

Instituto Politécnico de Saúde do Norte – Escola Superior de Saúde do Vale do Ave

Licenciatura em Osteopatia

4º Ano / 2º Semestre

Ano letivo 2020/2021



Efeito imediato das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotársica em dorsiflexão

Trabalho apresentado ao Curso de Licenciatura em Osteopatia do Departamento das Tecnologias de Diagnóstico e Terapêutica do Instituto Politécnico de Saúde – Norte – Escola Superior de Saúde do Vale do Ave, para obtenção do grau de Licenciatura, sob orientação de Rui Lima Lago (MSc)

Orientador: Rui Lima Lago (MSc)

Orientandos: Filipe Nunes Rodrigues / Pedro Jorge Oliveira Cardoso

Vila Nova de Famalicão / Julho / 2021

Ficha de catalogação

Rodrigues, F. N. & Cardoso, P. J. O (2021) *Efeito imediato das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotalar em dorsiflexão* Monografia apresentada ao Departamento das Tecnologias de Diagnóstico e Terapêutica da Escola Superior de Saúde do Vale do Ave do Instituto Politécnico de Saúde do Norte. Vila Nova de Famalicão: s.n. 63p

1. DORSIFLEXÃO; 2. FLEXIBILIDADE; 3. TÉCNICA DE ENCURTAMENTO; 4. TÉCNICA DE ENERGIA MUSCULAR; 5. TENDÃO DE AQUILES.

Declaração de integridade

FILIFE NUNES RODRIGUES número **A25196** estudante da Licenciatura em Osteopatia do Departamento das Tecnologias de Diagnóstico e Terapêutica da Escola Superior de Saúde do Vale do Ave do Instituto Politécnico de Saúde do Norte, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração desta tese. Confirmando que, em todo o trabalho conducente à sua elaboração, não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele).

Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciados ou redigidos com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

Data e assinatura do estudante

Declaração de integridade

PEDRO JORGE OLIVEIRA CARDOSO número **A26422** estudante da Licenciatura em Osteopatia do Departamento das Tecnologias de Diagnóstico e Terapêutica da Escola Superior de Saúde do Vale do Ave do Instituto Politécnico de Saúde do Norte, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração desta tese. Confirmando que, em todo o trabalho conducente à sua elaboração, não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele).

Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciados ou redigidos com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

Data e assinatura do estudante

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus familiares, namorada e amigos, pelo apoio incondicional ao longo do meu percurso acadêmico, pela presença constante e por me manterem sempre prudente nos momentos mais adversos.

Tendo consciência que sozinho nada disto teria sido possível, dedico este trabalho à minha família e aos meus amigos que sempre estiveram presentes ao longo desta caminhada nos bons e nos maus momentos.

Agradecimentos

Pedro Cardoso:

Desejo exprimir os meus agradecimentos a todos aqueles que, de alguma forma, permitiram que esta tese se concretizasse.

Agradeço ao meu orientador, Professor Rui Lago e ao co-orientador Professor Dugally, por toda a orientação, disponibilidade, apoio, e incentivos dados.

Desejo igualmente agradecer ao meu companheiro de tese, Filipe Rodrigues por toda a dedicação, disponibilidade e companheirismo que sempre demonstrou durante a realização deste trabalho, sem nunca permitir que o desalento se instalasse, mesmo quando as coisas corriam menos bem.

Ao Prof. Dr. Victor Castro, quero de uma forma imensa, expressar o meu muito obrigada por tudo. Pela forma que sempre ensinou, ajudou e pelo estímulo que senti a cada aula e a cada dia de estágio, pois esse estímulo fez-me acreditar que tomei a decisão certa ao ingressar no curso.

A todos os Professores que tive durante esta aventura, em especial Professora Flávia Salé, Professora Eduarda Campos, Professora Liliana Ávidos, Professor Rui Lago, Professor José Santos, Professor Tiago Monteiro, agradeço todos os ensinamentos passados e disponibilidade.

Aos meus colegas de turma, quero agradecer a todos o bom convívio, o espírito de entreajuda, as boas discussões e os momentos magníficos, que passámos. Em especial a Cláudia Ferreira, Filipe Rodrigues, José Pedro, Paulo Veloso e Renato Oliveira cujo apoio e amizade estiveram presentes em todos os momentos e espero levar para vida.

E, finalmente agradeço, à minha família:

À minha irmã que foi a pessoa que mais me incentivou a ingressar no curso, e por ser minha irmã.

À minha mãe que me apoiou como sempre nas minhas decisões, por ser modelo de coragem e por vezes acreditar mais em mim do que eu mesmo.

À minha namorada que como sempre me apoiou e ajudou, agradeço ainda a paciência e amor demonstrados em todos os momentos.

A todos os meus sinceros agradecimentos

Filipe Rodrigues:

Desejo manifestar os meus sinceros agradecimentos às pessoas que, diretamente ou indiretamente, contribuíram para o meu percurso ao longo desta licenciatura e apresentação final desta tese.

Ao Mestre Rui Lima de Lago, meu orientador, que me acompanhou ao longo da tese e que sempre se mostrou disponível para esclarecer dúvidas, dar opiniões e apoiar as alterações neste trabalho. Também agradeço pela sua orientação e disponibilidade ao longo do estágio, tendo sido uma fase de aprendizagem muito marcante para mim.

Agradeço de igual forma ao Professor Pierre Michelle Dugailly, co-orientador deste estudo, por toda a orientação, apoio, e incentivos dados ao longo deste trabalho.

Manifesto o meu muito obrigado ao meu companheiro de tese, Pedro Cardoso, pela contribuição e presença na realização deste trabalho mesmo nos momentos mais difíceis e pela amizade contínua que pretendo levar para a vida.

Ao Professor Doutor Victor de Castro, dirijo um agradecimento especial principalmente por me ter encaminhado para esta licenciatura, por todo o conhecimento partilhado e por me ter inspirado a continuar à procura de conhecimento e a acreditar que tudo é possível.

Ficarei eternamente grato a todos os professores do curso especialmente ao Professor José Santos, Professora Eduarda Campos, Professor Rui Lago, Professor Tiago Monteiro, Professora Liliana Ávidos e Professora Flávia Salé pelos conhecimentos e competências que me transmitiram ao longo deste percurso académico, que culminaram na elaboração desta tese.

A todos os colegas de curso, em especial à Sofia Lima, Eduarda Carina, José Pedro, Pedro Cardoso, Cláudia Ferreira, Paulo Veloso e Renato Oliveira pela amizade e pelos momentos inesquecíveis proporcionados.

À minha família, pai, mãe e irmã, em especial, que sempre me apoiaram e mostraram interesse pelo meu trabalho. Foram eles que sempre me ouviram e apoiaram, nos momentos de desânimo e de alento. E por fim aos meus amigos, que sempre se mostraram interessados na tese e me apoiaram incondicionalmente.

Epigrafe

“Há uma diferença muito grande entre saber e acreditar que se sabe. Saber é ciência. Acreditar que se sabe é ignorância. Mas cuidado! Saber mal não é ciência. Saber mal pode ser muito pior que ignorar. Na verdade, sabe-se somente quando se sabe pouco, pois com o saber, cresce a dúvida... que é preciso idolatrar sempre!”
citado de António Abujamra no programa de TV *Provocações* do dia 26 de julho de 2011.

Resumo

No presente trabalho intitulado “Efeito imediato das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotalar em dorsiflexão” pretendemos estudar o efeito imediato de uma técnica de energia muscular relativamente a uma técnica de encurtamento na flexibilidade em dorsiflexão da tibiotalar.

Para a concretização desta investigação foram seleccionados 44 indivíduos assintomáticos do sexo masculino e feminino com idades entre os 18 e os 40 anos da *Escola Superior Vale do Ave*. Estes 44 indivíduos foram divididos de forma randomizada em dois grupos, Grupo 1 e Grupo 2, nos quais constam 22 indivíduos em cada grupo, sendo 11 do género masculino e 11 do género feminino. No Grupo 1 foi aplicada a técnica de encurtamento e no Grupo 2 foi aplicada a técnica de energia muscular.

Relativamente ao método utilizado para a avaliação das amplitudes de dorsiflexão da tibiotalar, foram aplicadas três forças constantes (10N/20N/40N) num suporte para controlar a amplitude de dorsiflexão. As medições foram realizadas em ambos os membros inferiores antes das técnicas, sendo que só foi realizada uma medição final após a aplicação das técnicas no membro inferior dominante.

Em relação aos resultados obtidos, verificou-se uma diminuição da flexibilidade após a aplicação de ambas as técnicas nos 10N/20N/40N de força de medição. Resultados estes que não revelaram ser estatisticamente significativos (10N, $p=0,570$; 20N, $p=0,742$; 40N, $p=0,943$).

No caso da nossa investigação pudemos concluir que os nossos resultados não foram de acordo com a bibliografia existente até à data.

PALAVRAS CHAVE: DORSIFLEXÃO; FLEXIBILIDADE; TÉCNICA DE ENCURTAMENTO; TÉCNICA DE ENERGIA MUSCULAR; TENDÃO DE AQUILES.

Abstract

In the present work entitled "Immediate effect of muscle energy and shortening techniques on tibiotarsal mobility in dorsiflexion", we intend to study the immediate effect of a muscle energy technique compared to a shortening technique on the flexibility in dorsiflexion of the tibiotarsal joint.

To carry out this investigation, 44 asymptomatic male and female individuals aged between 18 and 40 years from Escola Superior Vale do Ave were selected. These 44 individuals were randomly divided into two groups, Group 1 and Group 2, which consist of 22 individuals in each group, being 11 males and 11 females. In Group 1 the shortening technique was applied and in Group 2 the muscle energy technique was applied.

Regarding the method used for the assessment of tibiotarsal dorsiflexion amplitudes, three constant forces (10N/20N/40N) were applied on a support to control the dorsiflexion amplitude. Measurements were performed on both lower limbs before the techniques, and a final measurement was only performed after applying the techniques on the dominant lower limb.

Regarding the results obtained, there was a decrease in flexibility after the application of both techniques in 10N/20N/40N measuring force. These results did not reveal to be statistically significant (10N, $p= 0.570$; 20N, $p= 0.742$; 40N, $p= 0.943$).

In the case of our investigation, we could conclude that our results were not in agreement with the existing bibliography to date.

KEYWORDS: DORSIFLEXION; FLEXIBILITY; SHORTENING TECHNIQUE; MUSCLE ENERGY TECHNIQUE; ACHILLES TENDON.

Índice

Dedicatória.....	V
Agradecimentos	VII
Epigrafe.....	X
Resumo	XI
Abstract	XIII
Índice de Figuras.....	XVIII
Índice de Tabelas	XIX
Índice de Gráficos	XX
Índice de Anexos.....	XXI
Listas	XXIII
1 Introdução.....	25
2 Fundamentação teórica.....	27
2.1 Anatomia muscular	27
2.2 Flexibilidade da articulação tibiotársica	31
2.2.1 Flexibilidade estática	31
2.2.2 Flexibilidade dinâmica.....	32
2.2.3 Fatores que influenciam a flexibilidade.....	32
2.3 Influência do TA na mobilidade da articulação tibiotársica	33
2.3.1 Diagnóstico diferencial	34
2.4 Técnica Energia muscular (Mitchell).....	37
2.4.1 Origem e desenvolvimento	37
2.4.2 Procedimento base.....	37
2.4.3 Mecanismos fasciais.....	38
2.4.4 Tempo de Contração e repetições.....	39

2.5	Técnica de Encurtamento	40
2.5.1	Conceito da técnica de encurtamento	40
2.5.2	Posição de encurtamento com base no efeito Poisson.....	40
2.5.3	Efeitos da contração muscular na técnica de encurtamento	41
2.5.4	Hipótese dos possíveis efeitos da técnica de encurtamento.....	41
3	Metodologia.....	43
3.1	Ética em investigação humana	43
3.1.1	Consentimento informado	44
3.2	Tipo de estudo	44
3.3	Amostra	44
3.3.1	Critérios de inclusão.....	45
3.3.2	Critérios de exclusão.....	45
3.4	Materiais e métodos	45
3.5	Procedimentos.....	49
3.6	Análise estatística	59
4	Resultados.....	61
4.1	Estatística descritiva.....	61
4.1.1	Idade	62
4.1.2	Altura	62
4.1.3	Peso.....	63
4.1.4	Índice de massa corporal (IMC)	63
4.1.5	Categoria de IMC.....	64
4.1.6	Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante antes e após a aplicação de uma das técnicas - medida com uma força de 10 Newtons	65
4.1.7	Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante antes e após a aplicação de uma das técnicas - medida com uma força de 20 Newtons.....	67
4.1.8	Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante antes e após a aplicação de uma das técnicas - medida com uma força de 40 Newtons.....	69

4.1.9	Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante	71
4.1.10	Comparação da flexibilidade em DF dos indivíduos sedentários com os indivíduos ativos	74
4.1.11	Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante entre os 20/40N antes e após a aplicação de uma das técnicas	76
4.1.12	Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante entre os 20/40N antes e após a aplicação de uma das técnicas em indivíduos sedentários e ativos	78
4.1.13	Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante entre os 20/40N antes e após a aplicação de uma das técnicas em ambos os géneros	81
5	Discussão.....	84
5.1	Limitações do estudo	86
6	Conclusão	87
7	Referências bibliográficas.....	89
	Anexos.....	93

Índice de Figuras

Figura 1 - Referências anatômicas musculares do gastrocnêmio retirado de Netter, F. H. (2015). Atlas de Anatomia Humana (6ª ed.). Elsevier.....	28
Figura 2 - Origens e inserções musculares, retirado de Netter, F. H. (2015). Atlas de Anatomia Humana (6ª ed.). Elsevier	29
Figura 3 - Referências anatômicas musculares do solear e plantar delgado, retirado de Netter, F. H. (2015). Atlas de Anatomia Humana (6ª ed.). Elsevier	30
Figura 4 - Representação esquemática dos efeitos neurológicos de uma contração isométrica, retirado de Chaitow, L. (2006) Muscle Energy Techniques (3ª ed.). Churchill Livingstone	38
Figura 5 - Representação esquemática do efeito de Poisson, retirado de Li et al., 2020 ...	41
Figura 6 - Suporte para a avaliação da ADF (vista lateral)	48
Figura 7 - Suporte para a avaliação da ADF (vista frontal)	48
Figura 8 - Suporte para a avaliação da ADF (vista alternativa).....	49
Figura 9 - Esquemática do Procedimento	51
Figura 10 – Esquema do suporte de avaliação da ADF	52
Figura 11 - Medição da ADF no suporte de avaliação utilizando o goniômetro.....	53
Figura 12 - Medição da ADF no suporte de avaliação com aplicação de uma força perpendicular	53
Figura 13 – Técnica de Energia Muscular gastrocnêmio (imagem demonstrativa).....	55
Figura 14 - Técnica de encurtamento do tendão de Aquiles (imagem demonstrativa).....	57
Figura 15 - Esquemática do raciocínio para o cálculo da flexibilidade entre os 20N e 40N.....	58

