fatores que influenciam a POT motiva a busca por métodos alternativos que possam reproduzir os da restrição tradicional, sendo assim, a verificação dos parâmetros de confiabilidade e reprodutibilidade da aplicação da TF, podem ganhar destaque na literatura, possibilitando a reprodução clínica, mas com menor custo e complexidade técnica.

Referências

1. Patterson SD, Hughes L, Warmington S, Burr J, Scott BR, Owens J, Abe T, Nielsen JL, Libardi CA, Laurentino G, Neto GR, Brandner C, Martin-Hernandez J, Loenneke J. Blood Flow Restriction Exercise: Considerations of Methodology, Application, and Safety. Front Physiol. 2019 May 15;10:533.

2. Spranger MD, Krishnan AC, Levy PD, O'Leary DS, Smith SA. Blood flow restriction training and the exercise pressor reflex: a call for concern. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2015;309(9):1440-1452.

3. Pearson SJ, Hussain SR. A review on the mechanisms of blood-flow restriction resistance training-induced muscle hypertrophy. Sports Med. 2015;45(2):187-200.

4. Suga T, Okita K, Morita N, Yokota T, Hirabayashi K, Horiuchi M, Horiuchi M, Takada S, Takahashi T, Omokawa M, Kinugawa S, Tsutsui H. Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. J Appl Physiol. 2009;106(4):1119-1124.

5. Miller BC, Tirko AW, Shipe JM, Sumeriski OR, Moran K. The Systemic Effects of Blood Flow Restriction Training: A Systematic Review. Int J Sports Phys Ther. 2021 Aug 2;16(4):978-990.

6. Counts BR, Dankel SJ, Barnett BE, Kim D, Mouser JG, Allen KM, Thiebaud RS, Abe T, Bemben MG, Loenneke JP. Influence of relative blood flow restriction pressure on muscle activation and muscle adaptation. Muscle Nerve. 2016 Mar;53(3):438-45.

7. Slysz J, Stultz J, Burr JF. The efficacy of blood flow restricted exercise: A systematic review & meta-analysis. J Sci Med Sport. 2016 Aug;19(8):669-75.

8. Kubota A, Sakuraba K, Koh S, Ogura Y, Tamura Y. Blood flow restriction by low compressive force prevents disuse muscular weakness. J Sci Med Sport. 2011 Mar;14(2):95-9.

9. Wortman RJ, Brown SM, Savage-Elliott I, Finley ZJ, Mulcahey MK. Blood Flow Restriction Training for Athletes: A Systematic Review. The American Journal of Sports Medicine. 2021;49(7):1938-1944.

10. Bush M, Barnes C, Archer DT, et al. Evolution of match performance parameters for various playing positions in the English premier League. Hum Mov Sci 2015;39:1–11

11. Scott BR, Loenneke JP, Slattery KM, Dascombe BJ. Exercise with blood flow restriction: an updated evidence-based approach for enhanced muscular development. Sports Med. 2015 Mar;45(3):313-25.

12. Cuffe M, Novak J, Saithna A, Strohmeyer HS, Slaven E. Current Trends in Blood Flow Restriction. Front Physiol. 2022 Jul 6; 13:882472.

13. Starrett, Kelly, and Glen Cordoza. Becoming a Supple Leopard: The Ultimate Guide to Resolving Pain, Preventing Injury, and Optimizing Athletic Performance. Second edition, updated and expanded. Las Vegas, Victory Belt Publishing Inc, 2015.

14. Konrad A, Močnik R, Nakamura M. Effects of Tissue Flossing on the Healthy and Impaired Musculoskeletal System: A Scoping Review. Front Physiol. 2021 May 21; 12:666129.

15. Stevenson P. J., Lat A., Stevenson R. K., Lat B. A., Duarte K. W. (2019). Acute effects of the voodoo flossing band on ankle range of motion. J. Med. Biomed. Appl. Sci. 7, 244–253. 10.15520/jmbas. v7i6.190.

16. Winchester LJ, Blake MT, Fleming AR, Aguiar EJ, Fedewa MV, Esco MR, Earley RL. Hemodynamic Responses to Resistance Exercise with Blood Flow

Restriction Using a Practical Method Versus a Traditional Cuff-Inflation System. Int J Environ Res Public Health. 2022 Sep 14;19(18):11548.

Artigo I

Da restrição pneumática à elástica: análise da confiabilidade e reprodutibilidade do tissue flossing como método de oclusão vascular

Julia Waszczuk Vendrame[1], Gabriel Martins da Silva[1], Guilherme Henrique Da Silva Brandão[1], Gabriel Oliveira da Silva[1] Gabriel Cena Santos[2], Enzo Vinícius Corrêa De Oliveira[2], Eduardo Pizzo Junior[1], Franciele Marques Vanderlei[1,3]

[1] Postgraduate Program in Movement Sciences, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

[2] Graduate in Physiotherapy, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

[3] Department of Physiotherapy, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

*** Corresponding Author:**

Julia Waszczuk Vendrame

Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT/UNESP, Departamento de Fisioterapia.

Rua Roberto Simonsen, 305 – Cidade Universitária.

CEP: 19060-900 - Presidente Prudente, São Paulo, Brazil.

E-mail: julia.vendrame@unesp.br

RESUMO

Objetivos: Avaliar a confiabilidade intra e interavaliador da aplicação do tissue flossing (TF) com base na pressão de oclusão gerada em membros superiores (MS) e inferiores (MI), visando validar sua reprodutibilidade como técnica alternativa de restrição de fluxo sanguíneo (RFS). **Métodos:** Estudo clinimétrico com delineamento cruzado, amostra de 80 adultos saudáveis (18–30 anos). Dois avaliadores aplicaram o TF em momentos distintos nos MI e MS dominantes. A medida de fluxo sanguíneo residual foi realizada via ultrassonografia Doppler, com extração da fotopletismografia (PPG). A confiabilidade intra e interavaliador foi analisada por meio do coeficiente de correlação intraclasse (ICC), erro padrão da medida (SEM) e coeficiente de variabilidade (CV%). Dados foram transformados com log1p para ajuste de normalidade. **Resultados:** O Avaliador 1 demonstrou confiabilidade excelente em MI (ICC = 0,977) e MS (ICC = 0,951). O Avaliador 2 apresentou ICC excelente para MS (0,913), mas baixa confiabilidade no MI (ICC = 0,103). A confiabilidade interavaliador foi excelente no MI no Dia 1 (ICC = 0,952) e no MS em ambos os dias (ICC > 0,90), mas caiu no MI no Dia 2 (ICC = 0,445). Os CV% foram elevados, especialmente no MS, devido à baixa magnitude dos valores de PPG. **Conclusão:** O TF demonstrou bons a excelentes níveis de confiabilidade intra e interavaliador, especialmente nos membros superiores. Os resultados abrem portas para o uso do TF como uma alternativa acessível e reprodutível à RFS com manguitos, em contextos clínicos e esportivos.

Palavras-chave:

Tissue Flossing; Restrição de Fluxo Sanguíneo; Confiabilidade; Reprodutibilidade; Pressão de Oclusão; Avaliação Clinimétrica

INTRODUÇÃO

A restrição de fluxo sanguíneo (RFS) é uma técnica que combina exercícios de baixa intensidade com oclusão vascular parcial, com o objetivo de promover adaptações musculares similares às obtidas com altas cargas [1]. A aplicação da RFS resulta em acúmulo de metabólitos, redução do pH intramuscular e maior recrutamento de fibras musculares do tipo II, o que favorece ganhos de força e hipertrofia mesmo com estímulos leves [2 – 4]. Esses efeitos tornam a RFS uma ferramenta valiosa para contextos nos quais o uso de altas cargas é inviável, como em reabilitação, pós-operatório ou em populações com limitações funcionais [3, 5].

A técnica pode ser empregada em diferentes formatos: durante o exercício resistido (RFS-RE) [6], em atividades aeróbicas (RFS-AE) [7] ou mesmo de forma passiva, em repouso (P-RFS) [1]. Em todos os casos, os efeitos benéficos sobre a função e morfologia muscular têm sido documentados de forma consistente na literatura [8]. Esse embasamento contribuiu para a crescente adoção da RFS por profissionais da saúde e do esporte, com especial interesse na reabilitação e otimização da performance atlética [9- 11].

Entretanto, a aplicação segura e eficaz da RFS requer o uso de manguitos pneumáticos com controle de pressão, geralmente calibrados com base em uma porcentagem da pressão de oclusão total (POT), obtida por meio de equipamentos Doppler ou similares [1]. Além do custo elevado, esses dispositivos exigem treinamento técnico especializado, o que restringe sua aplicabilidade rotineira em ambientes clínicos e esportivos com menor infraestrutura. Adicionalmente, uma revisão recente revelou ampla variabilidade nos dispositivos utilizados e nos protocolos aplicados, com mais de 30 tipos de equipamentos distintos e ausência de padronização clara, além de dificuldades relatadas por profissionais quanto ao custo e à formação técnica [12].

Com o objetivo de democratizar o acesso aos benefícios da RFS, surgem propostas de métodos mais simples e acessíveis, como o *Tissue Flossing* (TF). Essa técnica inicialmente consistia na utilização de uma faixa elástica com tensão aplicada ao redor de articulações [13]. Originalmente proposta por Starrett e Cordoza em 2015 com finalidades como melhora da mobilidade articular, alívio da dor e recuperação funcional [13], o TF foi amplamente difundido no meio esportivo. No entanto, estudos têm demonstrado efeitos limitados sobre a amplitude de movimento articular, colocando em dúvida sua eficácia inicial para esse propósito [14,15].

Em contrapartida, observou-se que a aplicação do TF gera compressão tecidual com ativação de mecanorreceptores fasciais e indução de reperfusão local quando aplicada ao ventre muscular, efeitos semelhantes aos promovidos pela RFS tradicional [13,15]. Esse novo entendimento impulsionou o interesse pelo TF como possível método de RFS, especialmente por seu baixo custo, facilidade de aplicação e ampla disponibilidade.

Embora promissor, o uso do TF como técnica de RFS ainda carece de validação científica. Apenas um estudo comparou o TF a um manguito de pressão, relatando efeitos similares sobre o fluxo sanguíneo, o diâmetro arterial e a força muscular [16]. No entanto, a confiabilidade e reprodutibilidade da aplicação não foram avaliadas, aspectos fundamentais para garantir a segurança e padronização clínica da técnica.

Diante disso, torna-se essencial investigar a aplicação do TF sob uma perspectiva metodológica, avaliando parâmetros objetivos de confiabilidade e reprodutibilidade. Assim, o presente estudo tem como objetivo avaliar a reprodutibilidade intra-avaliador e a confiabilidade interavaliadores com foco nos parâmetros de pressão de oclusão gerada em membros inferiores (MMII) e superiores

(MMSS), visando à validação da técnica como método alternativo de RFS e sua potencial incorporação à prática clínica e esportiva.

MÉTODOS

Delineamento do Estudo

Trata-se de um estudo de clinimetria com delineamento experimental cruzado, abordagem quantitativa e alocação randomizada. A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Fisioterapia Desportiva da Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), campus de Presidente Prudente (SP), em ambiente padronizado, com temperatura controlada entre 21 °C e 23 °C e umidade relativa entre 40% e 60%. Todos os procedimentos foram conduzidos no mesmo horário do dia, a fim de minimizar possíveis variações decorrentes do ciclo circadiano.

Ética e Registro

O projeto foi aprovado pelos Comitês de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP (CAAE: 74554923.8.0000.5402) e registrado no banco internacional ClinicalTrials.gov (NCT06075901 e NCT06512961). Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), autorizando o uso de seus dados para fins científicos e institucionais.

Este estudo seguiu as diretrizes GRRAS (*Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies*) para estudos de confiabilidade e concordância [17], bem como as recomendações do COSMIN (*COnsensus-based Standards for the selection of health Measurement INstruments*) para a avaliação das propriedades de medida dos instrumentos [18].

Participantes

A amostra foi composta por 80 voluntários saudáveis, de ambos os sexos, com idade entre 18 e 30 anos. O cálculo amostral foi realizado no *software* G*Power 3.1, com base em um teste de medidas repetidas (intra e entre fatores), considerando um efeito pequeno (f = 0,15), poder estatístico de 80% e nível de significância de 5%. Foi acrescentado 10% para eventuais perdas amostrais.

Foram incluídos indivíduos saudáveis, dentro da faixa etária estabelecida, que assinaram o TCLE. Os critérios de exclusão compreenderam diagnóstico prévio de diabetes mellitus, hipertensão arterial, doenças reumatológicas inflamatórias, cardiovasculares e/ou respiratórias, bem como o consumo de drogas, tabagismo, alcoolismo ou presença de fatores de risco para tromboembolismo [19].

Avaliação Inicial

Na primeira visita ao laboratório, foram coletadas medidas antropométricas para caracterização da amostra. A massa corporal e a estatura foram mensuradas utilizando uma balança digital (Tanita BC 554, Iron Man / Inner, Arlington Heights, Illinois, EUA) e um estadiômetro (Sany – American Medical do Brasil, São Paulo, Brasil), respectivamente, sendo os dados utilizados para o cálculo do índice de massa corporal (IMC).