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Diagnósticos diferenciais (Maffulli et al., 2019; Saini et al., 2015)	35
Tabela 2 - Análise descritiva.....	61
Tabela 3 - Frequências da Categoria de IMC	64
Tabela 4 - Efeitos nos sujeitos com uma força de 10N.....	65
Tabela 5 - Descritivas dos valores de flexibilidade antes e após cada uma das técnicas com uma força de 10N.....	65
Tabela 6 - Efeitos nos sujeitos com uma força de 20N	67
Tabela 7 - Descritivas dos valores de flexibilidade antes e após cada uma das técnicas com uma força de 20N	67
Tabela 8 - Efeitos nos sujeitos com uma força de 40N.....	69
Tabela 9 - Descritivas dos valores de flexibilidade antes e após cada uma das técnicas com uma força de 40N	69
Tabela 10 – Teste de T-Student emparelhado comparando as médias das flexibilidades do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante	71
Tabela 11 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre o membro inferior não dominante e o membro inferior dominante.....	71
Tabela 12 – Comparação da flexibilidade entre a atividade física dos sujeitos.....	74
Tabela 13 – Descritivas da flexibilidade entre indivíduos sedentários e ativos.....	75
Tabela 14 - Efeitos nos sujeitos entre os 20/40N de força.....	76
Tabela 15 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre os 20/40N antes e após cada uma das técnicas.....	76
Tabela 16 - Efeitos nos sujeitos entre os 20/40N de força em indivíduos ativos e sedentários	78
Tabela 17 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre os 20/40N entre indivíduos sedentários e ativos.....	78
Tabela 18 - Efeitos nos sujeitos entre os 20/40N de força entre géneros	81
Tabela 19 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre os 20/40N entre géneros.....	81

Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Dispersão das idades da amostra	62
Gráfico 2 - Dispersão da altura da amostra	62
Gráfico 3 - Dispersão do peso da amostra	63
Gráfico 4 - Dispersão do IMC da amostra	63
Gráfico 5 - Dispersão da categoria de IMC da amostra.....	64
Gráfico 6 – Comparação da flexibilidade entre técnicas com uma força de medição de 10N	66
Gráfico 7 - Comparação da flexibilidade entre técnicas com uma força de medição de 20N	68
Gráfico 8 - Comparação da flexibilidade entre técnicas com uma força de medição de 40N	70
Gráfico 9 - Comparação da média da flexibilidade do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante (10N).....	72
Gráfico 10 - Comparação da média da flexibilidade do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante (20N).....	73
Gráfico 11 - Comparação da média da flexibilidade do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante (40N)	73
Gráfico 12 - Comparação da flexibilidade entre indivíduos sedentários e ativos nas 3 forças de medição (10/20/40N).....	75
Gráfico 13 - Comparação da flexibilidade das técnicas aplicadas entre os 20/40N.....	77
Gráfico 14 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N nos indivíduos ativos e sedentários antes e após a aplicação da TE	79
Gráfico 15 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N nos indivíduos ativos e sedentários antes e após a aplicação da TEM.....	79
Gráfico 16 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N entre géneros antes e após a aplicação da TE.....	82
Gráfico 17 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N entre géneros antes e após a aplicação da TEM.....	82

Índice de Anexos

Anexo I – Carta de pedido de autorização dos alunos.....	XCV
Anexo II – Declaração de consentimento informado	XCVII
Anexo III – Formulário.....	XCVIII
Anexo IV – Grelha de recolha de dados.....	CI

Listas

Abreviaturas

cm - Centímetros

Kg – Quilogramas

m - Metros

N - Newtons

Símbolos

% - Percentagem

® - Marca registada

© - Copyright

α - Alfa (ângulo)

cos – Coseno

Siglas

ADF – Amplitude de DorsiFlexão

DF - DorsiFlexão

IMC – Índice de Massa Corporal

TA – Tendão de Aquiles

TE – Técnica de Encurtamento

TEM - Técnica de Energia Muscular

1 Introdução

A Osteopatia trata-se de uma terapia manual que se baseia no princípio de que a estrutura e a função estão intimamente relacionadas, avaliando os sistemas músculo-esquelético, neurológico e visceral de um indivíduo. É atualmente praticada em mais de 50 países mundialmente (Steel, Peng, Sibbritt, & Adams, 2020).

Apesar da prática generalizada do uso da osteopatia, esta não tem um melhor posicionamento nos sistemas de saúde contemporâneos do mundo devido a lacunas atualmente existentes nas evidências necessárias. A qualidade e a quantidade da pesquisa na área da osteopatia tem avançado nos últimos anos e incluem uma variedade diversificada de interesses de pesquisa, com foco particular na educação e fisiologia aplicada. Todavia, tem-se argumentado que o tratamento osteopático vai para além do tratamento manipulativo isoladamente (Steel et al., 2020).

Sendo de interesse relevante o estudo e avaliação da articulação do tornozelo na osteopatia, Oberlaender, Silva, Nascimento, and Fernando (2010), referem que a articulação do tornozelo constitui uma das articulações com elevados índices de comprometimento da função músculo-esquelética, tendo como origem destes problemas as diminuições de amplitude de movimento e as lesões por entorse.

A Amplitude de DorsiFlexão (ADF) adequada é fundamental para a função apropriada tanto nas atividades da vida diária como no exercício físico (Medeiros & Martini, 2017). A redução da amplitude de movimento articular é a disfunção mais comum em indivíduos fisicamente ativos e pode ser uma predisposição para lesões do foro músculo-esquelético. Existem vários fatores que podem contribuir para a perda de mobilidade em DF, incluindo lesão anterior, baixa flexibilidade e imobilização. Pesquisas realizadas anteriormente referiram que a falta de ADF é um fator predisponente que incrementa a probabilidade de uma grande variedade de lesões no membro inferior (Stanek, Sullivan, & Davis, 2018). A limitação da ADF pode favorecer lesões no tornozelo, joelho e pé, incluindo, entorse do tornozelo, lesão do ligamento cruzado anterior, tendinopatias do tendão de Aquiles (TA), dor no antepé, fascite plantar, tensão do tríceps sural e fraturas de stresse do navicular. ADF limitada pode-se associar a vários fatores, como restrição capsular, rigidez no gastrocnémio e solear,

tecido mole e perda de movimento acessório nas articulações tibioperonial, tibiotalar, subtalar e articulações médio-tarso (Jeon, Kwon, Yi, Cynn, & Hwang, 2015).

Algumas técnicas osteopáticas têm sido utilizadas com eficácia na melhoria de ADF do tornozelo (Beche & Carvalho, 2018). Deste modo, as Técnicas de Energia Muscular (TEM) e técnicas de encurtamento (TE) têm sido utilizadas no contexto de estágio onde se tem verificado resultados positivos. Devido à falta de comprovação científica até à data relativamente à TE (havendo apenas um estudo de Dehiles, Salem, and Klein (2011)) predispusemo-nos a realizar este estudo comparativo entre estas duas técnicas, baseando-nos no efeito *Poisson* para justificar a eficácia da TE.

Com o presente estudo intitulado “Eficácia das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotársica em dorsiflexão” temos como objetivo principal comparar o efeito imediato na flexibilidade em DF da tibiotársica após realização de uma TEM (descrita para o músculo gastrocnémio) relativamente a uma TE (descrita para o TA) em cadeia cinética aberta. Sendo de relevante interesse avaliar a ADF para que possamos converter os resultados de forma a obter a variação da flexibilidade ao longo do movimento e conseqüente comparação dos resultados entre técnicas. Consideramos que a hipótese mais provável será ocorrer um aumento de flexibilidade após a aplicação de ambas as técnicas, com maior relevância na TEM.

Como objetivos secundários pretendemos verificar o efeito imediato de ambas as técnicas na flexibilidade de indivíduos ativos e sedentários, entre géneros e entre a dominância do membro inferior.

2 Fundamentação teórica

A presente revisão da literatura visa a enquadrar o leitor acerca do conhecimento atual das temáticas que constituem esta investigação. Faremos referência à anatomia, flexibilidade, influência do TA na mobilidade da articulação tibiotársica, TEM e TE.

2.1 Anatomia muscular

2.1.1.1 Tríceps sural

O tríceps sural é o grupo muscular que ocupa o compartimento superficial posterior da perna, contendo os músculos gastrocnémio (Figura 1), solear e plantar delgado (Figura 3). A junção do gastrocnémio e solear forma o tendão mais longo e poderoso do corpo humano, TA. O músculo plantar delgado está presente em mais de 90% da população, podendo-se juntar ao gastrocnémio e solear para formar o TA. O gastrocnémio e o plantar delgado agem na articulação do joelho e articulação do tornozelo, o solear age apenas na articulação do tornozelo (Dalmau-Pastor, Fargues-Polo, Casanova-Martinez, Vega, & Golano, 2014; Standring, 2011).

Nos últimos anos, o termo complexo gastrocnémio-solear tem sido utilizado para se referir ao tríceps sural. Embora os autores concordem que o complexo gastrocnémio-solear é um termo mais clínico e que, do ponto de vista funcional, atua como uma unidade única. A Terminologia Anatómica Internacional, estabeleceu o termo tríceps sural para se referir ao grupo formado pelo gastrocnémio e solear (Dalmau-Pastor et al., 2014).

2.1.1.2 Gastrocnémio

O gastrocnémio (Figura 1) compreende 2 feixes, medial e lateral, na sua origem. Ambos os feixes inserem-se proximalmente na região póstero-superior do côndilo femoral correspondente (Figura 2). No entanto, a origem do músculo varia dependendo se é referido o feixe medial ou lateral (Dalmau-Pastor et al., 2014; Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

O feixe medial insere-se numa depressão na porção superoposterior do côndilo medial (atrás do tubérculo adutor) e numa área ligeiramente mais alta da face poplíteia do fémur (logo acima do côndilo medial) (Standring, 2011).

O feixe lateral insere-se na face lateral do côndilo lateral e na porção inferior da linha supracondilar correspondente (Standring, 2011).

No joelho, os dois feixes do gastrocnêmio formam o bordo lateral e medial da extremidade inferior da fossa poplíteia. Na parte superior da perna, os feixes do gastrocnêmio combinam-se para formar um único ventre muscular alongado, que forma grande parte da protuberância de tecido mole identificada como "barriga da perna". Na perna, as fibras musculares do gastrocnêmio convergem com as do solear para formar o TA, que se liga ao calcâneo (Figura 1 e 3). O gastrocnêmio tem como ação a flexão plantar na articulação do tornozelo e também pode realizar flexão da perna na articulação do joelho (Drake et al., 2009).

A vascularização de cada feixe do gastrocnêmio é fornecida pela sua própria artéria sural, artéria essa que provém da artéria poplíteia e emerge normalmente a nível da linha da articulação tibiofemoral. Cada artéria sural entra no feixe do gastrocnêmio correspondente juntamente com o seu nervo, sendo este músculo inervado pelo nervo tibial (Standring, 2011).

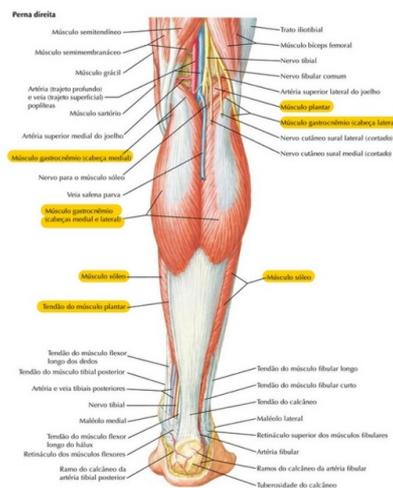


Figura 1 - Referências anatómicas musculares do gastrocnêmio retirado de Netter, F. H. (2015).

Atlas de Anatomia Humana (6ª ed.). Elsevier

2.1.1.3 Solear

O solear (Figura 3) trata-se de um músculo largo e achatado que se encontra profundamente ao gastrocnêmio e plantar delgado e superficialmente aos músculos do compartimento posterior profundo (tibial posterior, flexor longo dos dedos, flexor longo do halux) (Dalmau-Pastor et al., 2014).

Tem origem nas extremidades proximais do perônio e tibia (Figura 2) assim como no ligamento tendinoso. Ligamento esse que compreende a distância entre a tibia e a perônio (o arco solear), curvando-se sobre os vasos poplíteos e o nervo tibial. Na parte inferior da perna o tendão do musculo solear torna-se mais estreito e mais espesso para se juntar ao tendão do gastrocnêmio e formar o TA (Figura 3) (Drake et al., 2009; Standring, 2011).

O músculo solear é suprido por duas artérias principais: a artéria superior surge na fossa poplíteia (aproximadamente ao nível do arco solear) e a artéria inferior surge na parte proximal da artéria peronial e, algumas vezes, na artéria tibial posterior. Pode ocorrer um suprimento secundário derivado dos vasos sural lateral, peronial ou tibial posterior. Há também um plexo venoso dentro do ventre muscular (Standring, 2011).

O solear contribui para a flexão plantar do pé na articulação do tornozelo juntamente com o gastrocnêmio e o plantar delgado, sendo inervado pelo nervo tibial (Drake et al., 2009).

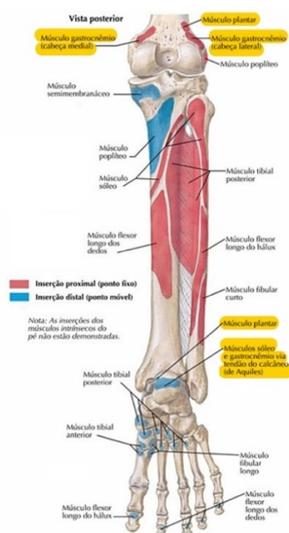


Figura 2 - Origens e inserções musculares, retirado de Netter, F. H. (2015). Atlas de Anatomia Humana (6ª ed.). Elsevier

2.1.1.4 Tendão de Aquiles

O TA (Figura 3) é considerado o tendão mais forte e espesso do corpo humano, originando-se a cerca da região média da parte posterior da perna. Funde-se com o músculo gastrocnêmio proximalmente e também recebe fibras musculares do músculo solear praticamente até a sua parte mais distal, inserindo-se na superfície postero-medial do calcâneo (Doral et al., 2010; Standring, 2011)

Segundo Apaydin (2009) citado por Doral et al. (2010):

“O comprimento médio do TA é de 15 cm e varia de 11 a 26 cm. A largura média do TA é de 6,8 cm (4,5–8,6 cm) na sua origem, tornando-se gradualmente mais fino na seção média tendo cerca de 1,8 cm (1,2–2,6 cm). Então, torna-se mais arredondado até aproximadamente 4 cm acima do calcâneo antes de se expandir. A largura média do TA é de 3,4 cm (2,0–4,8 cm) na sua inserção até o ponto médio da superfície posterior do calcâneo”.

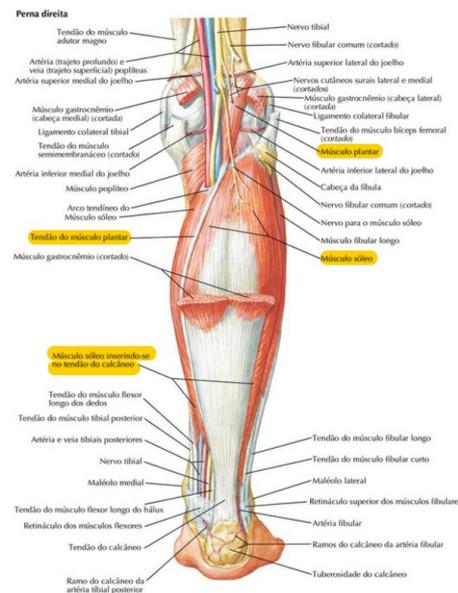


Figura 3 - Referências anatômicas musculares do solear e plantar delgado, retirado de Netter, F. H. (2015). Atlas de Anatomia Humana (6ª ed.). Elsevier

2.2 Flexibilidade da articulação tibiotársica

A flexibilidade é definida segundo Kisner and Colby (2012) como:

“... a capacidade de mover uma única articulação ou série de articulações suavemente e facilmente por meio de uma amplitude de movimento não restrita e sem dor. O comprimento do músculo em conjunto com a integridade da articulação e a extensibilidade dos tecidos moles peri-articulares determinam a flexibilidade. A flexibilidade está relacionada com a extensibilidade da unidade músculo-tendão que cruza uma articulação, com base na sua capacidade de relaxar ou deformar e ceder a uma força de alongamento.”.

Acredita-se que a flexibilidade está relacionada com o desempenho atlético e com a incidência de lesões musculares, apesar dos resultados das pesquisas serem ambíguos nestes aspetos. Normalmente a flexibilidade é avaliada medindo a amplitude máxima de movimento articular, no entanto também pode ser medida a partir da relação entre o ângulo e o torque passivo da articulação. Numa posição com o joelho em extensão, a amplitude de movimento de DF é de 10°, com o joelho fletido a amplitude é de 30°. Isto acontece devido ao relaxamento do TA, sendo a amplitude de flexão plantar de 30°. A DF é caracterizada por uma posição de fechamento, com congruência e tensão ligamentar máxima. A amplitude mínima de movimento da articulação do tornozelo conforme necessário para locomoção normal é 10° de DF e 20° de flexão plantar (Abboud, 2002; Kawakami, Kanehisa, & Fukunaga, 2008; Standring, 2011).

2.2.1 Flexibilidade estática

A flexibilidade estática é a amplitude de movimento articular ocorrida geralmente com o músculo relaxado. No entanto, é considerada subjetiva visto que vai depender do avaliador assim como da tolerância do paciente ao alongamento (Nuzzo, 2019).

2.2.2 Flexibilidade dinâmica

Ao contrário da flexibilidade estática, a flexibilidade dinâmica é, por sua vez mais objetiva visto que vai depender da rigidez da união músculo-tendão numa amplitude de movimento articular normal avaliada com sensores de força (Nuzzo, 2019).

2.2.3 Fatores que influenciam a flexibilidade

Tem sido considerado que a flexibilidade articular é influenciada por estruturas músculo-tendinosas que rodeiam a articulação em causa, sendo afetada por todas as estruturas localizadas dentro e sobre a articulação, incluindo a pele, músculos, tendões, fáscia, tecido subcutâneo, ligamentos, cápsula articular e cartilagem. Estas estruturas músculo-tendinosas são conhecidas por conterem características elásticas (são alongadas por forças externas e voltam ao seu comprimento inicial após a remoção da força aplicada) (Chino & Takahashi, 2018; Kawakami et al., 2008).

Segundo Gajdosik, Vander Linden, and Williams (1999), o termo “diminuição de flexibilidade” ou “aumento de rigidez”, está relacionado com a diminuição de amplitude articular de movimento que pode ser devida ao encurtamento dos músculos consequentemente ao envelhecimento. Portanto, quanto maior for a rigidez articular, menor será a flexibilidade e esta diminuição pode ser verificada tanto em homens como em mulheres com o avanço da idade.

Outro fator que pode influenciar a flexibilidade é as diferenças entre géneros, sendo que num estudo realizado por Chino and Takahashi (2018) foi verificada que a rigidez muscular e rigidez passiva da articulação do tornozelo é mais elevada em homens do que em mulheres numa posição anatómica neutra e em 20° de DF. Um outro estudo de Intziagianni, Cassel, Hain, and Mayer (2017) referiu que no alongamento do TA, as mulheres apresentaram uma menor rigidez tendinosa em comparação com os homens, deste modo demonstrando uma maior deformação com forças menores, o que indicou um tendão mais flexível.

2.3 Influência do TA na mobilidade da articulação tibiotársica

Uma variedade de deformidades, anormalidades e atividades podem colocar cargas no TA que já está para além da sua capacidade de se regenerar, resultando em degeneração e danos à fibra interna do tendão. No caso de ocorrerem estas alterações a nível do TA, independentemente da força do músculo tríceps sural, existe possibilidade de se verificarem consequências biomecânicas importantes que surgem durante a marcha. Estudos prévios relataram que uma alteração da conformidade do TA afeta substancialmente o trabalho mecânico do músculo gastrocnémio, assim como o consumo de energia metabólica e magnitude/tempo de geração de energia na articulação do tornozelo. Todavia, os efeitos de conformidade do TA no desempenho do músculo gastrocnémio diferem daqueles no músculo solear devido às suas diferenças na sua função e cinemática (Dayton, 2016; Orselli, Franz, & Thelen, 2017)

Uma melhor compreensão dos efeitos da conformidade do TA é necessária, dadas as mudanças importantes no comportamento mecânico do tendão vistas com a idade, lesões e doença (Orselli et al., 2017) .

Segundo van der Vlist, Breda, Oei, Verhaar, and de Vos (2019) num estudo anteriormente realizado foi descoberto que uma DF limitada da articulação do tornozelo ($<11,5^\circ$) com o joelho em extensão está associada com a tendinopatia do TA em comparação com uma DF normal da articulação do tornozelo ($11-15^\circ$).

Existem várias lesões relativas ao TA e dos tecidos circundantes. Relativamente ao próprio tendão fazem parte a tendinopatia do TA e roturas completas ou parciais (Čretnik, 2012).

A tendinopatia do TA é caracterizada por dor, edema no tendão e ao redor dele e desempenho prejudicado principalmente decorrente do uso excessivo, mas também frequentemente apresentado em pacientes de meia-idade com excesso de peso sem histórico de atividade física. É uma causa comum de incapacidade em muitos atletas devido às demandas funcionais intensas, contínuas e prolongadas impostas ao TA, havendo uma incidência 10 vezes superior nesta lesão relatada em corredores em comparação com outros indivíduos da mesma idade. A taxa de prevalência da tendinopatia do TA em corredores é relatada como 7% a 9%, e tão alta como 18,5% numa população de atletas participantes

na ultramaratona. Esta condição não é exclusiva aos corredores, sendo que também é comum entre atletas praticantes de desportos com raquete, futebol, atletismo e vôlei. No entanto, deve-se notar que um terço de todos os pacientes com tendinopatia do TA têm um estilo de vida sedentário. Atualmente a incidência e prevalência da tendinopatia do TA noutras populações permanecem por estabelecer, embora as condições tenham sido correlacionadas com artropatias soronegativas (Longo, Ronga, & Maffulli, 2009; Maffulli, Longo, Kadakia, & Spiezia, 2019; Scholes et al., 2017; van der Vlist et al., 2019).

Do ponto de vista clínico, a tendinopatia do TA pode ser classificada em dois tipos, tendinopatia de insercional e não-insercional, devendo ser diferenciadas uma vez que são dois distúrbios distintos com diferentes opções de fisiopatologia e com diferentes abordagens de tratamento. Outros sinónimos para tendinopatia não-insercional são a tendinopatia da porção média e tendinopatia do corpo principal do TA. Deste modo o tendão médio e a porção insercional são morfologicamente/fisiologicamente/funcionalmente diferentes no estado normal, sendo que no caso do início da patologia as alterações da matriz celular são indistinguíveis, parecendo a mesma patologia (Maffulli et al., 2019; van der Vlist et al., 2019)

2.3.1 Diagnóstico diferencial

Um diagnóstico mais inclusivo deve ser considerado, podendo ser classificado em origens vasculares, neurológicas, músculo-esqueléticas (Tabela 1) (Saini, Reb, Chapter, & Daniel, 2015).

Tabela 1 - Diagnósticos diferenciais (Maffulli et al., 2019; Saini et al., 2015)

Diagnóstico	Características patofisiológicas	História clínica	Exame físico	Exame imagiológico
Rutura aguda do tendão de Aquiles	Rotura repentina da porção medial	Dor repentina na zona posterior do tornozelo frequentemente acompanhada por um "pop" audível; mais comum em atletas	Dor difusa; edema e equimose sobre o tendão de Aquiles; diminuição da força de flexão-plantar; falha tendinosa palpável; teste Thompson positivo	Ressonância magnética ou ecografia
Rutura crônica do tendão de Aquiles	Rutura 4-6 semanas após a lesão	Dor vaga na zona posterior do calcâneo com início algumas semanas antes; fase de propulsão enfraquecida na marcha; dificuldade em subir escadas	Sensibilidade aumentada sobre o tendão de Aquiles; diminuição da força de flexão plantar; DF passiva aumentada; teste de Thompson positivo	Ressonância magnética ou ecografia
Tendinose insercional do tendão de Aquiles	Processo degenerativo na inserção no calcâneo	Dor posterior no calcanhar que piora ao levantar ou após descanso	Edema ao longo do tendão; dor à palpação na inserção no calcâneo; esporão posterior do calcâneo (deformidade de Haglund)	Não recomendado
Tendinose não insercional do tendão de Aquiles	Degeneração Intratendínea	Dor no início e no fim da atividade física; menor desconforto entre atividades	Dor à palpação da porção medial do tendão; sensibilidade com flexão-plantar e DF	Não recomendado
Paratendinite	Degeneração vascular do paratenon ao redor do tendão de Aquiles	Dor leve e surda em repouso que piora com atividade; comum em corredores de longa distância	Sensibilidade ao longo do tendão de Aquiles; Dor com flexão plantar resistida	Não recomendado

Doença de Sever	Apofisite de tração calcânea	Os pacientes reclamam de dor relacionada com atividade	Sensibilidade localizada e edema no local de inserção do tendão de Aquiles	Rx, Ressonância magnética, ecografia
Ossificação do tendão de Aquiles		Dor e dificuldade a andar	Pode ser totalmente silencioso. O Royal London teste é negativo.	Rx, Ressonância magnética, ecografia

2.4 Técnica Energia muscular (Mitchell)

2.4.1 Origem e desenvolvimento

As TEM tiveram origem na medicina osteopática nos Estados Unidos nos anos 1940-1950, e foram desenvolvidas por dois médicos osteopatas Fred Mitchell, Sr. E Fred Mitchell, Jr., baseando-se em métodos anteriormente desenvolvidos por Ruddy. Estas técnicas incluem um grupo de métodos que envolvem contrações isométricas/excêntricas isotônicas para reduzir a dor, mobilizar articulações com limitação da amplitude articular, alongar músculos rígidos e, fásia e melhorar a drenagem linfática (Chaitow, 2017; Fryer, 2011; Thomas, Cavallaro, Mani, Bianco, & Palma, 2019).

Com o passar dos anos vários autores contribuíram para o desenvolvimento das TEM efetuando estudos com o objetivo de comprovar a eficácia destas técnicas, dos quais se destacam Thomas Jefferson Ruddy DO (1962), Edward Stiles DO (2012), R.E. Kappler DO (2003), Karel Lewit MD (2009), John Goodridge DO (1981), Gary Fryer PhD (2013), DO. Estes autores propuseram formas diferentes para a realização das técnicas assim como teorias para explicar a sua eficácia baseando-se numa variedade de mecanismos biomecânicos e neurológicos, incluindo proprioção alterada, hipoalgesia e mudanças nos fluidos tecidulares (Chaitow, 2017).

2.4.2 Procedimento base

Segundo Chaitow (2017) a TEM padrão inclui sempre a identificação de uma barreira de resistência de um músculo ou de uma articulação que é identificada a partir de uma resistência num movimento específico. Após identificada a barreira de resistência será feita uma contração isométrica ou por vezes excêntrica isotônica um pouco antes da barreira de resistência na direção da barreira ou no sentido oposto. Relativamente às contrações, estas poderão ser rítmicas de curta duração ou contrações sustentadas de 5 a 7 segundos. Após as contrações isométricas sustentadas ou rítmicas os tecidos serão levados a uma nova barreira de restrição em alongamento.

2.4.3 Mecanismos fasciais

Os mecanismos não são atualmente conhecidos, no entanto acredita-se estarem envolvidos com mecanismos modulatórios centrais e periféricos, como ativação de mecanoreceptores articulares e ativação muscular. O principal mecanismo fisiológico proposto para as TEM envolve dois princípios gerais: relaxamento pós isométrico e alterações das propriedades viscoelásticas miofasciais (Fryer, 2011).

2.4.3.1 Relaxamento pós isométrico

Vários autores sugeriram que as TEM produzem um efeito de relaxamento muscular após uma contração isométrica em resposta a um reflexo neurológico, sendo teorizado que a contração isométrica provoca excitação dos órgãos tendinosos de Golgi por via das fibras aferentes Ib, estimulando o inter-neurónio que por sua vez libera o mediador inibitório do moto neurónio alfa promovendo relaxamento muscular (Figura 4) (Costa, Ferreira, Almeida, Mendonça, & Fortes, 2009; Thomas et al., 2019).

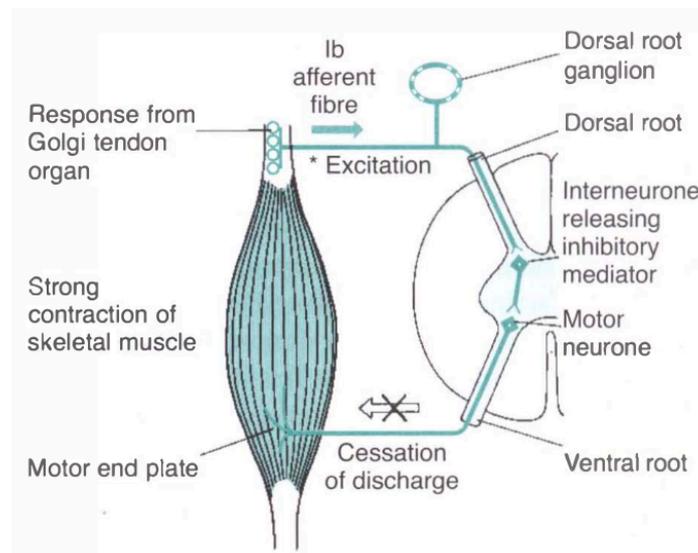


Figura 4 - Representação esquemática dos efeitos neurológicos de uma contração isométrica, retirado de Chaitow, L. (2006) Muscle Energy Techniques (3ª ed.). Churchill Livingstone

2.4.3.2 Alterações das propriedades viscoelásticas miofasciais

A viscoelasticidade está relacionada com os componentes viscosos (fluidos/gel) e com as propriedades elásticas do tecido conjuntivo (Chaitow, 2017).

Segundo Lederman, Breen, Hartman, and Newham (1997) existem dois arranjos distintos de tecido conjuntivo: fibras elásticas paralelas (paralelas às fibras musculares) e fibras mais rígidas em série (também paralelas às fibras musculares, no entanto localizadas principalmente nas junções tendinosas). Foi proposto que o alongamento passivo por si só tem influência no alongamento das fibras paralelas, tendo, no entanto, pouco efeito sobre as fibras em série. No caso das fibras em série com a aplicação de uma contração isométrica haverá uma mudança plástica/viscoelástica para além do que seria alcançado apenas com um alongamento passivo.

No caso da aplicação das TEM para aumentar a extensibilidade e alongamento do tecido miofascial, parece haver uma alteração da mecanotransdução de fibroblastos, alteração autonómica mediada na dinâmica de fluido extracelular e a propriedade plástica/viscoelástica do tecido. Porém poucas mudanças duradouras nas propriedades do musculo humano foram observadas (Fryer, 2011).

2.4.4 Tempo de Contração e repetições

Até à data ainda não foi padronizado o tempo de contração e número de repetições utilizadas nas TEM, no entanto, têm sido feitas várias propostas neste âmbito em diversas pesquisas. Greenman em 1996, preconiza 3 repetições de contração resistida de 3-7 segundos para produzir o efeito terapêutico adequado. Porém, alguns autores referem contrações de 5 segundos, 5 e 10 segundos, 6 e 12 segundos, 13 e 20 segundos. No entanto foi referido que uma contração de 5 segundos aparentou ser mais eficaz que uma contração de 20 segundos (Fryer & Ruszkowski, 2004).