Além disso, foram realizadas medidas de perimetria e comprimento tanto dos MMII quanto dos MMSS dominantes, com o uso de fita métrica (BA1010, Coats Corrente, Bristol, Reino Unido). A dominância dos membros foi determinada com base no *Waterloo Footedness Questionnaire* – versão brasileira (WFQ-R-Brazil) [20] para MI, e por autorrelato para MS.

Randomização e Desenho Experimental

A randomização foi realizada por meio de sequência numérica aleatória gerada eletronicamente (www.randomization.com), com razão 1:1. O delineamento experimental seguiu modelo cruzado, com dois avaliadores aplicando o protocolo em momentos distintos e ordem alternada entre os participantes. Os indivíduos foram alocados nos seguintes grupos:

- Grupo 1: aplicação do TF pelo Avaliador 1, seguida por um intervalo de *wash-out* de 15 minutos, e então aplicação do TF pelo Avaliador 2. Após 24 horas, a mesma sequência foi repetida.
- Grupo 2: aplicação do TF pelo Avaliador 2, seguida por um intervalo de *wash-out* de 15 minutos, e então aplicação do TF pelo Avaliador 1. Após 24 horas, a mesma sequência foi repetida.

Esse delineamento representa tanto as aplicações para MI quanto para MS, o intervalo entre as aplicações para diferentes membros foi padronizado em pelo menos 30 minutos. O delineamento completo do protocolo experimental está ilustrado na Figura 1.

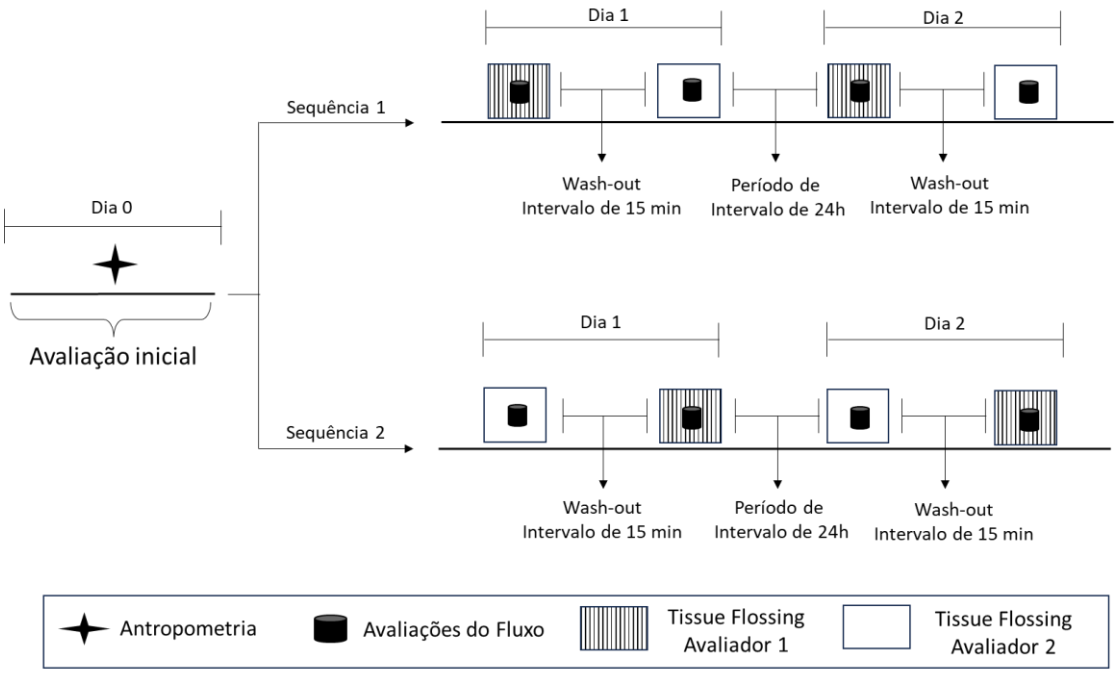

Figura 1. Delineamento do estudo (Fonte: Próprio autor).

Procedimento de Aplicação do Tissue Flossing

A aplicação do TF foi realizada de forma adaptada com base no protocolo descrito por Winchester *et al.* [16].

O protocolo inicia-se dividindo o comprimento do braço (acrômio até fossa cubital média) e perna (espinha ilíaca ântero-superior até base da patela) em terços, em seguida, o avaliador deve medir a circunferência do membro no primeiro terço, de distal para proximal e dividi-la em 8 partes iguais. A partir desse momento aplica-se o TF a partir do primeiro terço, de distal para proximal, o TF deve ser aplicado passando a faixa em 7/8 da circunferência do membro sem esticá-la e a partir desse momento aplicar uma tensão na faixa de 1/8 da circunferência. E seguirá nessa aplicação até o final da faixa. Todo esse protocolo deve ser feito passando 50% de largura de uma volta pela subsequente (passando a faixa por cima da metade da aplicada anteriormente).

Cada avaliador foi previamente treinado para garantir padronização técnica na aplicação do TF. O treinamento teve duração de um mês e incluiu atividades teóricas e práticas, além da participação em estudos piloto conduzidos antes do início da coleta oficial. Esse processo visou assegurar a consistência na execução do protocolo entre os avaliadores.

Avaliação do Fluxo Sanguíneo

A quantificação do fluxo sanguíneo durante a aplicação do TF foi realizada por meio de ultrassonografia vascular com Doppler espectral pulsado. As mensurações foram conduzidas por um avaliador cego, previamente treinado, utilizando-se um aparelho Sonoline Sienna® (Siemens, Erlangen, Germany), acoplado a um transdutor ultrassônico linear de 40 mm, operando em modo B com frequência de 7,5 MHz. Para assegurar adequada condução do sinal acústico, o transdutor foi revestido com gel hidrossolúvel [21,22].

A TF, uma faixa de borracha resistente e com elasticidade controlada, foi aplicada firmemente na região proximal do membro dominante (coxa ou braço), conforme protocolo previamente estabelecido. Os indivíduos eram posicionados em decúbito ventral para avaliações nos MI e em decúbito dorsal para os MS, com o membro avaliado mantido em repouso, em extensão (MI) ou leve abdução com supinação do antebraço (MS). O transdutor foi posicionado sobre o trajeto anatômico da artéria poplítea (MI) ou braquial (MS), sendo então ativado o modo Doppler espectral para captação do sinal hemodinâmico [23-25].

Durante o exame, o transdutor foi movimentado suavemente sobre a pele, com aplicação mínima de pressão, a fim de evitar compressão externa dos vasos sanguíneos. Devido à considerável variabilidade anatômica interindividual e à presença de ramos

vasculares adjacentes de pequeno calibre, foi adotado rigor técnico na identificação da artéria principal em cada caso, de modo a assegurar a fidedignidade da captação do sinal Doppler [23-25].

Após estabilização do traçado espectral, foram selecionados três ciclos cardíacos consecutivos, os quais foram congelados e contornados manualmente por meio do *software* interno do equipamento. Para fins de padronização metodológica, apenas a componente positiva do traçado espectral (fluxo anterógrado em direção ao transdutor) foi considerada, por representar a fase sistólica do fluxo arterial fisiológico. Eventuais componentes retrogradas (fluxo abaixo da linha de base) foram desconsideradas, por não refletirem parâmetros relevantes à análise proposta [23-25].

Dentre os parâmetros extraídos na análise dos traçados, foi selecionado o valor identificado como fotopletismografia (PPG), expresso em mmHg, o qual a média dos três ciclos cardíacos foi considerada como indicador do fluxo sanguíneo residual de cada participante durante a aplicação da TF [23-25].

Análise estatística

As análises estatísticas foram conduzidas por meio do *software* IBM SPSS Statistics®, versão 29.0 (IBM Corp., Armonk, NY, EUA). As variáveis antropométricas foram expressas como média ± desvio padrão (DP), acompanhadas de seus respectivos intervalos de confiança a 95% (IC95%).

A avaliação da normalidade das distribuições foi realizada por inspeção visual de histogramas e pelo teste de *Shapiro-Wilk*. Diante da detecção de assimetrias e padrões de distribuição não normal em algumas variáveis, procedeu-se à transformação logarítmica log1p(x) = log(1 + x), com o intuito de atenuar a heterocedasticidade e

aproximar os dados da normalidade. Todas as análises de confiabilidade foram conduzidas com os dados transformados [26].

A confiabilidade interavaliador foi estimada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclasse (*Intraclass Correlation Coefficient* – ICC), utilizando o modelo ICC(2,1), correspondente ao delineamento de efeitos aleatórios bidirecionais e medida única, com base em acordo absoluto entre as avaliações. Para a confiabilidade intra-avaliador, adotou-se o modelo ICC(3,1), de efeitos mistos bidirecionais e medida única, apropriado para mensurações repetidas realizadas pelo mesmo avaliador, com base em consistência entre os momentos avaliativos. A interpretação dos valores de ICC seguiu os critérios propostos por Portney e Watkins [27], sendo considerados: <0,50 como confiabilidade pobre; entre 0,50 e 0,75, moderada; entre 0,75 e 0,90, boa; e >0,90, excelente.

Foram também calculadas medidas complementares de precisão, incluindo o Erro Padrão da Medida (*Standard Error of Measurement* – SEM), o Menor Valor Detectável (*Minimal Detectable Change* – MDC), e o Coeficiente de Variabilidade (*Coefficient of Variation* – CV%), com o objetivo de fornecer estimativas adicionais da estabilidade e da variabilidade intraindivíduo [26].

Adicionalmente, análises não paramétricas com o teste de *Wilcoxon* para amostras pareadas foram conduzidas com os dados brutos, a fim de verificar a robustez das transformações e explorar possíveis divergências na comparação entre os momentos avaliativos. O nível de significância adotado foi de 5% ($p<0,05$) para todas as inferências estatísticas [26].

RESULTADOS

A amostra apresentou-se homogênea, com médias de idade semelhantes. Os homens exibiram maiores valores de estatura, massa corporal, perimetria e comprimento dos membros em comparação às mulheres. O IMC médio esteve dentro da faixa de normalidade em ambos os sexos.

Tabela 1. Caracterização dos participantes.

Variáveis	Homens (n = 40)	Mulheres (n = 40)
Idade (anos)	20,87 ± 2,22 [18,00 – 26,00]	21,75 ± 3,04 [18,00 – 30,00]
Estatura (m)	1,77 ± 0,05 [1,67 – 1,90]	1,53 ± 0,07 [1,53 – 1,77]
Peso (Kg)	74,60 ± 9,77 [55,10 – 99,20]	62,74 ± 12,13 [44,20 – 93,80]
IMC ($Kg.m^2$)	23,76 ± 3,27 [18,41 – 33,34]	23,32 ± 3,70 [17,64 – 32,84]
Perimetria do membro superior (cm)	30,88 ± 3,03 [29,91 – 31,84]	28,16 ± 3,70 [26,98 – 29,35]
Perimetria do membro inferior (cm)	56,60 ± 5,66 [42,00 – 70,00]	56,51 ± 6,16 [44,00 – 72,00]
Comprimento do membro superior (cm)	32,03 ± 2,67 [31,17 – 32,88]	29,66 ± 2,84 [28,75 – 30,57]
Comprimento do membro inferior (cm)	48,65 ± 3,04 [42,00 – 55,00]	46,38 ± 3,88 [40,00 – 58,00]

Valores apresentados como média ± DP [intervalo de confiança de 95%].

Legenda: m: metros; Kg: quilogramas; $Kg.m^2$; quilogramas por metros ao quadrado; cm: centímetros.

A análise de confiabilidade intra-avaliador revelou diferentes níveis de consistência entre as medições realizadas pelos dois avaliadores (Tabela 2). O Avaliador 1 apresentou confiabilidade excelente para ambos os segmentos corporais. Por outro lado, o Avaliador 2 demonstrou excelente confiabilidade para MS, mas baixa confiabilidade para o MI, com ICC de apenas 0,103 [0,082–0,123], apesar de um CV% relativamente aceitável (41,78%). Portanto, os dados sugerem que, embora o Avaliador 1 tenha apresentado alta estabilidade nas medições em ambos os segmentos, o Avaliador 2 foi inconsistente no MI.

Tabela 2. Análise intra-avaliadores.

Avaliadores	**Membros**	**ICC [IC95%]**	**SEM**	**CV%**
Avaliador 1	MI	0,977 [0,953 – 1,001]	0,029	52,01
Avaliador 1	MS	0,951 [0,895 – 1,007]	0,080	86,63
Avaliador 2	MI	0,103 [0,082 – 0,123]	0,127	41,78
Avaliador 2	MS	0,913 [0,879 – 0,947]	0,065	71,06

Legenda: ICC: coeficiente de correlação intraclasse; IC95%: intervalo de confiança de 95% [mínimo – máximo]; SEM: erro padrão de medida; CV%: coeficiente de

variabilidade; MI: membro inferior; MS: membro superior.

A análise interavaliador demonstrou níveis variados de concordância entre os avaliadores, conforme o segmento corporal e o momento da coleta. A confiabilidade foi considerada excelente para o MI no Dia 1 com SEM = 0,039 e CV% = 45,18%, indicando alta concordância entre os avaliadores nessa condição. Por outro lado, a confiabilidade interavaliador para o MI no Dia 2 foi baixa com SEM elevado (0,156) e CV% de 49,43%, sugerindo variabilidade considerável entre as medições.