2.5 Técnica de Encurtamento

2.5.1 Conceito da técnica de encurtamento

Numa TE o músculo em questão é encurtado ao máximo. De seguida é solicitado ao paciente que resista a uma força oposta aplicada pelo praticante com uma contração muscular preferencialmente máxima (contração isométrica) de sete a dez segundos. No caso de o paciente referir dor ou ter uma lesão associada, a força de contração será adaptada. Devido à falta de estudos realizados até à data relativamente à TE, utilizaremos como base de explicação o efeito de *Poisson* (para a posição de encurtamento máxima) assim como os efeitos da contração muscular.

2.5.2 Posição de encurtamento com base no efeito Poisson

O efeito de *Poisson* trata-se de uma contração perpendicular natural de um tecido em resposta a uma tensão de alongamento de tração (Figura 5a), sendo quantificada como o coeficiente de *Poisson* do material. No cenário de um vaso sanguíneo verifica-se o efeito *Poisson* com o encurtamento do segmento, provocando consequentemente o aumento do seu diâmetro. O efeito contrário é verificado no caso da aplicação de uma tensão de alongamento provocando uma diminuição do diâmetro do vaso (Figura 5b) (Li et al., 2020; Wheatley, Odegard, Kaufman, & Haut Donahue, 2018).

Estudos anteriores referem que quando um tendão é alongado/estirado devido a uma força muscular os vasos sanguíneos dentro do tendão esticam e afinam, promovendo a diminuição do suprimento sanguíneo. Como possíveis consequências a diminuição do suprimento sanguíneo no tendão esta relacionada com a sua degeneração, sendo que grande parte dessa vascularização é suprimida através dos vasos que englobam o tendão. Sabe-se que a circulação sanguínea a nível do tendão é considerada importante para a sua regeneração, assim sendo é necessário um amplo fornecimento sanguíneo para a sua restauração e tratamento (Kubo, 2015; Kubo, Ikebukuro, Tsunoda, & Kanehisa, 2008).

Relativamente à função fisiológica do musculo esquelético, também ocorrem alterações no consumo de oxigénio e do fluxo sanguíneo, que pode ser alterado como consequência de uma patologia. Portanto o acúmulo de substâncias álgicas em tecido lesado e consequentes

dores musculares podem estar relacionadas com o déficit da perfusão do fluxo sanguíneo muscular (Souza-Silva, Christensen, Hirata, Larsen, & Graven-Nielsen, 2017).

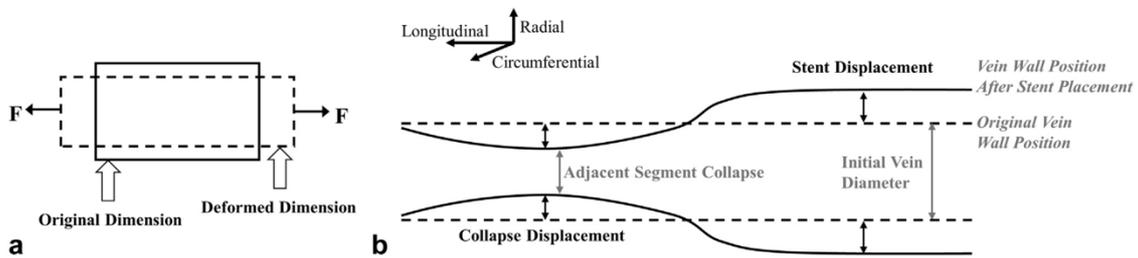


Figura 5 - Representação esquemática do efeito de Poisson, retirado de Li et al., 2020

2.5.3 Efeitos da contração muscular na técnica de encurtamento

Wigmore, Propert, and Kent-Braun (2006) e Paiziev, Wolf, and Kerimov (2017) referem que numa contração muscular quanto maior for a intensidade da contração maior será a pressão intramuscular provocando oclusão do fluxo sanguíneo. No entanto num estudo realizado por McNeil, Allen, Olympico, Shoemaker, and Rice (2015) foi verificado que o fluxo sanguíneo não é ocluído mesmo quando aplicada uma contração muscular máxima sustentada, por outro lado verificou que o fluxo sanguíneo aumentou no repouso após a contração.

Após uma contração muscular são libertadas substâncias vasoativas (acetilcolina, adenosina, óxido nítrico) provocando uma dilatação dos vasos sanguíneos (Wigmore et al., 2006).

Kubo et al. (2008), observou também, um aumento do fluxo sanguíneo no TA durante contrações musculares repetidas. Kubo em 2001, demonstrou haver redução da rigidez do TA após fortes contrações isométricas.

2.5.4 Hipótese dos possíveis efeitos da técnica de encurtamento

Consideramos que com a presente pesquisa bibliográfica existam possíveis efeitos devido ao aumento da vascularização local a nível da estrutura músculo-tendinosa que é encurtada e contraída. Portanto, poderá ser um método fundamental para o tratamento de lesões degenerativas dos tecidos devido à falta de suprimento sanguíneo.

Neste estudo pretendemos verificar se ocorre um aumento da flexibilidade causada por uma possível diminuição da rigidez devido ao aumento da vascularização local, provocada pela aplicação de uma TE.

3 Metodologia

Este capítulo consiste na abordagem das questões metodológicas necessárias para a elaboração do presente estudo.

A metodologia consiste em definir os meios para realizar a investigação. Nesta fase o investigador elabora os métodos utilizados para verificar as hipóteses ou obter as respostas às questões de investigação, escolhendo o desenho apropriado, definindo a população, determinando os instrumentos necessários, mais adequados e fiéis, com a finalidade de obter qualidade e credibilidade dos resultados (Fortin, 2003, 2009).

3.1 Ética em investigação humana

Segundo Fortin (1999):

“A ética no seu sentido mais amplo, é a ciência da moral e a arte de dirigir a conduta. De forma geral, a ética é o conjunto de permissões e de interdições que têm um enorme valor na vida dos indivíduos e em que estes se inspiram para guiar a sua conduta.”

Como a investigação aplicada aos seres humanos pode causar danos aos seus direitos e liberdades, é importante tomar as medidas necessárias para proteger estes indivíduos que são participantes das investigações. Portanto, para que isto seja possível, foram definidos cinco princípios ou direitos fundamentais aplicáveis aos seres humanos pelos códigos de ética: o direito à autodeterminação, o direito à intimidade, o direito ao anonimato e à confidencialidade, o direito à proteção contra o desconforto e o prejuízo e o direito a um tratamento justo e equitativo (Fortin, 1999).

Um dos códigos éticos na investigação requer a utilização de um consentimento informado, pois todos os sujeitos na pesquisa têm o direito de serem informados com respeito acerca do que se trata a investigação, assim como das consequências dos experimentos nos quais participam (Denzin & Lincoln, 2006).

3.1.1 Consentimento informado

No presente trabalho para efetuarmos a recolha de dados, será realizado um pedido de autorização formal através da declaração de consentimento informado, a “Declaração de Helsínquia”.

Cada participante será informado previamente com uma linguagem clara acerca do que se trata este estudo, como se irá realizar e em que consiste a sua participação para que possam decidir livremente em participar. De seguida será apresentada a declaração de consentimento informado que terá que ser assinada pelos participantes para que possam fazer parte da investigação.

3.2 Tipo de estudo

Este estudo é do tipo quase experimental e quantitativo, que segundo Fortin (2003), é uma colheita sistemática de dados observáveis e quantificáveis, com o objetivo de contribuir para o desenvolvimento e validação da informação.

Trata-se de um estudo comparativo entre duas técnicas osteopáticas, TEM e TE, onde após a sua aplicação se verifica qual destas tem mais influência no incremento da DF da tibiotársica. Comparamos e controlamos várias variáveis que se relacionaram com o objetivo do nosso estudo de modo a evitar o máximo possível a contaminação por fatores externos. Portanto, recorreremos a um formulário de modo a selecionar os indivíduos que se adequem melhor ao nosso estudo.

3.3 Amostra

Segundo Fortin (1999):

“A amostra é um subconjunto de uma população ou de um grupo de sujeitos que fazem parte de uma mesma população. É, de qualquer forma, uma réplica em miniatura da população alvo(...). Deve ser representativa da população visada, isto é, as características da população devem estar presentes na amostra selecionada.”

Na amostra para o estudo foram selecionados 44 indivíduos assintomáticos do sexo masculino e feminino com idades entre os 18 e os 40 anos da *Escola Superior Vale do Ave (ESSVA)*, que obedeceram aos seguintes fatores de inclusão e exclusão.

3.3.1 Critérios de inclusão

- Indivíduos com idades compreendidas entre os 18-40 anos;
- Indivíduos saudáveis sem antecedentes médicos.

3.3.2 Critérios de exclusão

- Histórico de rotura do tendão de Aquiles;
- Indivíduos com sequelas sintomáticas;
- Indivíduos com histórico de fratura do tornozelo;
- Indivíduos diabéticos;
- Indivíduos com patologias reumatológicas;
- Histórico de cirurgia lombar /pélvica e nos membros inferiores;
- Indivíduos com patologias neurológicas;
- Indivíduos com antecedentes de pé boto;

3.4 Materiais e métodos

Segundo Fortin (2003):

“... os dados podem ser colhidos de diversas formas junto dos sujeitos. Cabe ao investigador determinar o tipo de instrumento de medida que melhor lhe convém ao objeto de estudo, às questões de investigação colocadas ou às hipóteses formuladas.”.

Foram utilizados vários instrumentos de medição e avaliação para a elaboração desta investigação, dos quais se destacam: formulário, cronómetro, goniómetro G-pro©, dinamómetro digital genérico, duas marquesas da marca Quirumed® e um suporte para medição da ADF. Para além dos materiais supracitados, foram utilizados dois biombos de forma a separar a sala em duas partes, sendo uma das partes da sala para a avaliação das medições e a outra para a aplicação das técnicas. Deste modo evitamos que o avaliador das

amplitudes pudesse observar qual das técnicas foi aplicada, evitando qualquer influência no estudo.

Relativamente ao formulário, este foi pré-elaborado no *Google Forms* (Anexo III) com as seguintes questões: nome, idade, altura, peso, antecedentes médicos com os fatores de exclusão pré-determinados e atividade física (frequência e tipo de desporto).

A idade foi recolhida de forma a excluirmos indivíduos com idade superior a 40 anos devido a ser verificada uma diminuição da DF a partir desta idade (Gajdosik et al., 1999).

A altura e o peso foram recolhidos para que se pudesse calcular o IMC ($\text{Altura}/\text{Peso}^2$), pois segundo Macchi, Spezia, Elli, Schiaffini, and Chisari (2020), a obesidade é um fator de risco para tendinopatias e rotura dos tendões.

O membro inferior dominante foi questionado pois neste trabalho apenas pretendemos estudar o efeito das técnicas no membro inferior dominante.

Relativamente aos antecedentes médicos, pretendemos saber se os indivíduos que participaram no estudo já tiveram uma intervenção cirúrgica ou uma patologia de base. Todos esses indivíduos foram excluídos porque o objetivo desta investigação foi verificar a amplitude de DF normal em indivíduos saudáveis.

A atividade física (frequência e tipo de desporto) foi considerada ser uma questão importante visto que podem estar associadas lesões ao TA devido ao seu sobre uso excessivo em desportos de corrida e salto (Silbernagel, Hanlon, & Sprague, 2020). No entanto nós não consideramos a atividade física um critério de inclusão/exclusão, simplesmente nos ajudou a associar se o sujeito tinha uma possível lesão no tendão.

O cronómetro foi usado neste trabalho para contabilizar o tempo de contração e relaxamento durante a aplicação de ambas as técnicas. Para esta finalidade utilizamos o cronómetro do iPhone Xs Max (Apple Inc., California, CA, USA).

Para a avaliação das amplitudes de DF utilizamos um goniómetro, que é um dispositivo que mede um ângulo ou permite avaliar a rotação de um determinado objeto. Na área da ortopedia, o goniómetro serve para avaliar e medir amplitude articular (Gandbhir & Cunha, 2021). O goniómetro usado neste estudo foi de uma aplicação G-pro© (versão grátis; descarregada da Apple's App Store; <https://apps.apple.com/pt/app/goniómetro->

[pro/id646925503](https://doi.org/10.11606/S1678-98892019052831)) e foi instalada noutra iPhone Xs (Apple Inc., California, CA, USA) só com a finalidade de servir como goniómetro.

Outra variável que pretendemos controlar foi a força aplicada durante a avaliação da DF, pois quisemos evitar que a força aplicada pudesse ter influência durante o teste de amplitude. Para isto utilizamos um dinamómetro digital de marca genérica, que segundo Garofolini et al. (2019), é sugerido para medir diretamente a força muscular aplicada.

O suporte de medição da ADF (Figura 6) foi um objeto construído por nós com o propósito de nos auxiliar na medição da amplitude do tornozelo com maior fiabilidade. Este suporte foi construído em madeira contendo uma plataforma para o “chão” (77cmx25cm) de forma a suportar a coxa e perna do paciente, onde foram instaladas quatro abraçadeiras para fixar a coxa e a perna. Uma base de apoio para o pé foi utilizada e fixada perpendicularmente à plataforma anteriormente referida com um sistema de dobradiça (32cmx25cm) com a função de permitir movimento e de dar suporte para a planta do pé. Procedemos à mesma estratégia anteriormente referida de fixação com duas abraçadeiras para fixar o pé, sendo que o goniómetro foi fixado na face posterior desta mesma base de apoio. O dinamómetro foi fixado numa estrutura de forma retangular com dois pilares (também construídos em madeira) fixados na lateral da plataforma que suporta a coxa e a perna (localizados a 17cm distais da plataforma de suporte da coxa e perna com 32cmx5cmx2cm) e com outra peça de madeira ligando os dois pilares superiormente (29cmx5cmx2cm) formando assim a estrutura de forma retangular. Esta região tem o propósito de servir de passagem para o fio (com um furo a meio da peça de madeira superior) (Figura 7 e 8) que liga distalmente à base de apoio do pé ao dinamómetro, com o objetivo de evitar alterações no ângulo da aplicação da força. Entre o dinamómetro e a base de apoio encontra-se então um fio que provoca retração da mesma sob ação do dinamómetro para que a DF ocorra.



Figura 6 - Suporte para a avaliação da ADF (vista lateral)



Figura 7 - Suporte para a avaliação da ADF (vista frontal)



Figura 8 - Suporte para a avaliação da ADF (vista alternativa)

3.5 Procedimentos

Inicialmente foi feito o pedido para realização do estudo ao Instituto Superior de Saúde Vale do Ave (Anexo I), do qual recebemos resposta positiva.

Posteriormente foi informado aos participantes do estudo todas as suas condições, tendo estes que assinar a declaração de consentimento informado (Anexo II). Só fizeram parte do estudo os sujeitos que concordaram e assinaram, podendo desistir a qualquer momento sem qualquer compromisso e com garantia da confidencialidade dos dados recolhidos.

Desta forma o presente trabalho teve lugar nas instalações da Escola Superior Vale do Ave, numa sala com luz natural e a uma temperatura controlada de 22°C, junto com o nosso orientador e com todos os participantes do estudo.

Primeiro, foi realizado um ensaio com 5 indivíduos, 2 do género feminino e 3 do género masculino. Este ensaio consistiu em medirmos a amplitude de DF dos indivíduos no suporte de ADF em 3 momentos distintos, a primeira foi realizada de manhã por volta das 9H, a segunda 1H depois, a terceira 3 dias depois e foi realizado da seguinte forma:

- O participante foi posicionado no suporte de medição da ADF em decúbito dorsal com o joelho do membro inferior dominante em extensão e o tornozelo a 90° com a planta do pé apoiada na base de sustentação;
- A coxa, perna e pé foram fixadas com abraçadeiras de forma a evitar movimento durante as medições;
- De seguida, foram aplicadas três forças controladas com o dinamómetro, sendo a primeira de 10N, a segunda de 20N e a terceira de 40N com tração no fio que está preso na base de sustentação do pé de forma a provocar DF;
- Foi utilizada a aplicação G-pro© num iPhone Xs como goniómetro para medir a ADF;
- Este procedimento foi repetido 3 vezes em cada indivíduo;
- O objetivo deste ensaio foi verificar se existe reprodutibilidade na recolha de dados sendo comparadas todas as 3 amplitudes registadas de cada indivíduo de forma a verificar se não existe variabilidade entre os dados registados.

Após o ensaio realizado não foi verificada uma variabilidade relevante entre os dados registados, dando sustentabilidade para a recolha de dados dos sujeitos para a investigação. Deste modo, após permissão foram recolhidos todos os dados dos sujeitos através do formulário (Anexo III) de forma a reunirmos os participantes indicados.

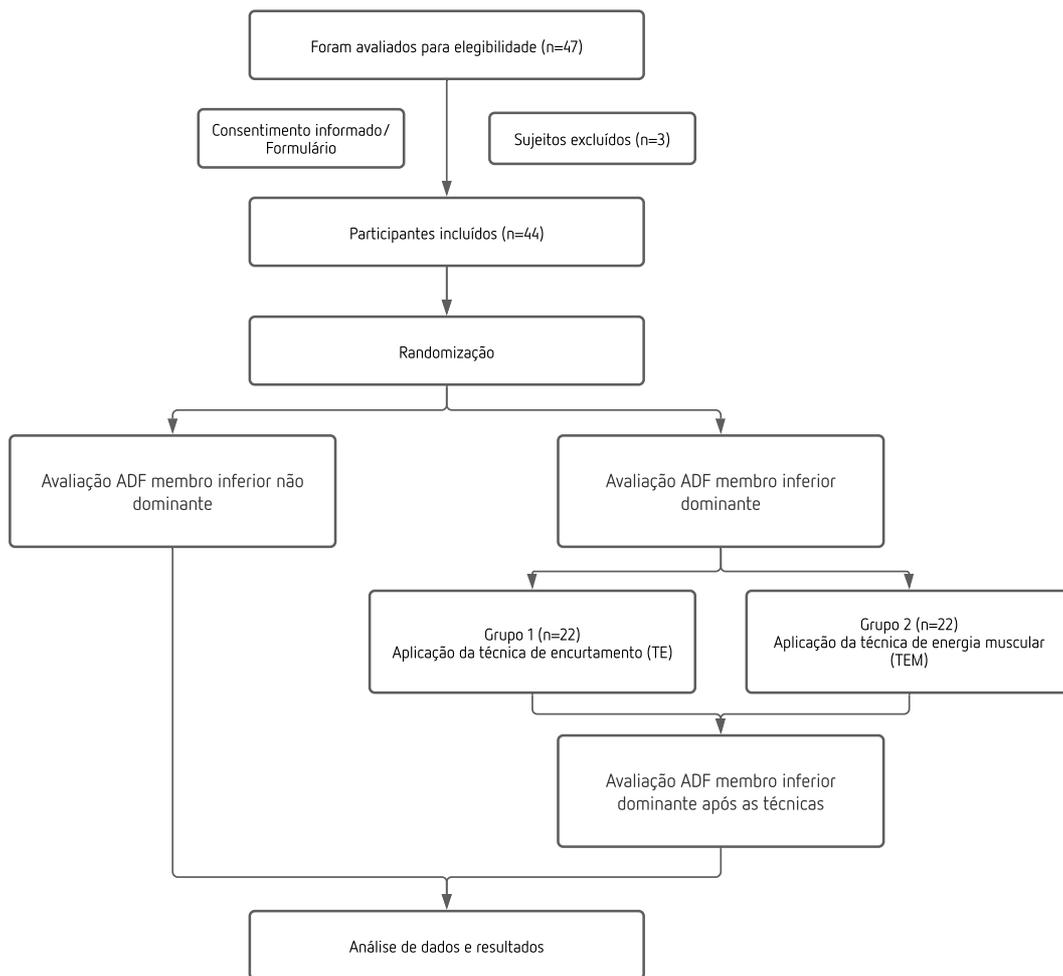


Figura 9 - Esquematização do Procedimento

Agrupamos 47 indivíduos, do sexo masculino e feminino com idades compreendidas entre os 18 e os 40 anos, sendo apenas selecionados 44 indivíduos após exclusão de 3 indivíduos que não cumpriram os critérios de inclusão para o estudo (Figura 9). Estes 44 indivíduos foram divididos de forma randomizada em dois grupos, Grupo 1 e Grupo 2, nos quais constam 22 indivíduos em cada grupo. Destes 22 indivíduos de cada grupo, 11 são do sexo feminino e os restantes 11 são do sexo masculino com o objetivo de misturarmos indivíduos de ambos os géneros, assim como para existir dispersão nas idades de forma a termos uma amostra homogenia.

Cada grupo passou por um teste de medição da ADF do tornozelo do membro dominante e não dominante para existir comparação com os valores obtidos após a aplicação das técnicas, sendo que neste momento final só será feita a medição da ADF do membro dominante.

A medição da ADF do tornozelo foi feita com o paciente em decúbito dorsal, com o membro inferior fixo no suporte de ADF com a função de manter o membro inferior do sujeito estável e controlar, através de um dinamômetro e goniômetro, o incremento de ADF do tornozelo (Figura 10).

Foram usadas três forças constantes, a primeira de 10N, a segunda de 20N e a terceira de 40N, controladas com o dinamômetro que está fixo no suporte de ADF. Fizemos tração no dinamômetro de forma a causar DF com as três forças referidas (10N, 20N, 40N) em todos os 44 participantes e todos os dados recolhidos foram avaliados e registados a partir do goniômetro G-pro© fixado com fita adesiva na face posterior da base de apoio do pé.

Foram efetuadas três medições com 10N, 20N e 40N no membro inferior dominante dos sujeitos para descartar eventuais erros.

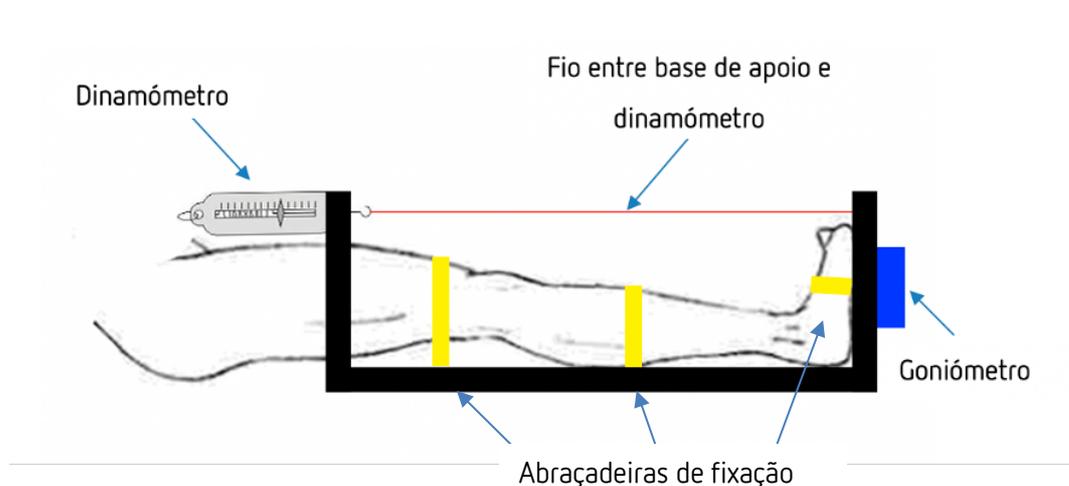


Figura 10 – Esquema do suporte de avaliação da ADF



Figura 11 - Medição da ADF no suporte de avaliação utilizando o goniómetro



Figura 12 - Medição da ADF no suporte de avaliação com aplicação de uma força perpendicular

Foi atribuída uma TE ao Grupo 1 e uma TEM ao Grupo 2, sendo que apenas o aplicador da técnica sabe a técnica que foi aplicada. O objetivo foi podermos comparar os resultados de ambas as técnicas nos grupos 1 e 2 sem que o avaliador das medições tivesse conhecimento de qual técnica foi aplicada em que indivíduo. É necessário ter em conta que medições de ADF foram recolhidas antes e depois das técnicas com as forças anteriormente

padronizadas um total de 3 vezes e que as técnicas foram aplicadas da mesma forma (mesmo procedimento, tempo de contração e repetições).

As seguintes técnicas aplicadas no nosso estudo foram apenas executadas por um osteopata experiente de forma a garantir uma maior fiabilidade.

A *Técnica de Energia Muscular para o Gastrocnémio* (Figura 13) foi executada da seguinte forma:

Participante (posição):

- Decúbito dorsal;
- Pé em DF fora da marquesa;
- Joelho em extensão.

Praticante:

- Bípede no lado da marquesa do membro inferior em questão;
- Mão cefálica foi colocada no joelho de forma a manter a sua extensão (1º dedo na face anterior do joelho e restantes dedos na face posterior);
- Mão caudal empalmou o calcâneo e o antebraço contactou a planta do pé de forma a provocar DF, resistir à contração do paciente e fixar o segmento.

Execução:

- Executou-se DF do tornozelo até à percepção do limite articular (ou até o participante sentir desconforto);
- Esta posição foi mantida e foi pedido ao sujeito para efetuar uma força (contração isométrica com aproximadamente 20% da sua força) para flexão plantar;
- Esta força foi mantida durante 7 segundos (contabilizados com cronómetro);
- Após os 7 segundos o participante relaxou
- O praticante aguardou durante 5 segundos (contabilizados com cronómetro);
- Procurou-se um novo limite articular em DF;
- Este procedimento foi repetido um total de 3 vezes mantendo o ganho articular após cada repetição.



Figura 13 – Técnica de Energia Muscular gastrocnêmio (imagem demonstrativa)

Relativamente à *Técnica de Encurtamento do Tendão de Aquiles* (Figura 14), esta foi executada da seguinte forma:

Participante (posição):

- Em decúbito ventral;
- Joelho em flexão +/- 90°;
- Flexão plantar máxima;

Praticante:

- Bípede no lado da marquesa do pé em questão;
- Mão cefálica contactou o calcâneo com o 2º dedo no bordo interno e o 1º dedo no bordo lateral de forma a fixar o calcâneo e provocar encurtamento do segmento em inversão do pé;
- Mão caudal empalmou o ante-pé de forma a provocar encurtamento máximo em flexão plantar e inversão.

Execução:

- O praticante pediu ao participante para resistir a uma força aplicada na direção à marquesa (DF) e eversão;
- O praticante não pôde permitir a ocorrência de movimento articular aquando a aplicação das forças;
- O participante teve que resistir à força aplicada pelo praticante durante 7 segundos (contabilizados com cronómetro);
- Após os 7 segundos o participante relaxou e o praticante manteve a posição de encurtamento inicialmente estabelecida durante 5 segundos;
- Repetiu-se este procedimento um total de 3 vezes.



Figura 14 - Técnica de encurtamento do tendão de Aquiles (imagem demonstrativa)

Após a recolha dos dados nos 44 indivíduos procedemos ao cálculo da flexibilidade a partir das amplitudes obtidas. Para esta finalidade foi utilizada a seguinte fórmula:

$$Flexibilidade = \frac{\hat{A}ngulo\ de\ dorsiflex\tilde{a}o}{Torque} = \frac{(90^\circ - \alpha)}{N \times \cos(90^\circ - \alpha) \times L}$$

Com a fórmula referida foi possível calcularmos a flexibilidade e a variação do ângulo de aplicação de força, variação essa que ocorreu com a alteração da angulação da base de sustentação do pé perdendo-se a perpendicularidade da força aplicada (90°). Deste modo consideramos os 90° como a perpendicularidade da aplicação da força e α como o ângulo final obtido no final da medição, podendo assim obter a variação do ângulo ocorrida. De seguida para o cálculo do torque, multiplicamos a força de medição aplicada (ex. 10N) pela variação do ângulo (ex. 90° – 87°) e pela altura da base de sustentação do pé (0,3m).

Cálculos adicionais foram realizados de forma a obtermos o valor da flexibilidade entre os 20N e 40N de força.

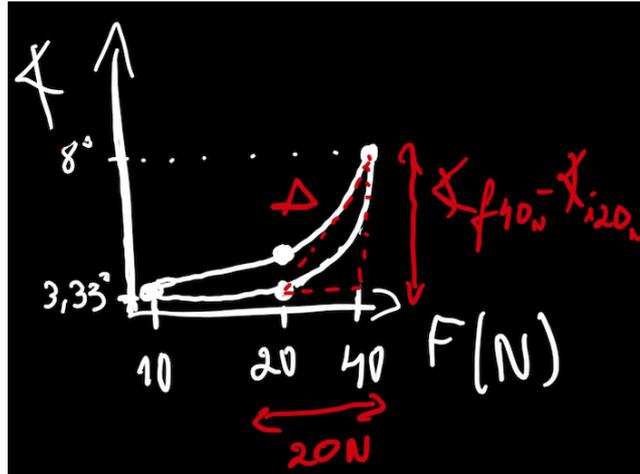


Figura 15 - Esquematização do raciocínio para o cálculo da flexibilidade entre os 20N e 40N

$$\Delta = \frac{\hat{\text{Ângulo final dos 40N}} - \hat{\text{Ângulo final dos 20N}}}{\text{Força 40N} - \text{Força 20N}} = \frac{\alpha_{40N} - \alpha_{20N}}{F_{40N} - F_{20N}}$$

3.6 Análise estatística

Após a recolha dos dados, procedemos à análise estatística. A estatística atua na investigação quantitativa e devem-se cumprir certos requisitos como por exemplo a escolha das ferramentas estatísticas a utilizar para responder às questões da investigação/hipóteses, sendo geralmente a etapa que coloca mais dificuldades aos investigadores. A escolha das ferramentas estatísticas a utilizar vão depender do tipo de investigação realizada, assim como das questões formuladas e do tipo de variáveis (Fortin, 2003).

Para a nossa investigação foi utilizado o Microsoft® Excel para Mac (versão 16.43) o qual nos permitiu registar os dados recolhidos durante o procedimento e construir uma base de dados para a análise estatística. Nos procedimentos estatísticos foi utilizado o *JASP Team* (2020). *JASP* (Versão 0.14.1) [macOS Big Sur versão 11.4] que nos permitiu descrever a amostra, realizar testes estatísticos e lançar as tabelas e gráficos necessários para interpretação dos dados.

Segundo Fortin (2003), a análise dos dados de todo e qualquer estudo começa pela estatística descritiva para descrever as características da amostra da qual os dados foram recolhidos e descrever os valores obtidos pela medida das variáveis. Na estatística descritiva está incluída a distribuição das frequências, as medidas de tendência central e de dispersão. Relativamente ao estudo das frequências, permitiu-nos conhecer a distribuição dos sujeitos pelas diferentes categorias da variável considerada a partir da interpretação de tabelas de frequência e histogramas (Fortin, 1999).

No caso das medidas de tendência central focamo-nos maioritariamente na média que nos permitiu analisar os resultados dos nossos objetivos. Portanto a média é a tendência central mais usual e calcula-se dividindo a soma das observações pelo tamanho da amostra (Fortin, 1999).

Em termos de testes apenas utilizamos o teste de t de Student para amostras emparelhadas e a análise de variância (ANOVA) de vários fatores.