No MS, observaram-se valores de confiabilidade excelente em ambos os dias. Apesar da alta consistência entre avaliadores, os coeficientes de variabilidade foram elevados (CV% = 84,74% e 89,83%, respectivamente), o que pode indicar maior dispersão relativa dos dados, possivelmente associada a fatores anatômicos ou operacionais.

Esses achados indicam que, de forma geral, a concordância interavaliador foi satisfatória nos MS, e pontualmente excelente no MI em um dos momentos avaliativos. A variação observada no MI no Dia 2 reforça a importância da padronização técnica e da estabilidade no posicionamento do transdutor para garantir a reprodutibilidade entre diferentes avaliadores

Tabela 3. Análise inter-avaliadores.

Comparação	Membro	ICC [IC95%]	SEM	CV%
Avaliador 1 – Avaliador 2 Dia 1	MI	0,952 [0,925 – 0,979]	0,039	45,18

Avaliador 1 – Avaliador 2 Dia 2	MI	0,445 [0,413 – 0,477]	0,156	49,43
Avaliador 1 – Avaliador 2 Dia 1	MS	0,914 [0,854 – 0,974]	0,114	84,74
Avaliador 1 – Avaliador 2 Dia 2	MS	0,907 [0,857 – 0,957]	0,098	89,83

Legenda: ICC: coeficiente de correlação intraclasse; IC95%: intervalo de confiança de 95% [mínimo – máximo]; SEM: erro padrão de medida; CV%: coeficiente de variabilidade; MI: membro inferior; MS: membro superior.

DISCUSSÃO

Confiabilidade Intra-avaliador

Os resultados da confiabilidade intra-avaliador demonstraram, em sua maioria, valores elevados de consistência, especialmente para o Avaliador 1, que apresentou ICCs excelentes tanto para o MI quanto para o MS. Isso sugere um alto grau de reprodutibilidade quando a técnica é aplicada por um operador familiarizado e bem treinado.

O Avaliador 2, embora tenha alcançado ICC excelente no MS, apresentou um resultado insatisfatório no MI. Esse achado isolado não parece estar relacionado a fatores de treinamento ou habilidade técnica, uma vez que o mesmo avaliador obteve desempenho consistente nas demais medições. Assim, é plausível considerar que a baixa concordância no MI tenha decorrido de maior variabilidade relativa entre as medidas, evidenciada pelo coeficiente de variação elevado (CV% = 41,78%). Esse comportamento indica que a dispersão dos valores entre as tentativas foi suficiente para reduzir a força da correlação intraclasse, sem necessariamente representar erro

metodológico. Em medidas fisiológicas sujeitas a respostas locais dinâmicas, como as que envolvem compressão e reperfusão, pequenas flutuações podem alterar significativamente o ICC. De forma geral, os resultados indicam que, embora existam variações pontuais entre segmentos e avaliadores, a técnica apresenta boa confiabilidade intra-avaliador e potencial de padronização quando aplicada sob condições controladas.

Confiabilidade Interavaliador

De modo semelhante ao observado na análise intra-avaliador, os resultados interavaliadores foram majoritariamente positivos. Destaca-se o ICC excelente no MI no Dia 1 e nos MS em ambos os dias, evidenciando boa concordância entre avaliadores e consistência da técnica quando aplicada em regiões de acesso anatômico mais simples, como o braço.

A única condição com ICC considerado baixo foi observada no MI no Dia 2, indicando uma flutuação pontual entre os avaliadores. Além do ICC de 0,445, observou-se aumento do SEM e do CV% em relação ao Dia 1, sugerindo maior dispersão relativa das medidas. Essa variação, contudo, não se repetiu em outros momentos ou segmentos, o que reforça a hipótese de uma influência fisiológica transitória ou de pequenas diferenças contextuais na aplicação.

Mesmo nas condições de alta concordância, os coeficientes de variabilidade mantiveram-se relativamente elevados, comportamento esperado em medidas de PPG, que apresentam valores absolutos baixos e grande sensibilidade a pequenas flutuações de fluxo. Assim, os altos CV% observados não invalidam a estabilidade do método, mas refletem a natureza intrínseca da variável analisada.

Discussão Geral e Aplicabilidade Prática

Ao integrar os achados intra e interavaliador, observa-se um panorama predominantemente favorável à técnica investigada. A maioria dos ICCs obtidos foi classificada como boa ou excelente, o que sugere que a aplicação do TF é confiável e reprodutível na maior parte das condições analisadas. Mesmo nas situações em que a confiabilidade foi reduzida, os resultados indicam que tais oscilações provavelmente decorreram de variações fisiológicas pontuais ou de dispersão relativa entre as medidas, e não de inconsistências metodológicas.

Esses achados reforçam a robustez do método e a estabilidade da técnica em diferentes contextos de aplicação. As discrepâncias observadas nos MMII, restritas a momentos isolados, podem estar associadas à maior complexidade anatômica e à resposta hemodinâmica mais variável dessas regiões, o que pode influenciar a detecção do fluxo pela PPG. Em contrapartida, os MMSS apresentaram excelente estabilidade entre dias e avaliadores, corroborando a viabilidade do método em segmentos de mais fácil acesso e menor interferência de tecidos profundos.

A partir dos resultados obtidos, infere-se que a técnica de TF apresenta potencial de aplicação prática em contextos clínicos e esportivos. Os altos níveis de confiabilidade observados, sobretudo nos MMSS, reforçam sua viabilidade como alternativa acessível à RFS tradicional. Dada sua simplicidade, baixo custo e portabilidade, o TF pode ser incorporado em rotinas de treinamento, fisioterapia, reabilitação ou preparação física, inclusive em ambientes com recursos limitados ou em programas domiciliares supervisionados.

As variações pontuais identificadas, especialmente nos MMII, apontam para a importância de padronizar aspectos técnicos como posicionamento anatômico e tensão da faixa, além de considerar fatores fisiológicos intrínsecos à resposta vascular. Essas

observações não comprometem a aplicabilidade clínica da técnica, mas indicam pontos de atenção para aprimoramento e controle experimental em futuras investigações. Estudos subsequentes podem explorar a efetividade funcional do TF a longo prazo, sua aplicação em populações clínicas específicas e comparações diretas com métodos de RFS baseados em manguito, a fim de consolidar sua validade e aplicabilidade no cotidiano da fisioterapia e do treinamento físico.

CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que a aplicação do TF apresenta níveis de confiabilidade intra e interavaliador classificados como bons ou excelentes na maioria das condições testadas. As discrepâncias pontuais observadas, especialmente no MI, parecem decorrer de variações fisiológicas inerentes à resposta vascular e não de inconsistências operacionais. Esses resultados reforçam que o TF é uma técnica reprodutível e estável para RFS, desde que aplicada de forma padronizada e com atenção aos aspectos anatômicos e à tensão do material.

REFERÊNCIAS

1. Patterson SD, Hughes L, Warmington S, Burr J, Scott BR, Owens J, Abe T, Nielsen JL, Libardi CA, Laurentino G, Neto GR, Brandner C, Martin-Hernandez J, Loenneke J. Blood Flow Restriction Exercise: Considerations of Methodology, Application, and Safety. Front Physiol. 2019 May 15;10:533.
2. Spranger MD, Krishnan AC, Levy PD, O'Leary DS, Smith SA. Blood flow restriction training and the exercise pressor reflex: a call for concern. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2015;309(9):1440-1452.

3. Pearson SJ, Hussain SR. A review on the mechanisms of blood-flow restriction resistance training-induced muscle hypertrophy. Sports Med. 2015;45(2):187-200.
4. Suga T, Okita K, Morita N, Yokota T, Hirabayashi K, Horiuchi M, Horiuchi M, Takada S, Takahashi T, Omokawa M, Kinugawa S, Tsutsui H. Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. J Appl Physiol. 2009;106(4):1119-1124.
5. Miller BC, Tirko AW, Shipe JM, Sumeriski OR, Moran K. The Systemic Effects of Blood Flow Restriction Training: A Systematic Review. Int J Sports Phys Ther. 2021 Aug 2;16(4):978-990.
6. Mckee JR, Girard O, Peiffer JJ, Dempsey AR, Smedley K, Scott BR. Continuous blood flow restriction during repeated-sprint exercise increases peripheral but not systemic physiological and perceptual demands. Eur J Sport Sci. 2024 Jun;24(6):703-712.
7. Smith NDW, Scott BR, Girard O, Peiffer JJ. Aerobic Training With Blood Flow Restriction for Endurance Athletes: Potential Benefits and Considerations of Implementation. J Strength Cond Res. 2022 Dec 1;36(12):3541-3550.
8. Wortman RJ, Brown SM, Savage-Elliott I, Finley ZJ, Mulcahey MK. Blood Flow Restriction Training for Athletes: A Systematic Review. Am J Sports Med. 2021 Jun;49(7):1938-1944.
9. Counts BR, Dankel SJ, Barnett BE, Kim D, Mouser JG, Allen KM, Thiebaud RS, Abe T, Bemben MG, Loenneke JP. Influence of relative blood flow restriction pressure on muscle activation and muscle adaptation. Muscle Nerve. 2016 Mar;53(3):438-45.
10. Slysz J, Stultz J, Burr JF. The efficacy of blood flow restricted exercise: A systematic review & meta-analysis. J Sci Med Sport. 2016 Aug;19(8):669-75.

11. Kubota A, Sakuraba K, Koh S, Ogura Y, Tamura Y. Blood flow restriction by low compressive force prevents disuse muscular weakness. J Sci Med Sport. 2011 Mar;14(2):95-9.

12. Cuffe M, Novak J, Saithna A, Strohmeyer HS, Slaven E. Current Trends in Blood Flow Restriction. Front Physiol. 2022 Jul 6;13:882472.

13. Starrett, Kelly, and Glen Cordoza. Becoming a Supple Leopard: The Ultimate Guide to Resolving Pain, Preventing Injury, and Optimizing Athletic Performance. Second edition, updated and expanded. Las Vegas, Victory Belt Publishing Inc, 2015.

14. Konrad A, Močnik R, Nakamura M. Effects of Tissue Flossing on the Healthy and Impaired Musculoskeletal System: A Scoping Review. Front Physiol. 2021 May 21;12:666129.

15. Stevenson P. J., Lat A., Stevenson R. K., Lat B. A., Duarte K. W. (2019). Acute effects of the voodoo flossing band on ankle range of motion. J. Med. Biomed. Appl. Sci. 7, 244–253. 10.15520/jmbas.v7i6.190.

16.Winchester LJ, Blake MT, Fleming AR, Aguiar EJ, Fedewa MV, Esco MR, Earley RL. Hemodynamic Responses to Resistance Exercise with Blood Flow Restriction Using a Practical Method Versus a Traditional Cuff-Inflation System. Int J Environ Res Public Health. 2022 Sep 14;19(18):11548.

17. Kottner J, Gajewski BJ, Streiner DL. Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS). Int J Nurs Stud. 2011 Jun;48(6):659-60. doi: 10.1016/j.ijnurstu.2011.01.017. Epub 2011 Mar 3. PMID: 21376316.

18.Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, et al. The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on

measurement properties of health status measurement instruments: an international Delphi study. Qual Life Res. 2010 May;19(4):539–49.

19. Dankel SJ, Buckner SL, Counts BR, Jessee MB, Mouser JG, Mattocks KT, et al. The acute muscular response to two distinct blood flow restriction protocols. Physiol. Int. 2017;104(1):64-76.

20.Toledo DR, Barela JA. Intrarater and interrater reliabilities of the Brazilian version of the Waterloo Footedness Questionnaire. Rev Bras Fisioter. 2010;14(2):166–72.

21.Cerqueira MS, Kovacs D, França IM, Pereira R, Neto SBN, Nonato RDA, Lemos TMAM, Vieira WHB. Effects of individualized ischemic preconditioning on protection against eccentric exercise-induced muscle damage: a randomized controlled trial. Sports Health. 2021;13(6):554-564.

22. Bezerra de Morais AT, Cerqueira MS, Moreira Sales R, Rocha T, Galvão de Moura Filho A. Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables. Clin Physiol Funct Imaging. 2017;37:437-441.

23. Blanco P. Volumetric blood flow measurement using Doppler ultrasound: concerns about the technique. J Ultrasound. 2015 Mar 18;18(2):201-4.

24.Bonjorno Junior JC, Caruso FR, Mendes RG, da Silva TR, Biazon T, Rangel F, et al. Noninvasive measurements of hemodynamic, autonomic and endothelial function as predictors of mortality in sepsis: A prospective cohort study. PLoS One. 2019;14(3):e0213239.

25.Thijssen DHJ, Bruno RM, van Mil A, Holder SM, Faita F, Greyling A, et al. Expert consensus and evidence-based recommendations for the assessment of flow-mediated dilation in humans. Eur Heart J. 2019;40(30):2534-47.

26.Lee YH, Song J, Park HS, Shin SH, Ko SH, Kim CH. Rank intraclass correlation coefficient for clustered data. Sci Rep. 2023 Sep 20;13(1):15245.

27.Portney LG, Watkins MP. Foundations of clinical research: applications to evidence-based practice. 3rd ed. Upper Saddle River: Pearson/Prentice Hall; 2009.