O teste de t de Student (t-paired test) é utilizado para o estudo do comportamento de uma variável contínua avaliada em dois momentos diferentes no mesmo grupo de indivíduos (Fortin, 1999).

A análise de variância (ANOVA) serve para comparar as diferenças entre médias e permite, ao contrário dos testes de t, analisar dados provenientes de dois ou mais grupos. A ANOVA consiste em comparar a variância entre cada grupo com a variância existente entre os grupos. No caso da análise de variância com dois ou mais fatores, esta permite verificar os efeitos dos fatores individuais assim como as interações entre dois ou mais fatores determinando assim, entre os fatores que interagem, qual é o mais importante (Fortin, 1999).

4 Resultados

4.1 Estatística descritiva

Tabela 2 - Análise descritiva

	Idade	Altura	Peso	IMC	Categoria IMC
Valid	44	44	44	44	44
Missing	0	0	0	0	0
Mean	22.818	1.709	68.955	23.531	2.182
Median	21.000	1.720	68.000	22.848	2.000
Mode	20.000	1.750	70.000	24.093	2.000
Std. Deviation	5.358	0.089	13.912	4.013	0.815
Skewness	1.981	-0.264	0.415	0.846	0.458
Std. Error of Skewness	0.357	0.357	0.357	0.357	0.357
Kurtosis	3.738	-0.728	-0.813	0.448	-0.012
Std. Error of Kurtosis	0.702	0.702	0.702	0.702	0.702
Minimum	18.000	1.510	48.000	17.175	1.000
Maximum	39.000	1.860	100.000	34.294	4.000

Dos 44 indivíduos analisados, verificamos que a média da idade é de 22,81 anos, a média da altura é 1,70 metros, a média do peso é de 68,95 quilogramas e a média do IMC é de 23,53 kg/m².

4.1.1 Idade

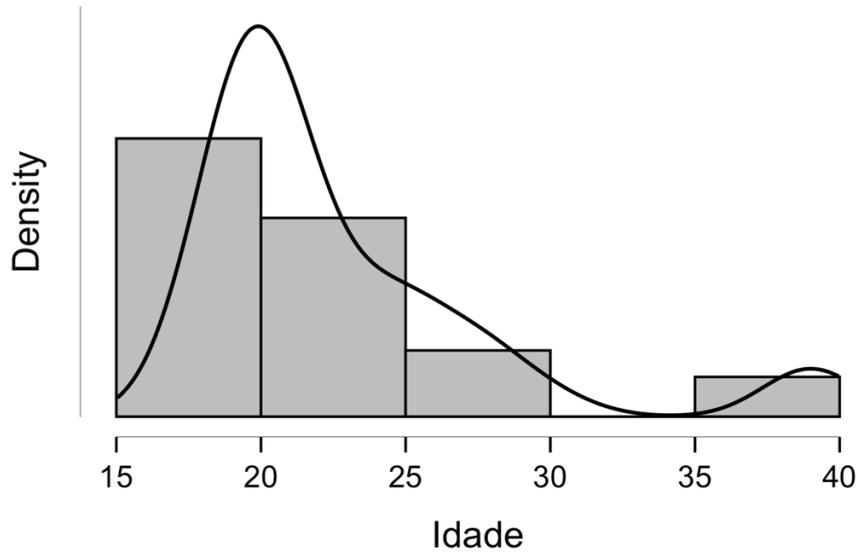


Gráfico 1 - Dispersão das idades da amostra

Segundo a observação do Gráfico 1, a maior parte dos indivíduos da amostra deste estudo têm idades compreendidas entre os 18 e os 25 anos.

4.1.2 Altura

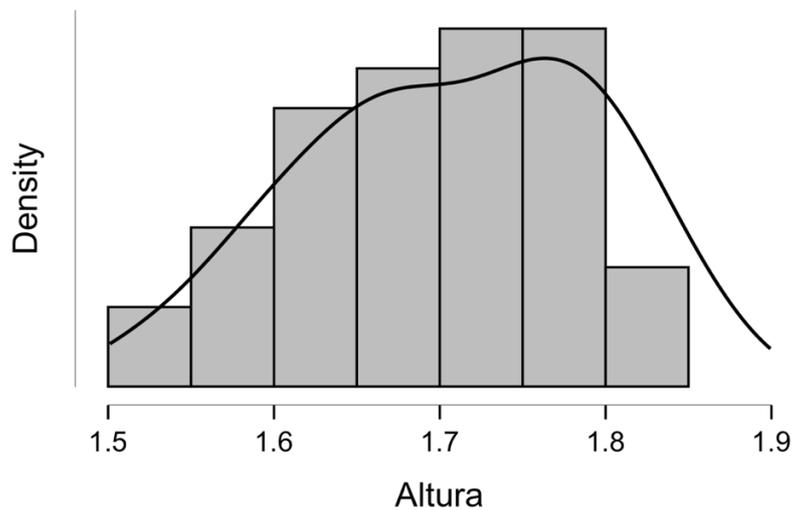


Gráfico 2 - Dispersão da altura da amostra

Relativamente ao Gráfico 2 das alturas observou-se que as alturas dos indivíduos da amostra estão compreendidas entre 1,65 m e 1,80 m.

4.1.3 Peso

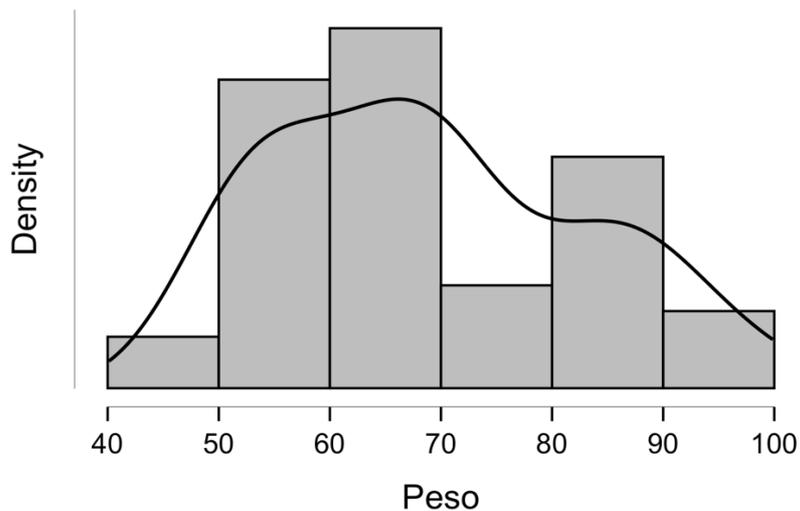


Gráfico 3 - Dispersão do peso da amostra

Segundo a observação do seguinte Gráfico 3 é verificado que a maioria dos indivíduos pesam entre 50 e 70 quilogramas, no entanto existem alguns indivíduos entre os 80 e os 90 quilogramas.

4.1.4 Índice de massa corporal (IMC)

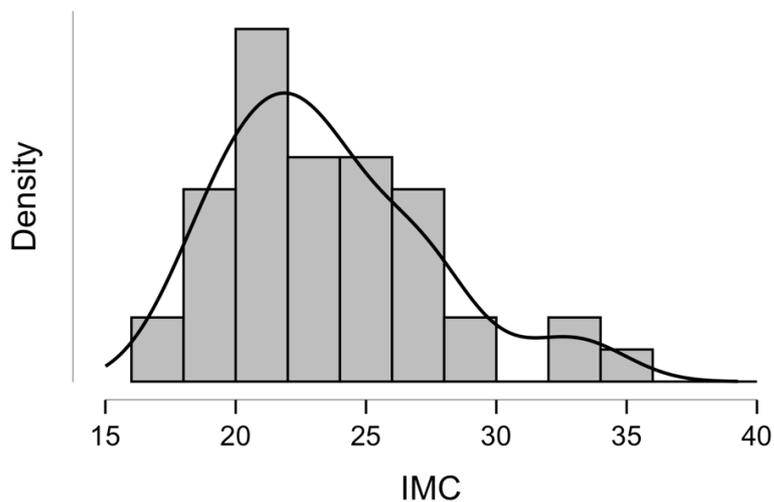


Gráfico 4 - Dispersão do IMC da amostra

Após a análise do Gráfico 4 do IMC concluímos que os valores mais comuns da amostra encontram-se entre os 20 e os 25 kg/m².

4.1.5 Categoria de IMC

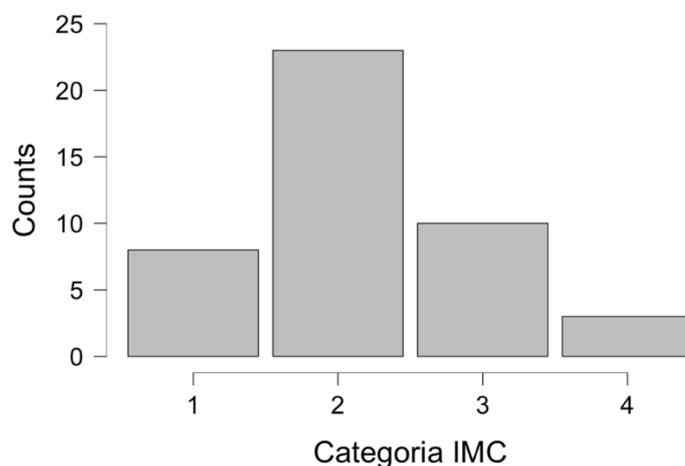


Gráfico 5 - Dispersão da categoria de IMC da amostra

Tabela 3 - Frequências da Categoria de IMC

Categoria IMC	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
1	8	18.182	18.182	18.182
2	23	52.273	52.273	70.455
3	10	22.727	22.727	93.182
4	3	6.818	6.818	100.000
Missing	0	0.000		
Total	44	100.000		

Perante a análise do Gráfico 5 e da Tabela 3 de frequências verificou-se que a categoria de IMC mais prevalente é a indicada com o número 2, a qual corresponde aos valores de IMC normais compreendidos entre 20 e 24,9 kg/m².

4.1.6 Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante antes e após a aplicação de uma das técnicas - medida com uma força de 10 Newtons

Tabela 4 - Efeitos nos sujeitos com uma força de 10N

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	ρ
Flexibilidade do membro inferior dominante (10N)	0.145	1	0.145	3.302	0.076
Flexibilidade do membro inferior dominante (10N) * Técnica	0.014	1	0.014	0.327	0.570
Residuals	1.851	42	0.044		

Após a análise da Tabela 4, verificou-se que a flexibilidade do membro inferior dominante sem ter em consideração a técnica não demonstrou diferenças significativas ($\rho > 0,05$).

Tendo em consideração a variação da flexibilidade com a aplicação das técnicas também não se verificaram diferenças significativas ($\rho > 0,05$).

Tabela 5 - Descritivas dos valores de flexibilidade antes e após cada uma das técnicas com uma força de 10N

Flexibilidade do membro inferior dominante (10N)	Técnica	Mean	SD	N
1 - PRÉ	TE	0.855	0.447	22
	TEM	0.728	0.232	22
2 - PÓS	TE	0.748	0.336	22
	TEM	0.672	0.254	22

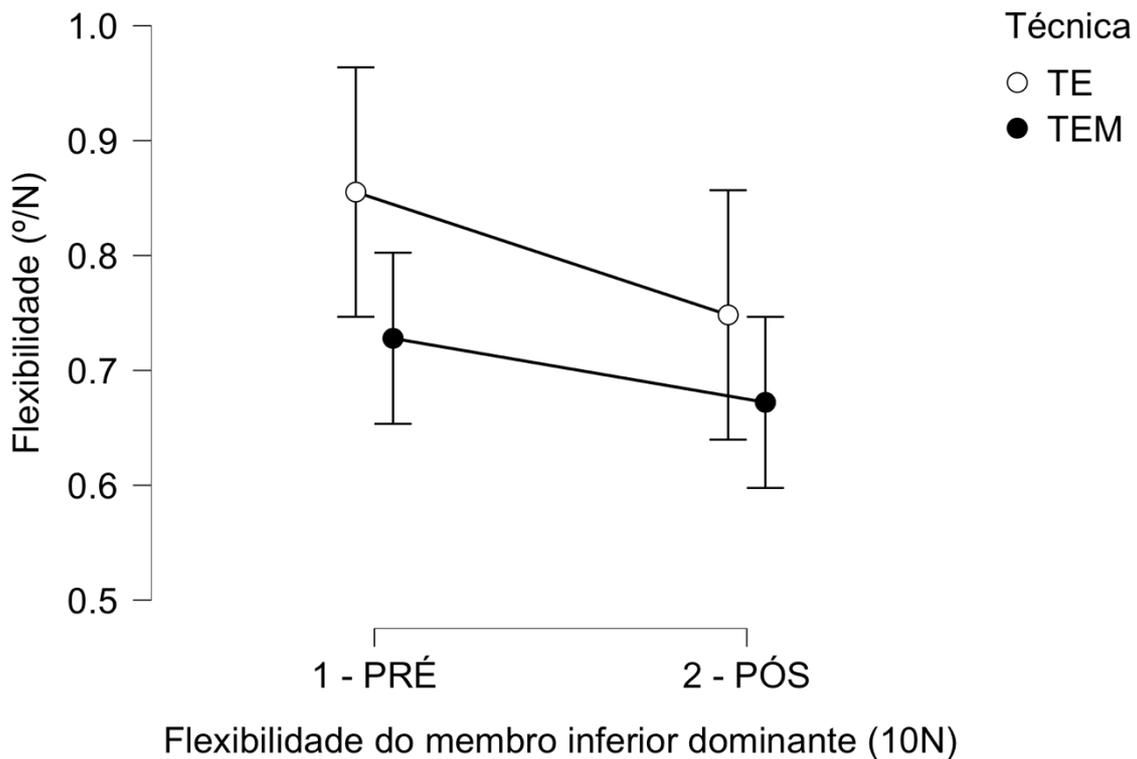


Gráfico 6 – Comparação da flexibilidade entre técnicas com uma força de medição de 10N

Segundo a observação da Tabela 5 e do Gráfico 6 a média da flexibilidade antes da aplicação da TE foi de 0,855°/N e após a técnica foi de 0,748°/N. Relativamente à TEM a média da flexibilidade antes da técnica foi de 0,728°/N e após a técnica foi de 0,672°/N. Concluímos deste modo que ambas as técnicas diminuíram a flexibilidade do membro inferior dominante dos indivíduos com uma força de medição de 10N.

4.1.7 Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante antes e após a aplicação de uma das técnicas - medida com uma força de 20 Newtons

Tabela 6 - Efeitos nos sujeitos com uma força de 20N

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	ρ
Flexibilidade do membro inferior dominante (20N)	0.328	1	0.328	9.026	0.004
Flexibilidade do membro inferior dominante (20N) * Técnica	0.004	1	0.004	0.110	0.742
Residuals	1.524	42	0.036		

Após a análise da Tabela 6, verificou-se que a flexibilidade do membro inferior dominante sem ter em consideração a técnica demonstrou diferenças significativas ($\rho < 0,05$).

No entanto, tendo em consideração a variação da flexibilidade com a aplicação das técnicas não se verificaram diferenças significativas ($\rho > 0,05$).