Artigo II

Determinantes da Pressão de Oclusão Total: Uma Análise de Regressão Multivariada

Julia Waszczuk Vendrame[1], Gabriel Martins da Silva[1], Guilherme Henrique Da Silva Brandão[1], Gabriel Oliveira da Silva[1], Flávia Alves de Carvalho[1], Enzo Vinícius Corrêa De Oliveira[2], Eduardo Pizzo Junior[1], Franciele Marques Vanderlei[1,3]

[1] Postgraduate Program in Movement Sciences, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

[2] Graduate in Physiotherapy, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

[3] Department of Physiotherapy, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

*** Corresponding Author:**

Julia Waszczuk Vendrame

Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT/UNESP, Departamento de Fisioterapia.

Rua Roberto Simonsen, 305 – Cidade Universitária.

CEP: 19060-900 - Presidente Prudente, São Paulo, Brazil.

E-mail: julia.vendrame@unesp.br

RESUMO

Objetivos: Investigar os principais fatores individuais que influenciam a Pressão de Oclusão Total (POT) nos membros inferiores (MI) e superiores (MS), com base em variáveis antropométricas e hemodinâmicas, por meio de regressão linear múltipla. O estudo visa contribuir para a compreensão dos determinantes da POT visando a ampliação da aplicabilidade da Restrição de Fluxo Sanguíneo (RFS). **Métodos:** Estudo observacional transversal com 80 voluntários saudáveis (18–30 anos). Foram coletadas variáveis antropométricas (IMC, percentual de gordura, perímetro e comprimento dos membros) e hemodinâmicas (PAS, PAD, velocidades arteriais, índices de resistência e fotopletismografia). A POT foi determinada por Doppler nas artérias poplítea (MI) e braquial (MS). Aplicou-se regressão linear múltipla com seleção por *best subset* para identificar os melhores modelos explicativos para cada membro. **Resultados:** Para MI: O modelo incluiu IMC, PPG, percentual de gordura e PAS (R^2 ajustado = 0,367). Apenas o IMC foi estatisticamente significativo (β = 8,2 mmHg; $p < 0,001$).Em MS: O modelo apresentou R^2 ajustado = 0,424 e incluiu perimetria do braço, PAS, percentual de gordura e comprimento do braço. Foram significativos: perimetria ($p < 0,001$), PAS ($p = 0,004$) e percentual de gordura ($p = 0,021$). **Conclusão:** A POT é influenciada majoritariamente por características morfológicas, especialmente volume e composição dos tecidos moles. O IMC (para MI) e a perimetria (para MS) foram os principais preditores. Os modelos apresentaram poder explicativo moderado, sugerindo que outros fatores (anatômicos, autonômicos e contextuais) também afetam a POT

Palavras-chave:

Pressão de Oclusão Total; Restrição de Fluxo Sanguíneo; Regressão Linear; Antropometria; Hemodinâmica; Doppler Vascular.

INTRODUÇÃO

A restrição de fluxo sanguíneo (RFS) é uma técnica consolidada na literatura, com evidências consistentes de seus efeitos benéficos sobre hipertrofia e força muscular [1]. A eficácia da RFS está associada, em parte, à aplicação de uma pressão externa controlada que limita a passagem do fluxo sanguíneo, reduzindo tanto o fluxo venoso quanto o fluxo arterial [2-4].

Essa pressão é aplicada por meio de um manguito pneumático, posicionado na porção proximal do membro a ser ocluído [1,5]. A pressão dos manguitos é regulada por um manômetro, permitindo controle preciso sobre a intensidade da oclusão. A largura do manguito, o material e a posição do corpo durante a aferição influenciam diretamente a pressão necessária para alcançar a oclusão [1,6].

Para garantir a segurança e a efetividade da técnica, recomenda-se a individualização da pressão aplicada com base na pressão de oclusão total (POT), definida como a menor pressão capaz de interromper completamente o fluxo arterial no membro [5,6]. A partir dessa medida, prescreve-se uma fração da POT (geralmente entre 40% e 80%) durante o exercício, permitindo a padronização e a personalização do estímulo [1].

Apesar das recomendações existentes, a compreensão sobre os fatores que determinam a POT ainda é limitada. Sabe-se que seus valores são individualizados, o que sugere a influência de características pessoais, como aspectos antropométricos e hemodinâmicos. No entanto, essas relações ainda não estão plenamente esclarecidas, e os achados disponíveis são, em muitos casos, contraditórios ou baseados em análises univariadas, com baixo poder explicativo [7].

Essa lacuna metodológica gera um dilema prático: embora a aferição direta da POT com Doppler seja o padrão-ouro, ela exige equipamentos específicos e operadores

treinados, o que limita a aplicabilidade da RFS em contextos com menor infraestrutura. Compreender quais variáveis mais influenciam a POT pode permitir o desenvolvimento de modelos de estimativa válidos, além de iniciar discussões pioneiras sobre flexibilizar o rigor metodológico atual, sem comprometer a segurança ou a eficácia da técnica.

Dessa forma, este estudo tem como objetivo investigar, por meio de análise de regressão multivariada, quais características individuais mais contribuem para a variação da POT, buscando avançar na compreensão desse fenômeno e subsidiar futuras discussões sobre a prática da RFS.

MÉTODOS

Delineamento do Estudo

Este é um estudo observacional, de abordagem quantitativa, com delineamento transversal. A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Fisioterapia Desportiva da Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), campus de Presidente Prudente (SP), em ambiente controlado (temperatura entre 21 °C e 23 °C e umidade relativa entre 40% e 60%). Todas as avaliações foram realizadas no mesmo período do dia (turno da manhã), visando controlar a influência do ciclo circadiano sobre variáveis hemodinâmicas.

Ética e Registro

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP (CAAE: 74554923.8.0000.5402) e registrado no banco internacional ClinicalTrials.gov (NCT06075901). Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), autorizando o uso de seus dados para fins científicos.

Participantes

A amostra foi composta por 80 participantes saudáveis, de ambos os sexos, com idades entre 18 e 30 anos. O cálculo amostral foi originalmente realizado com base na análise de confiabilidade (ICC), realizado no *software* G*Power 3.1, com base em um teste de medidas repetidas (intra e entre fatores), considerando um efeito pequeno (f = 0,15), poder estatístico de 80% e nível de significância de 5%. Foi acrescentado 10% para eventuais perdas amostrais, estimando-se a necessidade de 80 participantes, conforme parâmetros previamente definidos. A mesma amostra foi utilizada para conduzir uma análise exploratória de regressão linear múltipla, a fim de investigar os preditores da variável POT. Considerando a proporção de sujeitos por variável preditora, a amostra foi considerada adequada para esse modelo.

Os critérios de inclusão foram: indivíduos sem histórico de doenças crônicas e que concordaram em participar do estudo mediante assinatura do TCLE. Não foram incluídos aqueles com diagnóstico prévio de diabetes mellitus, hipertensão arterial, doenças cardiovasculares, respiratórias ou reumatológicas inflamatórias, bem como usuários de drogas, tabagistas, etilistas e indivíduos com fatores de risco para tromboembolismo [8]. Em caso de intercorrências musculoesqueléticas, iria ser ofertado acompanhamento fisioterapêutico gratuito aos participantes. No entanto, nenhum evento adverso foi registrado ao longo do estudo.

O recrutamento foi realizado por meio de divulgação institucional, cartazes fixados em ambientes universitários e redes sociais, de acordo com as diretrizes de Treweek *et al.*[9]

Parâmetros antropométricos

A idade dos participantes foi registrada previamente à coleta das demais medidas. A massa corporal (kg) e a estatura (cm) foram mensuradas por meio de balança digital (Tanita BC 554, Iron Man / Inner, Arlington Heights, Illinois, EUA) e estadiômetro (Sany – American Medical do Brasil, São Paulo, Brasil), respectivamente, sendo utilizadas para o cálculo do índice de massa corporal (IMC). O percentual de gordura corporal foi estimado por meio da equação de Pollock de sete dobras cutâneas [10,11], utilizando um adipômetro (Sany – American Medical do Brasil, São Paulo, Brasil).

Também foram realizadas medidas de perímetro e comprimento dos membros superiores (MS) e inferiores (MI) dominantes, com o auxílio de fita métrica flexível (BA1010, Coats Corrente, Bristol, Reino Unido).

Para o MI, o perímetro foi medido na porção média da coxa, definida como o ponto médio entre a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) e a borda superior da patela, com o participante em decúbito dorsal [12]. O comprimento do MI foi mensurado da EIAS até o maléolo medial, com a fita seguindo a curvatura natural da perna [12].

Para o MS, o perímetro foi medido na porção média do braço, definida como o ponto médio entre o acrômio e o olécrano, com o braço relaxado ao longo do corpo e o cotovelo em extensão [12]. O comprimento do MS foi mensurado do tubérculo maior do úmero até o processo estilóide do rádio [12].

A dominância dos membros inferiores foi determinada por meio do Waterloo Footedness Questionnaire – versão brasileira (WFQ-R-Brazil) [13], e a dos membros superiores, por autorrelato.

Variáveis hemodinâmicas

As variáveis hemodinâmicas avaliadas incluíram a pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD), aferidas com esfigmomanômetro aneroide calibrado e estetoscópio (Premium, Brasil), com o participante em posição sentada, após 10 minutos de repouso em ambiente silencioso e climatizado. As medições seguiram as recomendações da 7ª Diretriz Brasileira de Hipertensão Arterial (SBC, 2016) [14]. Foram realizadas duas aferições consecutivas no braço direito, com intervalo de 1 minuto entre elas, e a média dos dois valores foi considerada para análise. Todos os procedimentos foram conduzidos por um único avaliador previamente treinado, de forma padronizada.

Além da pressão arterial, foram coletadas diversas variáveis hemodinâmicas por meio de ultrassonografia vascular com Doppler espectral pulsado, utilizando o equipamento Sonoline Sienna® (Siemens, Erlangen, Germany), acoplado a um transdutor ultrassônico linear de 40 mm, operando em modo B com frequência de 7,5 MHz [15-17]. Os participantes foram posicionados em decúbito ventral para as avaliações nos membros inferiores e em decúbito dorsal para os membros superiores, mantendo-se o membro avaliado em repouso; em extensão no caso dos membros inferiores e em leve abdução com supinação do antebraço nos superiores. O transdutor foi posicionado sobre o trajeto anatômico da artéria poplítea (membro inferior) ou braquial (membro superior), sendo então ativado o modo Doppler espectral para captação do sinal hemodinâmico.

As variáveis hemodinâmicas extraídas da análise espectral do Doppler incluíram: a velocidade de pico sistólico (VP), definida como a maior velocidade de fluxo registrada durante a sístole cardíaca e a velocidade telediastólica (Ve), correspondente à velocidade ao final da diástole, relacionada à resistência vascular [15-17]. A velocidade média (Vm) foi obtida como a média das velocidades ao longo de um

ciclo cardíaco completo, enquanto o gradiente de pressão médio (MPG) estimou a diferença de pressão entre dois pontos do sistema arterial, com base no perfil de fluxo [18,19].

Também foram obtidos os índices de resistência vascular, incluindo o índice de pulsatilidade (PI), calculado como (VP – Ve) / Vm, e o índice de resistência (RI), calculado como (VP – Ve) / VP, ambos utilizados para inferir a resistência periférica ao fluxo arterial [20]. A integral velocidade-tempo (VTI) representou a soma das velocidades de fluxo ao longo do tempo durante o ciclo cardíaco, servindo como estimativa indireta do volume de ejeção sanguínea [20]. Já o envelope do tempo de velocidade (EnvTi) correspondeu à duração total do contorno do traçado espectral ao longo do ciclo cardíaco, refletindo o tempo de passagem do fluxo arterial [20].

Adicionalmente, foi considerada a relação sistólica/diastólica (S/D), calculada como a razão entre as velocidades máximas nas fases sistólica e diastólica do ciclo, com o objetivo de avaliar o padrão do fluxo arterial [18,21]. Por fim, foram incluídas medidas de fotopletismografia (PPG), expressas em mmHg, como estimativas indiretas da pressão residual de fluxo durante a oclusão, e de eletropletismografia (EPG), expressas em unidades arbitrárias, relacionadas a variações pulsáteis no volume sanguíneo arterial [22,23].

Avaliação da POT

A determinação da POT foi realizada com o auxílio de um transdutor de Doppler (DV-2001; Medpej, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), posicionado sobre a artéria poplítea para o MI e sobre a artéria braquial para o MS [5,6]. Um manguito de pressão arterial (Velcro, 92 cm × 8 cm; AvaNutri, Três Rios, Rio de Janeiro, Brasil) foi fixado na região proximal da coxa (MI) ou do braço (MS), próximo à prega inguinal ou

axilar, respectivamente [5,6]. A insuflação foi realizada de forma gradual até a abolição completa do sinal auscultatório da artéria monitorada. A POT foi definida como a pressão correspondente à ausência total de pulso detectável. Essa técnica, baseada no uso do Doppler vascular com manguito pneumático, é considerada o padrão-ouro para a determinação da pressão de oclusão arterial individualizada, conforme amplamente descrito na literatura [1].

Análise estatística

A caracterização da amostra foi realizada por meio de estatística descritiva, com apresentação das variáveis contínuas como média ± desvio padrão (DP) e intervalo de confiança de 95%. Para as variáveis categóricas, foram utilizadas frequências absolutas e relativas (%), quando aplicável.