Tabela 7 - Descritivas dos valores de flexibilidade antes e após cada uma das técnicas com uma força de 20N

Flexibilidade do membro inferior dominante (20N)	Técnica	Mean	SD	N
1 - PRÉ	TE	0.841	0.431	22
	TEM	0.756	0.327	22
2 - PÓS	TE	0.733	0.466	22
	TEM	0.621	0.268	22

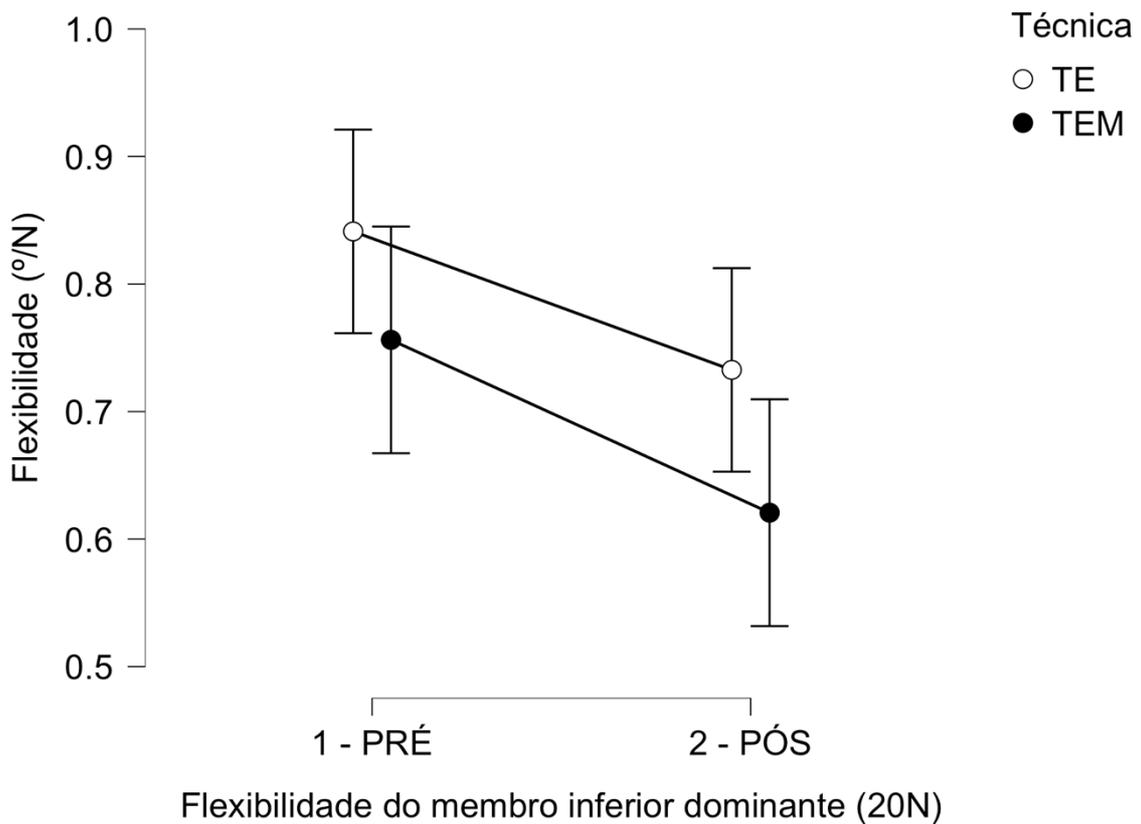


Gráfico 7 - Comparação da flexibilidade entre técnicas com uma força de medição de 20N

Segundo a observação da Tabela 7 e do Gráfico 7 a média da flexibilidade antes da aplicação da TE foi de 0,841°/N e após a técnica foi de 0,733°/N. Relativamente à TEM a média da flexibilidade antes da técnica foi de 0,756°/N e após a técnica foi de 0,621°/N. Concluímos deste modo que ambas as técnicas diminuíram a flexibilidade do membro inferior dominante dos indivíduos com uma força de medição de 20N.

4.1.8 Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante antes e após a aplicação de uma das técnicas - medida com uma força de 40 Newtons

Tabela 8 - Efeitos nos sujeitos com uma força de 40N

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	ρ
Flexibilidade do membro inferior dominante (40N)	0.029	1	0.029	1.666	0.204
Flexibilidade do membro inferior dominante (40N) * Técnica	8.880e -5	1	8.880e -5	0.005	0.943
Residuals	0.721	42	0.017		

Após a análise da Tabela 8, verificou-se que a flexibilidade do membro inferior dominante sem ter em consideração a técnica não demonstrou diferenças significativas ($\rho > 0,05$).

Tendo em consideração a variação da flexibilidade com a aplicação das técnicas também não se verificaram diferenças significativas ($\rho > 0,05$).

Tabela 9 - Descritivas dos valores de flexibilidade antes e após cada uma das técnicas com uma força de 40N

Flexibilidade do membro inferior dominante (40N)	Técnica	Mean	SD	N
1 - PRÉ	TE	0.837	0.305	22
	TEM	0.810	0.291	22
2 - PÓS	TE	0.798	0.355	22
	TEM	0.776	0.273	22

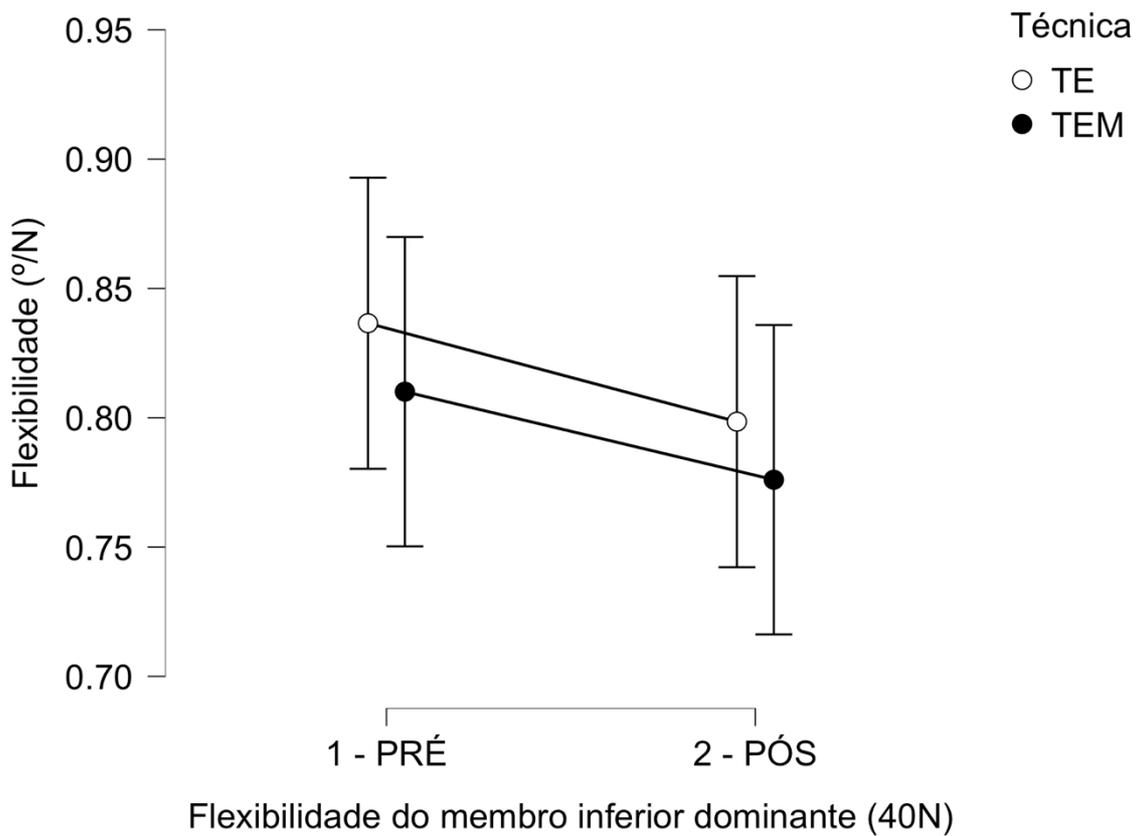


Gráfico 8 - Comparação da flexibilidade entre técnicas com uma força de medição de 40N

Segundo a observação da Tabela 9 e do Gráfico 8 a média da flexibilidade antes da aplicação da TE foi de 0,837°/N e após a técnica foi de 0,798°/N. Relativamente à TEM a média da flexibilidade antes da técnica foi de 0,810°/N e após a técnica foi de 0,776°/N. Concluímos deste modo que ambas as técnicas diminuíram a flexibilidade do membro inferior dominante dos indivíduos com uma força de medição de 40N.

4.1.9 Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante

Tabela 10 – Teste de T-Student emparelhado comparando as médias das flexibilidades do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante

Measure 1	Measure 2	t	df	ρ
Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (10N)	Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (10N)	-2.688	43	0.010
Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (20N)	Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (20N)	-4.444	43	< .001
Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (40N)	Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (40N)	-5.976	43	< .001

Após a análise da Tabela 12 verificou-se que para as médias das flexibilidades do membro inferior não dominante e dominante com uma força de medição de 10N, existem diferenças significativas ($\rho > 0,05$). No entanto, para as médias das flexibilidades do membro inferior não dominante e dominante com as forças de medição de 20N e 40N verificam-se os mesmos valores com diferenças altamente significativas ($\rho < 0,05$).

Tabela 11 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre o membro inferior não dominante e o membro inferior dominante

	N	Mean	SD	SE
Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (10N)	44	0.629	0.299	0.045
Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (10N)	44	0.792	0.358	0.054
Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (20N)	44	0.579	0.328	0.050
Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (20N)	44	0.799	0.381	0.057
Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (40N)	44	0.670	0.286	0.043
Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (40N)	44	0.823	0.295	0.044

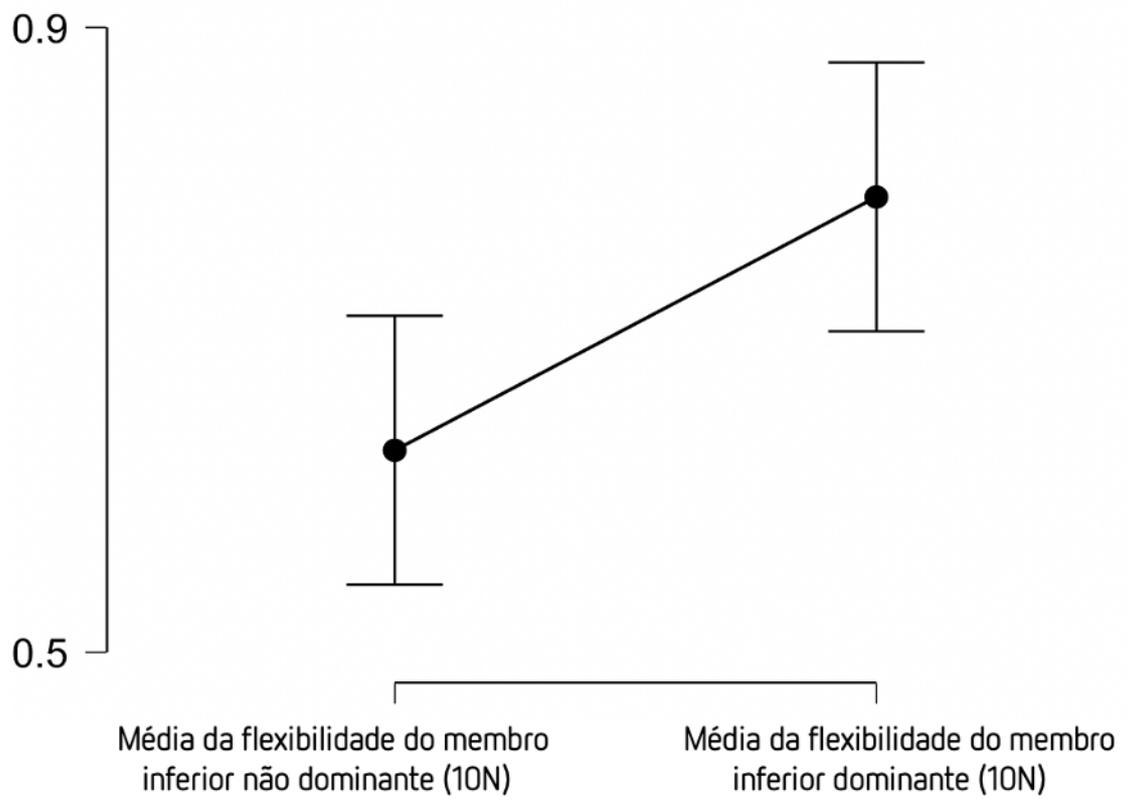


Gráfico 9 - Comparação da média da flexibilidade do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante (10N)

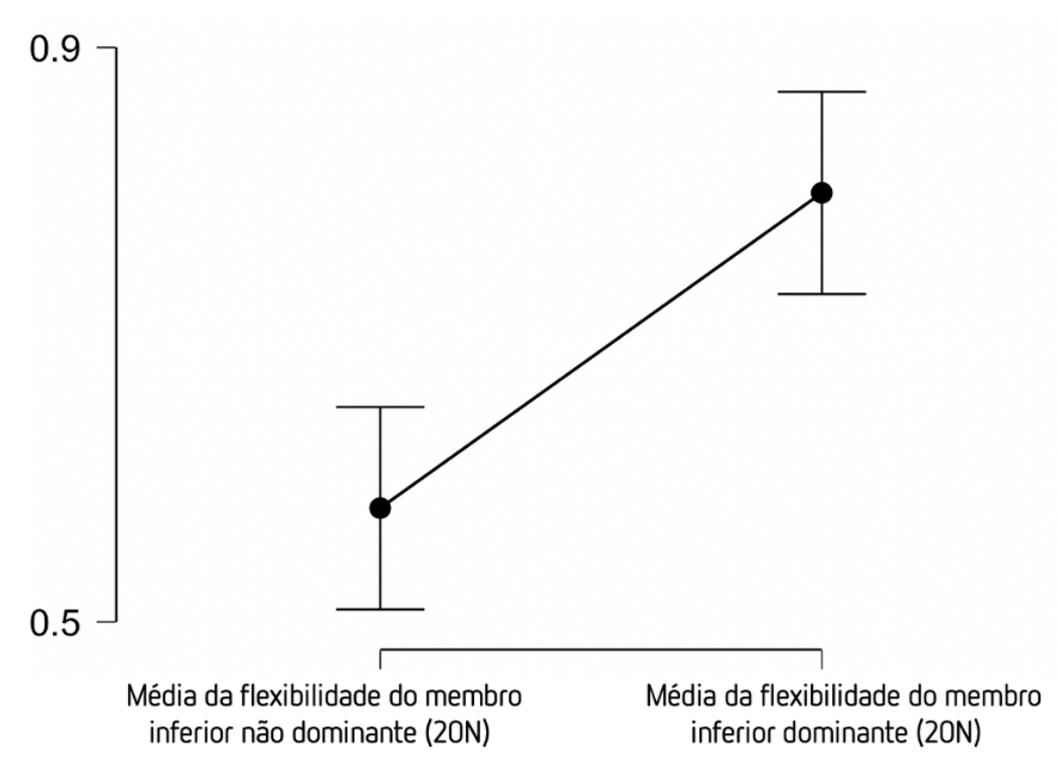


Gráfico 10 - Comparação da média da flexibilidade do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante (20N)