A análise preditiva da POT em MI e MS foi realizada por meio de regressão linear múltipla com seleção por *best subset.* Inicialmente, foi conduzida uma análise exploratória de correlação de Pearson entre todas as variáveis independentes, com o objetivo de identificar possíveis padrões de colinearidade. A partir desses resultados, foram selecionadas variáveis com base em plausibilidade fisiológica, baixo grau de redundância estatística e comportamento não colinear. A ausência de multicolinearidade severa foi confirmada por meio do cálculo do Fator de Inflação da Variância (VIF), adotando-se o ponto de corte < 10 como critério de exclusão [24,25].

A seguir, foi aplicada a técnica de regressão múltipla por *best subset*, que testa todas as combinações possíveis, selecionando os modelos com melhor desempenho com base em três critérios: R^2 ajustado, *Akaike Information Criterion* (AIC) e *Bayesian Information Criterion* (BIC) [24,25].

Os modelos finais foram interpretados com base nos coeficientes de regressão (β), erros padrão, intervalos de confiança de 95% e valores de significância estatística $p < 0,05$. A análise dos pressupostos da regressão linear foi realizada por meio de: Teste de Anderson-Darling e Q-Q plot para normalidade dos resíduos; Teste de Breusch-Pagan e gráfico de resíduos vs. valores ajustados para homoscedasticidade; Estatística de Durbin-Watson para independência dos erros; Distância de Cook (ponto de corte 4/n) para detecção de observações influentes [24,25].

Todas as análises foram realizadas no software IBM SPSS *Statistics for Windows*, versão 29.0 (IBM Corp., Armonk, NY, EUA), com suporte complementar em ambiente R (versão 4.3.2) para a aplicação da regressão.

RESULTADOS

Análise descritiva das variáveis

A Tabela 1 mostra as características dos participantes do estudo. A amostra utilizada para as análises foi composta por 80 indivíduos, sendo 40 homens e 40 mulheres. A amostra apresentou-se homogênea.

Tabela 1. Caracterização dos participantes.

Variável	Membros Inferiores (n = 80)	Membros Superiores (n = 80)
Idade (anos)	21.31 ± 2.68	21.31 ± 2.68
	[20.71 – 21.91]	[20.71 – 21.91]
Peso (Kg)	68.67 ± 12.47	68.67 ± 12.47
	[65.89 – 71.45]	[65.89 – 71.45]
Estatura (m)	1.71 ± 0.09	1.71 ± 0.09

	[1.69 – 1.73]	[1.69 – 1.73]
IMC ($Kg.m^2$)	23.54 ± 3.47	23.54 ± 3.47
	[22.77 – 24.31]	[22.77 – 24.31]
Pressão Arterial Sistólica	113.12 ± 10.63	113.12 ± 10.63
(mmHg)	[110.75 – 115.49]	[110.75 – 115.49]
Pressão Arterial Diastólica	72.00 ± 9.60	72.00 ± 9.60
(mmHg)	[69.86 – 74.14]	[69.86 – 74.14]
Perimetria (cm)	56.56 ± 5.88	29.52 ± 3.62
	[55.25 – 57.87]	[28.71 – 30.33]
Comprimento do	47.52 ± 3.65	30.84 ± 2.99
Membro (cm)	[46.71 – 48.33]	[30.17 – 31.51]
Percentual de Gordural	18.89 ± 8.01	18.89 ± 8.01
Corporal (%)	[17.11 – 20.67]	[17.11 – 20.67]
Velocidade de pico	55.47 ± 13.52	53.74 ± 16.18
sistólico (cm/s)	[52.46 – 58.48]	[50.14 – 57.34]
Fotopletismografia	1.31 ± 0.58	1.26 ± 0.70
(mmHg)	[1.18 – 1.44]	[1.10 – 1.42]
Velocidade telediastólica	1.68 ± 1.47	4.08 ± 3.04
(cm/s)	[1.35 – 2.01]	[3.40 – 4.76]
Eletropletismografia (u.a)	0.00 ± 0.01	0.21 ± 1.74
	[-0.00 – 0.00]	[-0.18 – 0.60]
Velocidade média do fluxo	41.75 ± 27.47	43.11 ± 18.80
(cm/s)	[35.64 – 47.86]	[38.93 – 47.29]

Gradiente de pressão	1.41 ± 6.69	0.91 ± 0.84
médio (mmHg)	[-0.08 – 2.90]	[0.72 – 1.10]
Índice de pulsatilidade	2.00 ± 5.31	1.23 ± 0.26
	[0.82 – 3.18]	[1.17 – 1.29]
Índice de resistência	0.97 ± 0.03	0.92 ± 0.05
	[0.96 – 0.98]	[0.91 – 0.93]
Integral velocidade-tempo	8.94 ± 2.91	6.76 ± 2.96
(cm)	[8.29 – 9.59]	[6.10 – 7.42]
Tempo de enchimento	0.44 ± 1.37	0.21 ± 0.46
ventricular (s)	[0.14 – 0.74]	[0.11 – 0.31]
Relação sistólica/diastólica	50.84 ± 31.09	27.86 ± 24.54
	[43.92 – 57.76]	[22.40 – 33.32]

Valores apresentados como média ± DP [intervalo de confiança de 95%].

Legenda: m: metros; kg: quilogramas; kg/m²: quilogramas por metro ao quadrado; cm: centímetros; mmHg: milímetros de mercúrio; cm/s: centímetros por segundo; u.a.: unidades arbitrárias; s: segundos

Análise de Colinearidade e Seleção Inicial de Variáveis

A análise de correlação de *Pearson* entre as variáveis independentes foi representada em um *heatmap*, cuja finalidade foi identificar pares altamente correlacionados ($|r| \geq 0{,}70$), o que poderia indicar redundância estatística e risco de multicolinearidade. Com base nessas colinearidades, optou-se por manter uma única variável representativa de cada grupo altamente correlacionado, considerando também sua plausibilidade fisiológica.

Foram selecionadas as seguintes variáveis para o modelo: IMC, PPG, EPG, PAS, percentual de gordura, idade, PAD, S/D, perimetria e comprimento do membro, considerando suas respectivas versões para MI e MS.

Os heatmaps ilustram as correlações de Pearson entre as variáveis independentes incluídas nos modelos de regressão. A escala de cores representa a força e a direção das correlações: tons de azul mais intenso indicam correlações negativas mais fortes (próximas de –1), enquanto tons de vermelho mais intenso indicam correlações positivas mais fortes (próximas de +1). Tons mais claros, próximos ao branco, indicam correlações fracas ou inexistentes (próximas de 0).

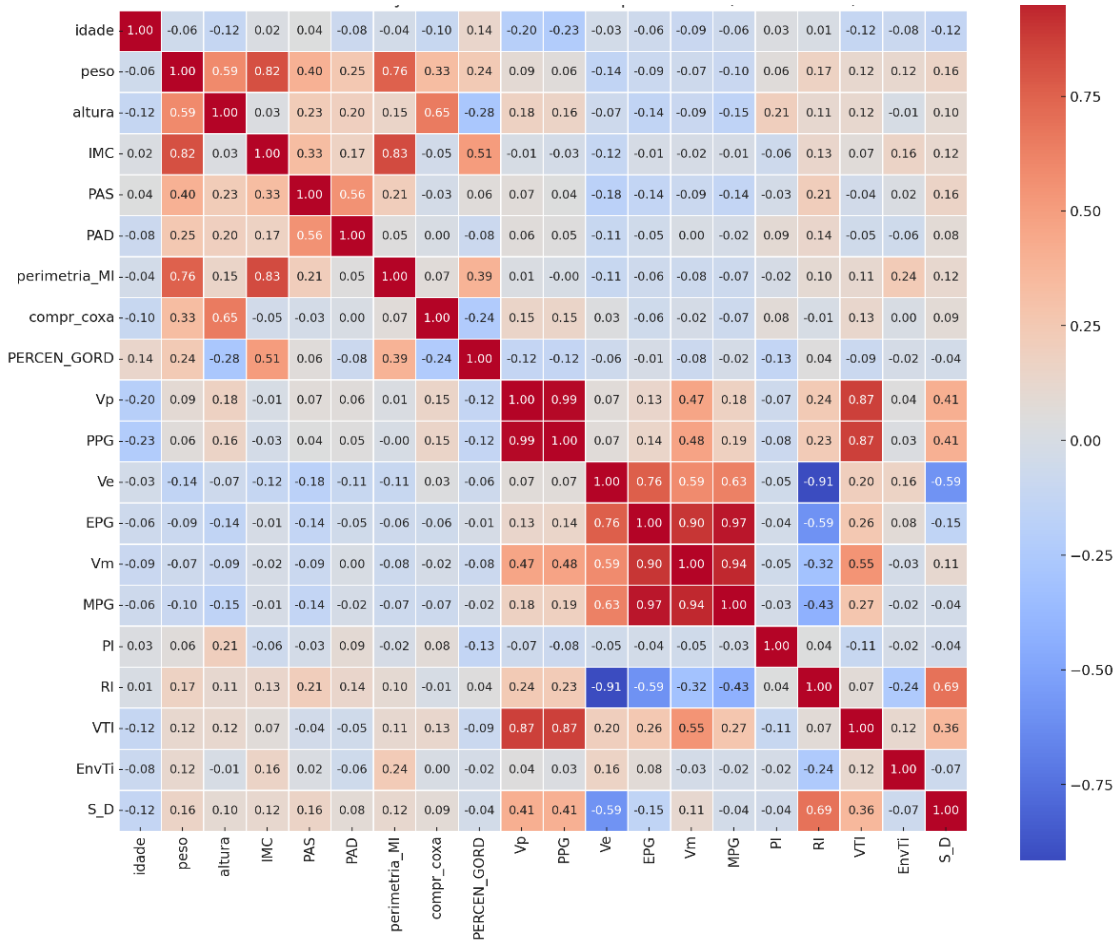

Figura 1. Mapa de calor das correlações de MI (Fonte: Próprio autor).

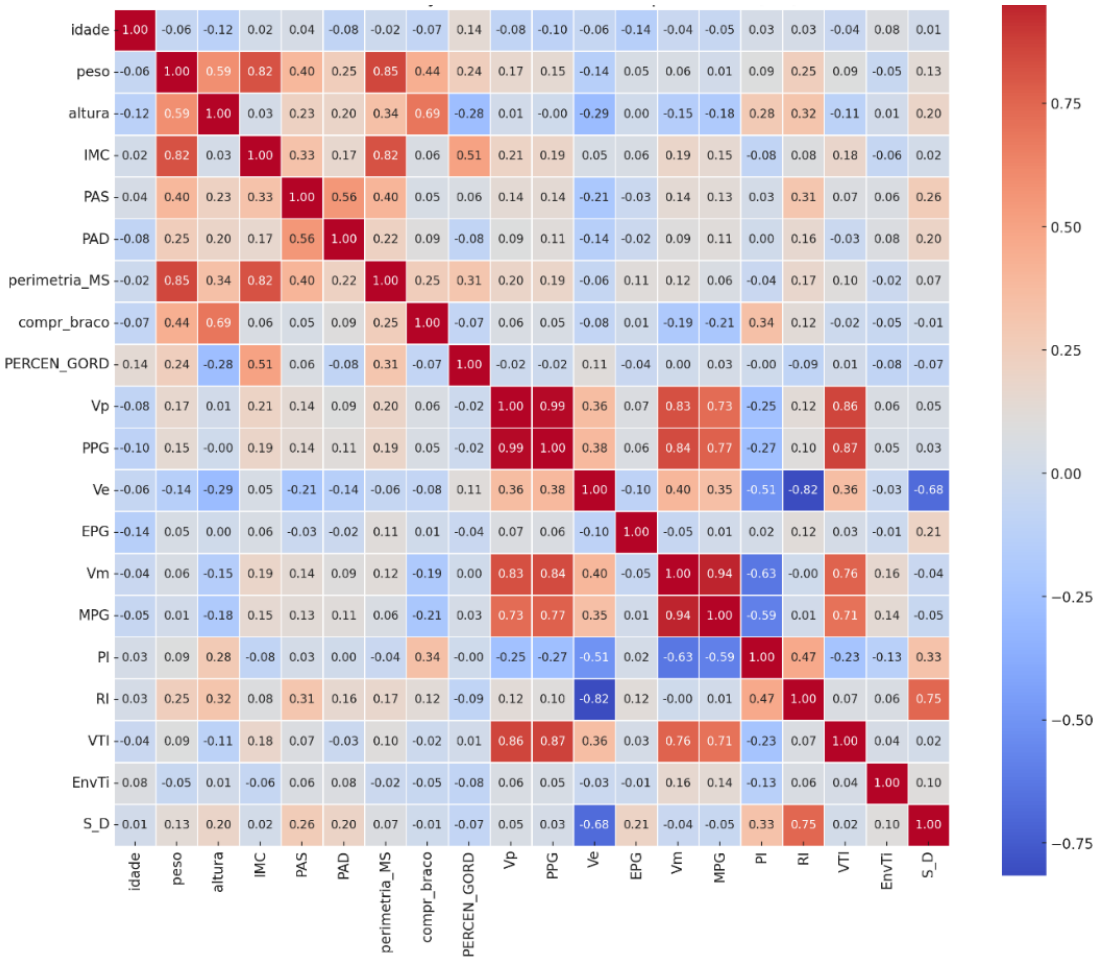

Figura 2. Mapa de calor das correlações de MS (Fonte: Próprio autor).

Verificação da Multicolinearidade (VIF)

Para ambos os conjuntos de variáveis, foi aplicado o cálculo do VIF com objetivo de detectar multicolinearidade, no entanto, a mesma não foi detectada.

Tabela 2. Verificação da Multicolinearidade em MI e MS.

Variável	VIF MI	VIF MS
IMC ($Kg.m^2$)	4.28	4.16
Fotopletismografia (mmHg)	1.34	1.07
Eletropletismografia (u.a)	1.12	1.11

Pressão Arterial Sistólica (mmHg)	1.65	1.77
Percentual de Gordura (%)	1.53	1.50
Idade (anos)	1.10	1.07
Perimetria MI (cm)	3.53	-
Compriemnto da coxa (cm)	1.13	-
Pressão Arterial Diastólica (mmHg)	1.53	1.52
Relação sistólica/diastólica	1.31	1.15
Perimetria MS (cm)	-	3.86
Comprimento do braço (cm)	-	1.16

Legenda: VIF: Índice de multicolineariedade; MI: Membro inferior; MS:Membro superior; kg/m²: quilogramas por metro ao quadrado; cm: centímetros; mmHg: milímetros de mercúrio; u.a.: unidades arbitrárias.

Modelos Otimizados Best Subset Regression

Essa abordagem avaliou todas as combinações possíveis entre as variáveis candidatas, testando todos os modelos, e selecionou aquele com melhor equilíbrio entre capacidade explicativa (R^2 ajustado), penalização por complexidade (AIC) e viabilidade clínica.

Para MI, o modelo ótimo identificado incluiu quatro variáveis independentes, apresentados na tabela 3: IMC, PPG, percentual de gordura corporal e PAS. Esse modelo apresentou um desempenho global significativo, indicando que aproximadamente 36,7% da variância da POT em MI foi explicada por esse conjunto de

preditores. O AIC foi de 844,5, o menor entre os modelos testados, e o valor da estatística de *Durbin-Watson* foi 1,96, sugerindo independência dos resíduos e ausência de autocorrelação significativa.

A tabela 4 apresenta as variáveis incluídas no modelo, apenas o IMC foi estatisticamente significativo, sugerindo que cada aumento de 1 kg/m² no IMC está associado a um acréscimo estimado de 8,2 mmHg na POT em MI. As demais variáveis não foram significativas isoladamente, mas contribuíram para o ajuste global do modelo.

Tabela 3. Principais Modelos Gerados por *Best Subset Regression* para POT para MI.

Modelos	R^2 Ajustado	R^2	AIC	BIC
IMC, PPG, Percentual de gordura e PAS	0.367	0.399	844.483	856.392
IMC, PPG, PAS e comprimento da coxa	0.367	0.399	844.509	856.419
IMC, PPG, Percentual de gordura, PAS e comprimento da coxa	0.367	0.407	845.457	859.749
IMC, PPG, Percentual de gordura, idade e PAS	0.366	0.406	845.590	859.882
IMC, PPG, EPG, PAS e comprimento da coxa	0.365	0.405	845.709	860.001

Legenda: AIC: Critério de Informação de Akaike; BIC: Critério de Informação Bayesiano; PPG: Fotopletismografia; PAS: pressão arterial sistólica; EPG: Eletropletismografia.

Tabela 4. Coeficientes da Regressão do melhor modelo para MI.

Variável	Beta	Erro Padrão	IC 2,5%	IC 97,5%	p-valor

IMC ($Kg.m^2$)	8.200	1.846	4.524	11.877	0.000*
Fotopletismografia (mmHg)	12.917	9.058	-5.129	30.961	0.158
Percentual de gordura (%)	0.962	0.763	-0.557	2.481	0.211
Pressão arterial Sistólica (mmHg)	0.720	0.521	-0.318	1.757	0.171

Legenda: IC: Intervalo de confiança; kg/m²: quilogramas por metro ao quadrado; cm: centímetros; mmHg: milímetros de mercúrio; u.a.: unidades arbitrárias.

Na análise de POT em MS, a tebela 5 apresenta os modelos finais selecionados pelo *Best Subset Regression,* o melhor modelo incluiu: perimetria do MS, PAS, percentual de gordura corporal e comprimento do braço. O modelo apresentou desempenho de 45,3% e foi estatisticamente significativo. O valor de *Durbin-Watson* = 1,985 indicou independência dos resíduos, e não foram observados sinais críticos de multicolinearidade (Condition Number = 1830). Entretanto, na tabela 6 podemos observar que três variáveis foram estatisticamente significativas: perimetria de MS, PAS e percentual de gordura corporal. O comprimento do braço não foi significativo isoladamente, mas contribuiu para a estabilidade do modelo.

Tabela 5. Principais Modelos Gerados por *Best Subset Regression* para POT para MS.

Modelos	**R² Ajustado**	**R²**	**AIC**	**BIC**
Percentual de Gordura, PAS, comprimento do braco e perimetria MS	0.424	0.460	742.488	756.780
Percentual de Gordura, PAS e perimetria MS	0.424	0.453	741.573	753.483

Percentual de Gordura, PAD, PAS, comprimento do braco, perimetria MS	0.421	0.457	742.904	757.195
Percentual de Gordura, idade, PAS, comprimento do braço e perimetria MS	0.420	0.456	743.117	757.409
EPG, Percentual de Gordura, PAS, comprimento do braco	0.418	0.455	743.308	757.599

Legenda: AIC: Critério de Informação de Akaike; BIC: Critério de Informação Bayesiano; PAS: pressão arterial sistólica; PAD: Pressão Arterial diastólica; EPG: Eletropletismografia.

Tabela 6. Coeficientes da Regressão do melhor modelo para MS.

Variável	Beta	Erro Padrão	IC 2,5%	IC 97,5%	p-valor
Percentual de Gordura (%)	0.859	0.363	0.136	1.582	0.021*
Pressão arterial sistólica (mmHg)	0.843	0.282	0.281	1.404	0.004*
Comprimento do Braço (cm)	1.328	0.956	-0.576	3.230	0.169
Perimetria de MS (cm)	3.343	0.903	1.544	5.142	0.000*

Legenda: IC: Intervalo de confiança kg/m²: quilogramas por metro ao quadrado; cm: centímetros; mmHg: milímetros de mercúrio.

Diagnóstico dos Resíduos

Ambos os modelos foram avaliados quanto aos pressupostos da regressão linear. A análise dos pressupostos dos modelos de regressão revelou leve violação da normalidade dos resíduos ($p < 0,01$, teste de Jarque-Bera) para ambos os membros, o que é tolerável diante da robustez do modelo a esse tipo de desvio. Os valores de Durbin-Watson foram próximos de 2 (1,96 para POT MI e 1,985 para POT MS), indicando ausência de autocorrelação. Em relação à multicolinearidade, o número de

condição foi de 1350 no modelo para o membro inferior e 1830 para o membro superior, sugerindo a presença de correlações moderadas entre algumas variáveis, sem, no entanto, configurar colinearidade severa.

Tabela 7. Diagnóstico dos Resíduos.

Pressuposto	POT MI	POT MS
Normalidade dos resíduos	Leve violação ($p < 0,01$ – Jarque-Bera)	Leve violação ($p < 0,01$ – Jarque-Bera)
Autocorrelação	Durbin-Watson = 1,96	Durbin-Watson = 1,985
Multicolinearidade	Condition Number = 1350	Condition Number = 1830

Legenda: POT MI: Modelo de regressão para Pressão de Oclusão total de membros inferiores; POT MS: Modelo de regressão para Pressão de Oclusão total de membros superiores.

DISCUSSÃO

POT para MI

O modelo de regressão identificado por *Best Subset* para a predição da POT em MI apresentou um R^2 ajustado de 0,367, indicando que aproximadamente 37% da variância da variável dependente foi explicada pelo conjunto de preditores incluído.

Entre as variáveis do modelo, o IMC destacou-se como o único fator estatisticamente significativo, reforçando seu papel como principal determinante da pressão necessária para oclusão arterial nesse segmento corporal. Esse resultado está de acordo com achados da literatura, que associa valores mais elevados de IMC a maior

volume de tecido mole, incluindo tecido muscular e adiposo, o que impõe maior resistência mecânica à compressão vascular [26-28]. Estudos anteriores já apontavam que indivíduos com maior espessura tecidual demandam pressões mais altas para interrupção eficaz do fluxo arterial, devido à maior distância entre a superfície cutânea e o vaso-alvo, bem como à dissipação da pressão aplicada pelo manguito[26-28].

Esse achado é especialmente relevante em populações com sobrepeso ou obesidade, nas quais a POT tende a ser mais elevada. Nesses casos, a aferição por métodos tradicionais com manguitos pode ser desafiadora, dado o limite superior dos manômetros convencionais. Além disso, é necessária fundamental atenção na aplicação das pressões, pois valores inadequados podem comprometer a eficácia da intervenção, provocar desconforto, aumentar o risco de lesões e até configurar contraindicações à utilização da técnica.

Nesse mesmo contexto, o percentual de gordura corporal também foi incluído no modelo, demonstrando tendência positiva, compatível com a hipótese de que o tecido adiposo subcutâneo atua como uma camada mecânica de amortecimento à compressão vascular. Apesar de não ter sido significativo isoladamente, esse resultado é coerente com evidências de Bielitzki *et al.* [29] e Bell *et al*. [30], que identificaram que indivíduos com maior adiposidade apresentam maior resistência à transmissão da pressão externa, exigindo valores mais altos para bloqueio do fluxo arterial. A contribuição do percentual de gordura, embora secundária ao IMC, reforça a necessidade de considerar a composição corporal de forma integrada na prescrição da pressão de oclusão.

Entre os demais preditores incluídos no modelo, destaca-se a PPG, que, embora não tenha alcançado significância estatística isolada, apresentou coeficiente positivo, sugerindo associação direta com a POT. A PPG é sensível a propriedades como

complacência vascular, resistência periférica e, mais recentemente, vem sendo estudada como uma possível proxy do volume sanguíneo presente na artéria durante repouso. Nesse contexto, valores mais elevados de PPG indicariam maior fluxo ou volume intraluminal, o que provavelmente demandaria pressões externas mais altas para alcançar a oclusão completa do vaso refletindo uma POT também mais elevada.

Essa hipótese é coerente com estudos recentes que buscam validar a PPG como indicador fisiológico do estado vascular basal, indo além da simples análise de pulsatilidade. Estudos como os de Meek *et al.* [31] e Hughes *et al.* [32] reforçam que o perfil espectral pulsátil da artéria pode modular a resposta à oclusão gradual, influenciando tanto o limiar de interrupção do fluxo quanto a sensibilidade à pressão aplicada.

Por fim, a PAS apresentou associação positiva, porém sem significância estatística. Apesar de, teoricamente, representar o limiar mínimo necessário para a interrupção do fluxo arterial, a PAS isolada não se mostrou um bom preditor da POT neste modelo, o que pode ser atribuído à variabilidade anatômica entre indivíduos, incluindo profundidade da artéria, espessura dos tecidos e características da parede vascular, como rigidez e complacência [26]. Estudos anteriores, como os de Rossow *et al.* [33] e Laurentino *et al.* [34], sugerem que a PAS influencia a POT de forma limitada e não linear, especialmente em populações jovens e saudáveis. Assim, sua utilização como parâmetro único para prescrição de pressões pode ser inadequada em contextos clínicos individualizados.

De modo geral, embora apenas o IMC tenha sido estatisticamente significativo, o desempenho global do modelo indica que as demais variáveis contribuem de forma conjunta para a predição da POT, comportamento esperado em sistemas fisiológicos multifatoriais.

POT para MS

O modelo de regressão identificado por *Best Subset* para a predição da POT em MS apresentou um R^2 ajustado de 0,424, indicando que aproximadamente 42% da variância da variável dependente foi explicada pelo conjunto de preditores incluído.

A perimetria do MS foi a variável mais significativa do modelo, o que reforça seu papel como marcador direto do volume tecidual a ser comprimido. Circunferências segmentares refletem o volume total de músculo, gordura e outros tecidos, os quais oferecem resistência mecânica ao manguito durante a oclusão [28]. Assim como observado no MI, é possível inferir que maiores valores de perimetria no MS exigem pressões externas mais elevadas para oclusão do fluxo, em razão da maior resistência imposta pelos tecidos moles à compressão vascular.

Complementarmente, o percentual de gordura corporal também foi estatisticamente significativo, sugerindo que o tecido adiposo interfere diretamente na eficiência da compressão vascular. A gordura subcutânea participa dessa resistência mecânica, podendo absorver parte da pressão aplicada pelo manguito, funcionando como uma camada de amortecimento mecânico, o que resulta na necessidade de valores mais altos de pressão para alcançar a oclusão efetiva [28].

A PAS também foi um preditor estatisticamente significativo, desempenhando papel relevante na modulação da POT em MS. Como citado anteriormente, a pressão aplicada pelo manguito precisa ser igual ou superior à PAS para interromper o fluxo arterial, o que confere à PAS o status de limiar fisiológico mínimo necessário para a oclusão [26].

No entanto, conforme discutido por Loenneke *et al.* [26], Rossow *et al.* [33] e Mouser *et al.* [27], esse valor isolado não é suficiente para prever a POT, pois ela é influenciada por características anatômicas individuais, como rigidez arterial,

profundidade da artéria e composição do tecido ao redor do vaso. O fato de a PAS ter sido significativa no modelo do MS mas não no MI, sugere que sua influência é mais direta em segmentos com menor massa tecidual, onde a pressão arterial interna pode ser transmitida mais facilmente à parede do manguito. Esses achados justificam o uso da PAS como variável complementar, mas não como parâmetro único para definir a pressão de oclusão em protocolos clínicos de RFS.

O comprimento do braço apresentou coeficiente positivo, mas não foi significativo isoladamente. Ainda assim, sua presença no modelo sugere uma contribuição estabilizadora, possivelmente refletindo diferenças anatômicas relevantes, como: comprimento do trajeto arterial a ser ocluído; proporção músculo/gordura ao longo do membro e fatores biomecânicos relacionados ao ponto de aplicação do manguito [35].

Embora nenhum estudo tenha investigado diretamente o comprimento do membro como preditor da POT, essa variável é utilizada em modelos de predição anatômica [35] (como fórmulas de cálculo de volume segmentar) e pode ajudar a calibrar modelos clínicos quando usada em conjunto com variáveis mais sensíveis.

Comparação entre modelos e perspectivas futuras

Fazendo uma breve análise dos modelos, foi possível observar padrões distintos na contribuição das variáveis morfológicas e hemodinâmicas, sugerindo que a anatomia do segmento corporal exerce forte influência sobre a composição do modelo preditivo. De forma geral, as variáveis antropométricas demonstraram maior peso explicativo que as hemodinâmicas em ambos os membros, com destaque para o IMC no MI e a perimetria no MS.

Apesar disso, os modelos apresentaram R^2 ajustados moderados (0,367 para o MI e 0,424 para o MS), o que indica que uma parcela considerável da variabilidade da POT não foi explicada pelas variáveis incluídas. Essa limitação sugere a possível influência de outros fatores não mensurados, que podem afetar a resposta vascular à pressão externa.

Entre eles, destaca-se a área de seção transversal da artéria [36], já que artérias de maior calibre tendem a exigir pressões mais elevadas para oclusão completa. O diâmetro das veias adjacentes também pode ser relevante [32], pois, em alguns contextos, o retorno venoso influencia a distribuição da pressão no segmento ocluído. Além disso, a modulação autonômica [37], particularmente a modulação simpática associada ao estresse, à dor ou à ansiedade, pode aumentar a resistência vascular periférica, alterando a resposta à compressão. O tônus muscular [38] basal no repouso também deve ser considerado, uma vez que contrações residuais podem modificar o volume do membro e sua resistência à compressão. Fatores sistêmicos como o estado de hidratação, que afetam o volume intravascular e a complacência arterial, e o estado alimentar, já que o período pós-prandial pode alterar o tônus vascular e a viscosidade sanguínea, também podem impactar diretamente a pressão necessária para oclusão [39- 41].

Os modelos preditivos desenvolvidos demonstraram que a POT é influenciada por múltiplos fatores morfológicos, hemodinâmicos e possivelmente contextuais, e mesmo os melhores modelos explicam apenas parte da variância dessa medida. Isso nos leva a refletir: talvez a POT deva ser compreendida como uma variável importante, mas não soberana, dentro de um sistema mais amplo de tomada de decisão para a realização da RFS.

A POT, por sua natureza, é uma medida estática, dependente de condições momentâneas e altamente suscetível a variações. Nesse contexto, surgem novas

hipóteses: talvez o futuro da RFS esteja em sistemas de aplicação e prescrição que reconheçam a POT como ponto de referência, mas não como limite fixo, utilizando-a como base de calibragem para desenvolvimentos de abordagens mais flexíveis e responsivas. Isso abriria espaço para flexibilizar e popularizar clinicamente a RFS.

CONCLUSÃO

Neste estudo, foram desenvolvidos modelos preditivos para estimar a POT nos MI e MS com base em variáveis antropométricas e hemodinâmicas. O modelo para o MI incluiu IMC, PPG, percentual de gordura e PAS, sendo o IMC o único preditor significativo. Já o modelo do MS apresentou melhor desempenho preditivo e incluiu como variáveis perimetria do braço, PAS, percentual de gordura e comprimento do braço, sendo as três primeiras estatisticamente significativas. Os resultados demonstram que variáveis morfológicas, especialmente aquelas relacionadas ao volume e composição dos tecidos moles, foram os principais determinantes da POT em ambos os membros.

REFERÊNCIAS

1. Patterson SD, Hughes L, Warmington S, Burr J, Scott BR, Owens J, Abe T, Nielsen JL, Libardi CA, Laurentino G, Neto GR, Brandner C, Martin-Hernandez J, Loenneke J. Blood Flow Restriction Exercise: Considerations of Methodology, Application, and Safety. Front Physiol. 2019;10:533.

2. Spranger MD, Krishnan AC, Levy PD, O'Leary DS, Smith SA. Blood flow restriction training and the exercise pressor reflex: a call for concern. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2015;309(9):1440-1452.

3. Pearson SJ, Hussain SR. A review on the mechanisms of blood-flow restriction resistance training-induced muscle hypertrophy. Sports Med. 2015;45(2):187-200.

4. Suga T, Okita K, Morita N, Yokota T, Hirabayashi K, Horiuchi M, Horiuchi M, Takada S, Takahashi T, Omokawa M, Kinugawa S, Tsutsui H. Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. J Appl Physiol. 2009;106(4):1119-1124.

5. Cerqueira MS, Kovacs D, França IM, Pereira R, Neto SBN, Nonato RDA, Lemos TMAM, Vieira WHB. Effects of individualized ischemic preconditioning on protection against eccentric exercise-induced muscle damage: a randomized controlled trial. Sports Health. 2021;13(6):554-564.

6. Bezerra de Morais AT, Cerqueira MS, Moreira Sales R, Rocha T, Galvão de Moura Filho A. Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables. Clin Physiol Funct Imaging. 2017;37:437-441.

7. Jessee MB, Buckner SL, Mouser JG, Mattocks KT, Dankel SJ, Abe T, Loenneke JP. Influence of cuff width, sex, and race on arterial occlusion: Implications for blood flow restriction exercise. Eur J Sport Sci. 2018;18(4):524-32

8. Dankel SJ, Buckner SL, Counts BR, Jessee MB, Mouser JG, Mattocks KT, et al. The acute muscular response to two distinct blood flow restriction protocols. Physiol. Int. 2017;104(1):64-76

9. Treweek S, Lockhart P, Pitkethly M, Cook JA, Kjeldstrom M, Johansen M, et al. Methods to improve recruitment to randomised controlled trials: Cochrane systematic review and meta-analysis. BMJ Open. 2013;3:e002360.

10. Jackson AS, Pollock ML. Generalized equations for predicting body density of men. Br J Nutr. 1978;40(3):497-504.

11. Jackson AS, Pollock ML, Ward A. Generalized equations for predicting body density of women. Med Sci Sports Exerc. 1980;12(3):175-81.

12. Marfell-Jones M, Stewart A, de Ridder J. International Standards for Anthropometric Assessment. 1st ed. Wellington: International Society for the Advancement of Kinanthropometry; 2012.

13. Toledo DR, Barela JA. Intrarater and interrater reliabilities of the Brazilian version of the Waterloo Footedness Questionnaire. Rev Bras Fisioter. 2010;14(2):166-72.

14. Sociedade Brasileira de Cardiologia; Sociedade Brasileira de Hipertensão; Sociedade Brasileira de Nefrologia. VI Diretrizes Brasileiras de Hipertensão. Arq Bras Cardiol. 2016;107(3 Suppl 3):1-103.

15. Bezerra de Morais AT, Cerqueira MS, Moreira Sales R, Rocha T, Galvão de Moura Filho A. Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables. Clin Physiol Funct Imaging. 2017;37:437-441.

16. Blanco P. Volumetric blood flow measurement using Doppler ultrasound: concerns about the technique. J Ultrasound. 2015 Mar 18;18(2):201-4.

17. Bonjorno Junior JC, Caruso FR, Mendes RG, da Silva TR, Biazon T, Rangel F, et al. Noninvasive measurements of hemodynamic, autonomic and endothelial function as predictors of mortality in sepsis: A prospective cohort study. PLoS One. 2019;14(3):e0213239.

18. Hwang JY. Doppler ultrasonography of the lower extremity arteries: anatomy and scanning guidelines. Ultrasonography. 2017 Apr;36(2):111-119.

19. Hoskins PR. Physical properties of tissues relevant to arterial ultrasound imaging and blood velocity measurement. Ultrasound Med Biol. 2007;33(10):1527-39.

20. Evans DH, McDicken WN, Skidmore R, Woodcock JP. Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing. Wiley; 1989.

21. Gill RW. Measurement of blood flow by ultrasound: accuracy and sources of error. Ultrasound Med Biol. 1985;11(4):625-41.

22. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. Physiol Meas. 2007;28(3):R1-39.

23. Migeotte PF, et al. Plethysmographic techniques for noninvasive monitoring of cardiovascular function. Front Physiol. 2022;13:839529.

24. Montgomery DC, Peck EA, Vining GG. Introduction to Linear Regression Analysis. 5th ed. Hoboken: John Wiley & Sons; 2012.

25. Furnival GM, Wilson RW. Regressions by leaps and bounds. Technometrics. 1974;16(4):499-511.

26. Loenneke JP, Allen KM, Mouser JG, Thiebaud RS, Kim D, Abe T, et al. "Blood flow restriction in the upper and lower limbs is predicted by limb circumference and systolic blood pressure." Eur J Appl Physiol. 2015;115(2):397-405.

27. Mouser JG, Laurentino GC, Dankel SJ, Buckner SL, Jessee MB, Counts BR, Mattocks KT, Loenneke JP. Blood flow in humans following low-load exercise with and without blood flow restriction. Appl Physiol Nutr Metab. 2017 Nov;42(11):1165-1171.

28. Hunt JE, Galea D, Tufft G, Bunce D, Ferguson RA. Time course of changes in arterial occlusion pressure during blood flow restriction exercise. Eur J Appl Physiol. 2016;116(3):559-565.

29. Bielitzki R, Behrendt T, Behrens M, Schega L. Acute effects of static balance exercise combined with different levels of blood flow restriction on motor

performance fatigue as well as physiological and perceptual responses in young healthy males and females. Eur J Appl Physiol. 2024;124(2):227-243.

30. Bell ZW, Dankel SJ, Mattocks KT, Buckner SL, Jessee MB, Abe T, Loenneke JP. An investigation into setting the blood flow restriction pressure based on perception of tightness. Physiol Meas. 2018;39(10):105006.

31. Meek T, Loenneke JP, Thiebaud RS, Abe T, Bemben MG. The effects of cuff width on arterial occlusion: implications for blood flow restriction training. Eur J Appl Physiol. 2019;119(5):1105-1112.

32. Hughes L, Paton B, Rosenblatt B, Gissane C, Patterson SD. Blood flow restriction training in clinical musculoskeletal rehabilitation: a systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2019;53(6):370-376.

33. Rossow LM, Fahs CA, Loenneke JP, Thiebaud RS, Sherk VD, Abe T, Bemben MG. Cardiovascular and perceptual responses to blood-flow-restricted resistance exercise with differing restrictive cuffs. Clin Physiol Funct Imaging. 2012 Sep;32(5):331-7.

34. Laurentino GC, Ugrinowitsch C, Roschel H, Aoki MS, Soares AG, Neves M Jr, et al. Strength training with blood flow restriction diminishes myostatin gene expression. Med Sci Sports Exerc. 2012 Mar;44(3):406-2.

35. Sanada K, Kearns CF, Midorikawa T, Abe T. Prediction and validation of total and regional skeletal muscle mass by ultrasound in Japanese adults. Eur J Appl Physiol. 2006 Mar;96(1):24-31.

36. McEwen JA, Casey DP, Moker E, LeRoux-Williams M, Rickards CA. The use of limb segment dimensions to determine personalized blood flow restriction cuff pressures. J Strength Cond Res. 2019;33(7):1989-1999.

37. Rhoades RA, Bell DR. Medical Physiology: Principles for Clinical Medicine. 5th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2017.

38. Mcleod JC, Currier BS, Lowisz CV, Phillips SM. The influence of resistance exercise training prescription variables on skeletal muscle mass, strength, and physical function in healthy adults: An umbrella review. J Sport Health Sci. 2024;13(1):47-60.

39. Lee EC, Fragala MS, Kavouras SA, Queen RM, Pryor JL, Casa DJ. Biomarkers in Sports and Exercise: Tracking Health, Performance, and Recovery in Athletes. J Strength Cond Res. 2017;31(10):2920-2937.

40. Dmitrieva NI, Boehm M, Yancey PH, Enhörning S. Long-term health outcomes associated with hydration status. Nat Rev Nephrol. 2024;20(5):275-294.

41. Rowlands DS, Kopetschny BH, Badenhorst CE. The hydrating effects of hypertonic, isotonic and hypotonic sports drinks and waters on central hydration during continuous exercise: a systematic meta-analysis and perspective. Sports Med. 2022;52(2):349-375.

Artigo III – *Short Comunication*

Estimativa da pressão de oclusão com faixa elástica: Proposta de um modelo matemático para o *Tissue Flossing*

Julia Waszczuk Vendrame[1], Gabriel Martins da Silva[1], Guilherme Henrique Da Silva Brandão[1], Gabriel Oliveira da Silva[1], Enzo Vinícius Corrêa De Oliveira[2], Gislaine Rita Carneiro[2], Eduardo Pizzo Junior[1], Franciele Marques Vanderlei[1,3]

[1] Postgraduate Program in Movement Sciences, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

[2] Graduate in Physiotherapy, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

[3] Department of Physiotherapy, Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), Presidente Prudente, SP, Brazil.

*** Corresponding Author:**

Julia Waszczuk Vendrame

Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT/UNESP, Departamento de Fisioterapia.

Rua Roberto Simonsen, 305 – Cidade Universitária.

CEP: 19060-900 - Presidente Prudente, São Paulo, Brazil.

E-mail: julia.vendrame@unesp.br

RESUMO

Objetivos: Quantificar a porcentagem de oclusão do fluxo sanguíneo gerada pela aplicação do tissue flossing (TF) e estimar a pressão equivalente imposta pela faixa elástica, por meio da relação entre os sinais de fotopletismografia (PPG) e a Pressão de Oclusão Total (POT). **Métodos:** Estudo experimental com 80 voluntários saudáveis. A POT foi determinada com auxílio de Doppler nas artérias poplítea (MI) e braquial (MS). O sinal de PPG foi captado antes e durante a aplicação da faixa de TF, seguindo protocolo padronizado. A porcentagem de fluxo sanguíneo preservado foi calculada pela razão entre os valores de PPG sob compressão e em repouso, permitindo estimar a porcentagem de oclusão e a pressão equivalente da faixa em relação à POT. **Resultados:** A faixa de TF promoveu oclusão significativa do fluxo sanguíneo: MI: 60,7% de oclusão (pressão estimada de 148,9 mmHg) e MS: 61,4% de oclusão (pressão estimada de 107,6 mmHg). Ambos os valores se situaram dentro da faixa terapêutica recomendada (40% a 80% da POT). **Conclusão:** A aplicação do TF resultou em níveis eficazes de oclusão do fluxo sanguíneo, compatíveis com a faixa terapêutica reconhecida para RFS. A abordagem baseada na relação PPG/POT fornece uma alternativa viável para estimar a pressão gerada pela faixa de forma segura e objetiva. Os achados sustentam o uso do TF como método acessível em contextos clínicos e esportivos.

Palavras-chave

Tissue Flossing; Restrição de Fluxo Sanguíneo; Fotopletismografia; Pressão de Oclusão Total; Oclusão Vascular; Hemodinâmica

INTRODUÇÃO

A restrição de fluxo sanguíneo (RFS) é uma técnica amplamente estudada que combina exercícios de baixa intensidade com oclusão vascular, resultando em benefícios musculares [1]. No entanto, sua aplicação é desafiadora devido a variações metodológicas e custos de equipamentos [2]. O Tissue Flossing (TF) surge como uma alternativa acessível, utilizando faixas elásticas para gerar compressão local e potencialmente mimetizar os efeitos da RFS tradicional [3,4]. Apesar de seu crescente uso em contextos clínicos e esportivos, o TF ainda carece de evidências científicas sólidas quanto à sua eficácia e segurança [5]. Este estudo visa preencher essa lacuna, avaliando a porcentagem de oclusão do fluxo gerada pelo TF com base na relação entre fotopletismografia (PPG), que representa o fluxo sanguíneo registrado e Pressão de Oclusão Total (POT).

MÉTODOS

A amostra foi composta por 80 indivíduos, avaliados em ambiente aclimatado e na posição de sedestação. A determinação da POT foi realizada com o auxílio de um transdutor Doppler (DV-2001; Medpej, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), posicionado sobre a artéria poplítea para os membros inferiores (MI) e sobre a artéria braquial para os membros superiores (MS) [6]. Um manguito de pressão arterial (Velcro, 92 cm × 8 cm; AvaNutri, Três Rios, Rio de Janeiro, Brasil) foi fixado na região proximal da coxa (MI) ou do braço (MS), próximo à prega inguinal ou axilar, respectivamente [7]. A insuflação foi realizada de forma gradual até a abolição completa do sinal auscultatório da artéria monitorada. A POT foi definida como a pressão correspondente à ausência total de pulso detectável [7].

Após esse procedimento, o sinal de PPG foi registrado com o uso de um ultrassom vascular Sonoline Sienna® (Siemens, Erlangen, Alemanha), equipado com transdutor linear B-mode de 40 mm e frequência de 7,5 MHz. O transdutor foi posicionado longitudinalmente sobre a artéria poplítea (para MI) ou sobre a artéria braquial (para MS), com aplicação de gel condutor para garantir o contato acústico adequado [8]. As imagens obtidas foram processadas e analisadas por meio do *software* Vascular Research Tools (Medical Imaging Applications, Coralville, IA, EUA) [8].

Na sequência, a faixa de TF foi aplicada no membro avaliado, seguindo de o protocolo descrito por Winchester *et al.* [9] de forma adaptada.

O protocolo inicia-se dividindo o comprimento do braço (acrômio até fossa cubital média) e perna (espinha ilíaca ântero-superior até base da patela) em terços, em seguida, o avaliador deve medir a circunferência do membro no primeiro terço, de distal para proximal e dividi-la em 8 partes iguais. A partir desse momento aplica-se o TF a partir do primeiro terço, de distal para proximal, o TF deve ser aplicado passando a faixa em 7/8 da circunferência do membro sem esticá-la e a partir desse momento aplicar uma tensão na faixa de 1/8 da circunferência. E seguirá nessa aplicação até o final da faixa. Todo esse protocolo deve ser feito passando 50% de largura de uma volta pela subsequente (passando a faixa por cima da metade da aplicada anteriormente).

Após 30 segundos de estabilização, o ultrassom foi posicionado perpendicularmente à artéria poplítea (para MI) ou à artéria braquial (para MS), registrando-se o sinal PPG remanescente sob compressão [8].

Para análise, foram utilizados os valores individuais de PPG basal (sem faixa) e PPG registrada com a faixa de TF aplicada, calculados separadamente para os membros superiores (MS) e inferiores (MI). A porcentagem de fluxo sanguíneo preservado foi

determinada pela razão entre o valor de PPG sob compressão e o valor basal, por meio da seguinte fórmula:

$$PPG\% = \left(\frac{PPG\ com\ TF}{PPG\ basal}\right) \times 100$$

Legenda: Fórmula para estimar a porcentagem de fluxo sanguíneo preservado sob compressão.

(Fonte: Próprio Autor)

A partir desse valor, foi calculada a porcentagem de oclusão do fluxo sanguíneo, conforme a equação:

$$Oclusão\% = 100 - PPG\%$$

Legenda: Fórmula para estimar a porcentagem de fluxo sanguíneo bloqueado pela faixa.

(Fonte: Próprio Autor)

A fundamentação teórica dessas equações baseia-se na premissa de que a PPG basal representa o fluxo sanguíneo pleno, sem qualquer interferência mecânica, enquanto a PPG registrada com TF reflete a intensidade de fluxo remanescente após a compressão. Assim, a relação entre esses dois valores fornece uma estimativa da restrição de fluxo promovida pela faixa.

Posteriormente, os valores de oclusão (%) foram relacionados à Pressão de Oclusão Total (POT) individual, definida como a menor pressão capaz de abolir completamente o pulso arterial detectado por Doppler. Com base nessa relação, foi possível estimar a pressão equivalente gerada pela faixa de TF, utilizando a fórmula:

$$Pressão\ estimada\ (mmHg) = POT \times \left(\frac{Oclusão\ \%}{100}\right)$$

Legenda: Equação para estimar a pressão gerada pela faixa de TF, em referência à POT individual. (Fonte: Próprio Autor)

Essa abordagem permitiu quantificar de forma indireta a compressão imposta pela faixa, comparando-a com um parâmetro hemodinâmico objetivo (POT), e avaliando se a faixa de TF atingiu níveis de oclusão compatíveis com a faixa terapêutica recomendada (40–80% da POT).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados indicam que a TF promove uma restrição eficaz do fluxo sanguíneo, com valores dentro da faixa terapêutica recomendada de 40% a 80% da POT [(1)]. A metodologia baseada na relação PPG/POT mostrou-se sensível e aplicável para mensuração da oclusão. A maior oclusão nos membros inferiores pode ser atribuída às características anatômicas e à forma de aplicação da faixa. Os achados reforçam o uso do TF como ferramenta válida para intervenções que exigem restrição parcial de fluxo sanguíneo.

Tabela 1. Estimativas de oclusão calculadas para MI e MS.

Membro	POT Média (mmHg)	PPG basal (mmHg)	PPG com TF (mmHg)	PPG% (razão das médias)	Oclusão% (razão das médias)	Pressão estimada (mmHg)
MI	245.2	1.320	0.519	39.3%	60.7%	148.9
MS	175.2	1.264	0.487	38.6%	61.4%	107.6

Legenda: MI: Membro Inferior; MS: Membro Superior, PPG: Fotopletismografia, mmHg: milímetros por mercúrio, %: percentual.

CONCLUSÃO

A aplicação da faixa de TF gerou oclusão significativa do fluxo sanguíneo, mensurada de forma objetiva por fotopletismografia. Os valores encontrados situam-se dentro da faixa segura e eficaz de 40–80% da POT, conferindo respaldo científico ao uso do TF em contextos clínicos e esportivos. Estudos futuros podem aprofundar a relação entre o nível de oclusão e os efeitos fisiológicos esperados.

REFERÊNCIAS

1. Patterson SD, Hughes L, Warmington S, Burr J, Scott BR, Owens J, Abe T, Nielsen JL, Libardi CA, Laurentino G, Neto GR, Brandner C, Martin-Hernandez J, Loenneke J. Blood flow restriction exercise: considerations of methodology, application, and safety. Front Physiol. 2019;10:533.
2. Cuffe M, Novak J, Saithna A, Strohmeyer HS, Slaven E. Current trends in blood flow restriction. Front Physiol. 2022;13:882472.
3. Starrett, Kelly, and Glen Cordoza. Becoming a supple leopard: the ultimate guide to resolving pain, preventing injury, and optimizing athletic performance. Second edition, updated and expanded. Las Vegas, Victory Belt Publishing Inc, 2015.
4. Stevenson P. J., Lat A., Stevenson R. K., Lat B. A., Duarte K. W. Acute effects of the voodoo flossing band on ankle range of motion. J Med Biomed Appl Sci. 2019;7(6):244-253.

5. Konrad A, Močnik R, Nakamura M. Effects of tissue flossing on the healthy and impaired musculoskeletal system: a scoping review. Front Physiol. 2021;12:666129.
6. Bezerra de Morais AT, Cerqueira MS, Moreira Sales R, Rocha T, Galvão de Moura Filho A. Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables. Clin Physiol Funct Imaging. 2017;37:437-441.
7. Cerqueira MS, Kovacs D, França IM, Pereira R, Neto SBN, Nonato RDA, Lemos TMAM, Vieira WHB. Effects of individualized ischemic preconditioning on protection against eccentric exercise-induced muscle damage: a randomized controlled trial. Sports Health. 2021;13(6):554-564.
8. Blanco P. Volumetric blood flow measurement using Doppler ultrasound: concerns about the technique. J Ultrasound. 2015;18(2):201-4.
9. Winchester LJ, Blake MT, Fleming AR, Aguiar EJ, Fedewa MV, Esco MR, Earley RL. Hemodynamic responses to resistance exercise with blood flow restriction using a practical method versus a traditional cuff-inflation system. Int J Environ Res Public Health. 2022;19(18):11548.

CONSIDERAÇÕES FINAIS DA DISSERTAÇÃO

A presente dissertação teve como objetivo apresentar novas perspectivas sobre a RFS, investigando os determinantes da POT e a inserção clínica do TF.

Inicialmente, foi demonstrado que a aplicação da faixa de TF gera uma oclusão significativa do fluxo arterial, com valores localizados dentro da faixa considerada segura e eficaz (40–80% da POT). A mensuração por PPG conferiu objetividade à análise e embasou o uso do TF tanto em contextos clínicos quanto esportivos. Em seguida, a investigação da confiabilidade revelou níveis bons a excelentes de consistência intra e interavaliador, especialmente no membro superior, reforçando o caráter reprodutível da técnica quando aplicada com familiaridade e padronização mínima.

Adicionalmente, foram desenvolvidos modelos preditivos para compreender a POT a partir de variáveis antropométricas e hemodinâmicas. O modelo para o membro inferior incluiu IMC, PPG, percentual de gordura e PAS, sendo o IMC o único preditor significativo. Já o modelo para o membro superior apresentou desempenho superior, incluindo perimetria do braço, PAS, percentual de gordura e comprimento do braço, com os três primeiros variáveis significativas. Em ambos os casos, variáveis morfológicas relacionadas ao volume e à composição de tecidos moles mostraram-se os principais determinantes da POT.

Os achados desta dissertação fortalecem a base científica para o uso racional do TF como possível ferramenta de oclusão vascular, oferecendo dados objetivos sobre sua segurança, reprodutibilidade e aplicabilidade. Os resultados obtidos abrem espaço para investigações futuras voltadas à resposta fisiológica induzida pelo TF, à validação em populações específicas e à aplicação em protocolos terapêuticos e de desempenho.