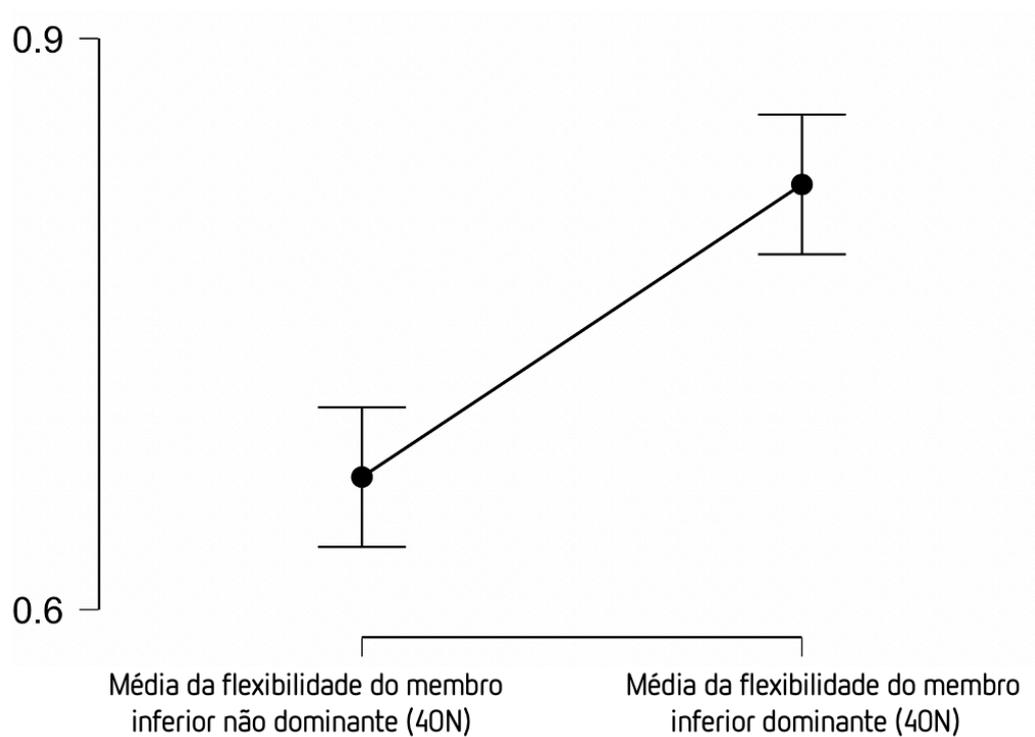


Gráfico 11 - Comparação da média da flexibilidade do membro inferior não dominante com o membro inferior dominante (40N)

Com a observação da Tabela 13 e dos Gráficos 10, 11 e 12 concluímos que existe, em geral, uma maior flexibilidade do membro inferior dominante relativamente ao membro inferior não dominante, diferença esta evidenciada pela observação da média da flexibilidade do membro inferior não dominante de $0,629^{\circ}/N$ comparativamente ao membro inferior dominante com uma média de flexibilidade de $0,792^{\circ}/N$ com uma força de medição de 10N. Relativamente à flexibilidade do membro inferior não dominante com uma força de medição de 20N, o valor da média foi de $0,579^{\circ}/N$ e para o membro inferior dominante foi de $0,799^{\circ}/N$. Para a flexibilidade do membro inferior não dominante medida com uma força de 40N, verificou-se uma média de $0,670^{\circ}/N$ e para o membro dominante verificou-se um incremento da média para $0,823^{\circ}/N$.

4.1.10 Comparação da flexibilidade em DF dos indivíduos sedentários com os indivíduos ativos

Tabela 12 – Comparação da flexibilidade entre a atividade física dos sujeitos

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	ρ
Atividade física	0.055	1	0.055	0.179	0.674
Residuals	12.811	42	0.305		

Segundo a análise da Tabela 14 verificou-se que a atividade física não revela diferenças significativas ($\rho > 0,05$).

Tabela 13 – Descritivas da flexibilidade entre indivíduos sedentários e ativos

Comparação da flexibilidade do membro inferior dominante entre indivíduos sedentários e ativos (Sem Técnica)	Atividade física	Mean	SD	N
1 - 10N	Ativo	0.798	0.421	23
	Sedentário	0.784	0.283	21
2 - 20N	Ativo	0.776	0.419	23
	Sedentário	0.824	0.343	21
3 - 40N	Ativo	0.781	0.309	23
	Sedentário	0.870	0.278	21

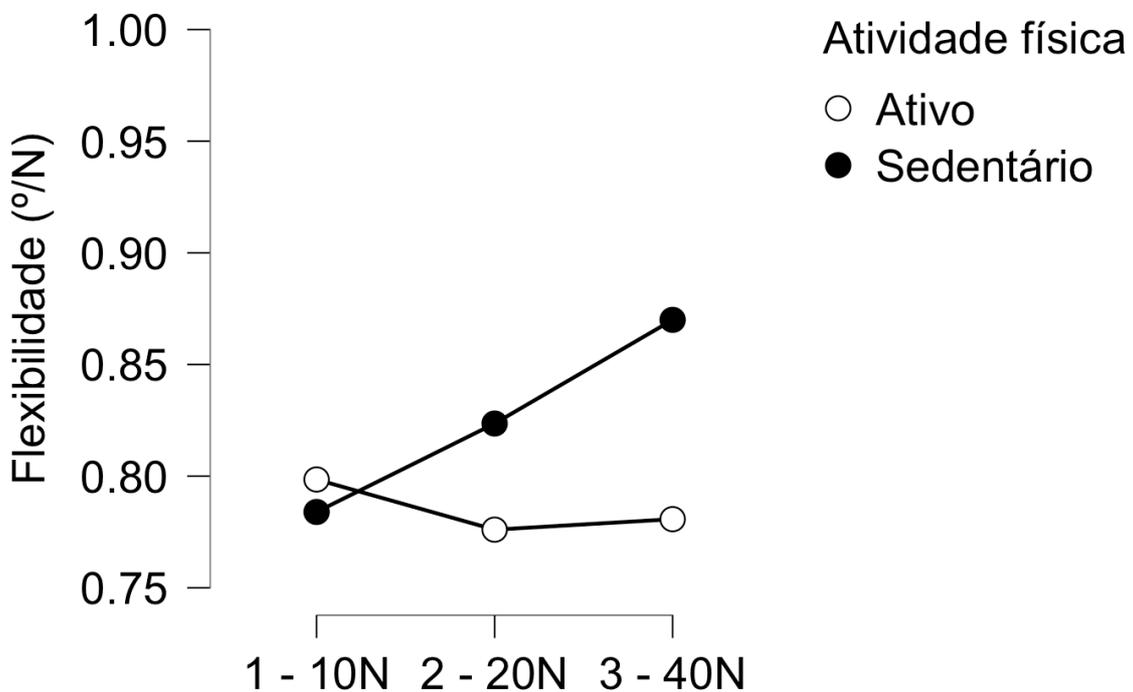


Gráfico 12 - Comparação da flexibilidade entre indivíduos sedentários e ativos nas 3 forças de medição (10/20/40N)

Após a observação da Tabela 15 e do Gráfico 13, os indivíduos sedentários obtiveram uma média de flexibilidade a 10N de 0,784°/N, a 20N de 0,824°/N e a 40N de 0,870°/N. No caso dos indivíduos ativos a média da flexibilidade aos 10N foi de 0,798°/N, aos 20N de 0,776°/N e aos 40N de 0,781°/N. Deste modo, concluiu-se que existe um incremento da flexibilidade nos indivíduos sedentários comparativamente aos indivíduos ativos.

4.1.11 Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante entre os 20/40N antes e após a aplicação de uma das técnicas

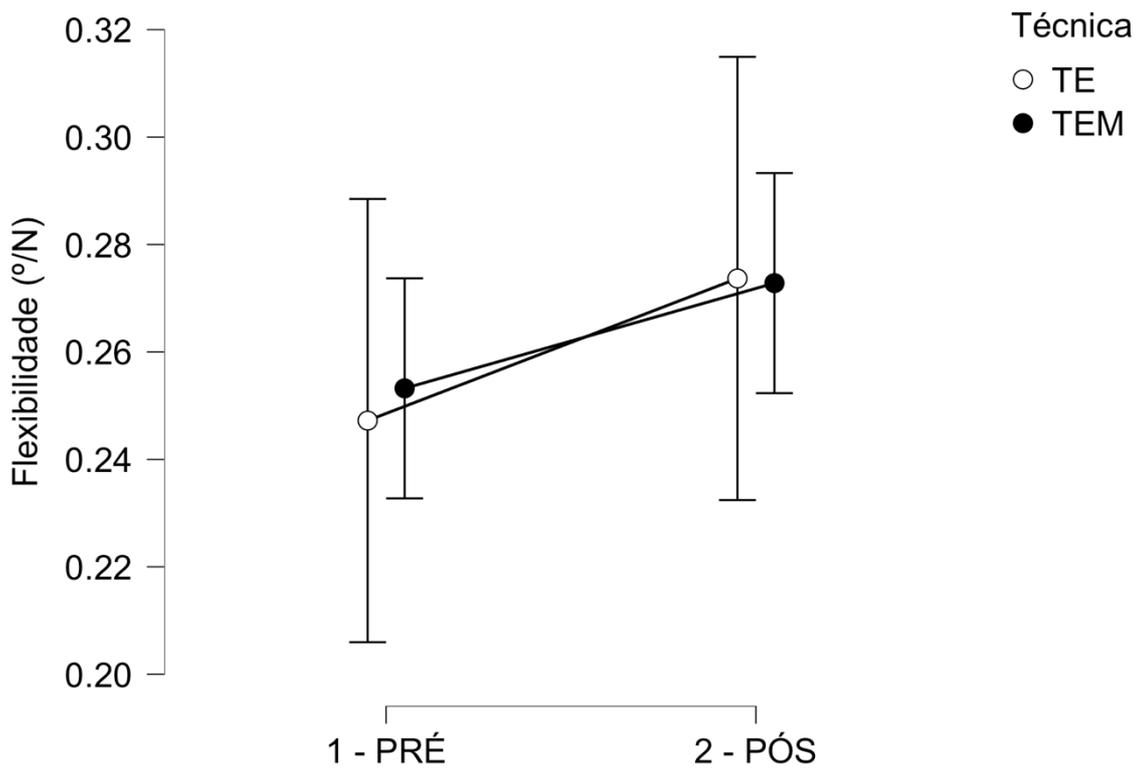
Tabela 14 - Efeitos nos sujeitos entre os 20/40N de força

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	ρ
Flexibilidade entre 20/40N no membro inferior dominante	0.012	1	0.012	2.161	0.149
Flexibilidade entre 20/40N no membro inferior dominante * Técnica	2.591e -4	1	2.591e -4	0.048	0.828
Residuals	0.227	42	0.005		

Após a análise da Tabela 14 verificou-se que não existem diferenças significativas ($\rho > 0,05$) nos efeitos imediatos das técnicas nos indivíduos entre os 20/40N de força.

Tabela 15 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre os 20/40N antes e após cada uma das técnicas

Flexibilidade entre 20/40N no membro inferior dominante	Técnica	Mean	SD	N
1 - PRÉ	TE	0.247	0.088	22
	TEM	0.253	0.088	22
2 - PÓS	TE	0.274	0.161	22
	TEM	0.273	0.096	22



Flexibilidade entre 20/40N no membro inferior dominante

Gráfico 13 - Comparação da flexibilidade das técnicas aplicadas entre os 20/40N

Segundo a observação da Tabela 15 e do Gráfico 13 a média da flexibilidade antes da aplicação da TE foi de 0,247°/N e após a técnica foi de 0,274°/N. Relativamente à TEM a média da flexibilidade antes da técnica foi de 0,253°/N e após a técnica foi de 0,273°/N. Concluimos deste modo que entre os 20/40N houve um aumento da flexibilidade do membro inferior dominante dos indivíduos em ambas as técnicas.

4.1.12 Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante entre os 20/40N antes e após a aplicação de uma das técnicas em indivíduos sedentários e ativos

Tabela 16 - Efeitos nos sujeitos entre os 20/40N de força em indivíduos ativos e sedentários

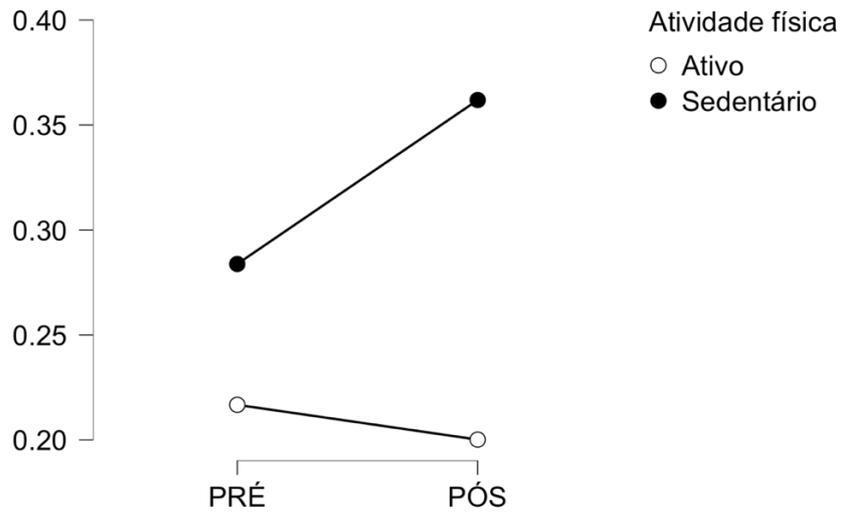
Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	ρ
Flexibilidade entre 20/40N em indivíduos ativos e sedentários	0.014	1	0.014	2.764	0.104
Flexibilidade entre 20/40N em indivíduos ativos e sedentários * Atividade física	0.007	1	0.007	1.465	0.233
Flexibilidade entre 20/40N em indivíduos ativos e sedentários * Técnica	6.831e -4	1	6.831e -4	0.136	0.714
Flexibilidade entre 20/40N em indivíduos ativos e sedentários * Atividade física * Técnica	0.018	1	0.018	3.671	0.063
Residuals	0.201	40	0.005		

Tendo em consideração a Tabela 16, não se verificaram alterações significativas quer na atividade física quer nas técnicas aplicadas aos sujeitos independentemente da atividade física ($\rho > 0,05$).

Tabela 17 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre os 20/40N entre indivíduos sedentários e ativos

Flexibilidade entre 20/40N em indivíduos ativos e sedentários	Atividade física	Técnica	Mean	SD	N
PRÉ	Ativo	TE	0.217	0.086	12
		TEM	0.246	0.093	11
	Sedentário	TE	0.284	0.078	10
		TEM	0.261	0.087	11
PÓS	Ativo	TE	0.200	0.086	12
		TEM	0.276	0.113	11
	Sedentário	TE	0.362	0.188	10
		TEM	0.270	0.081	11

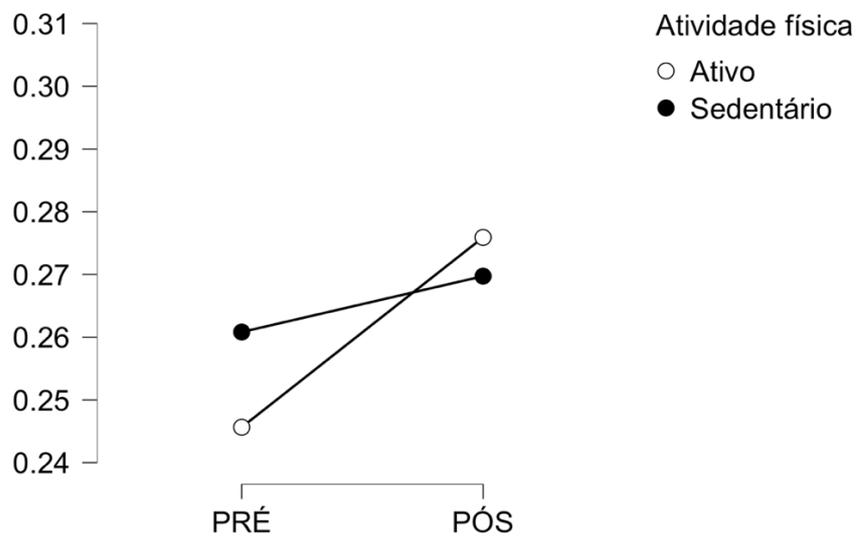
4.1.12.1 Técnica: TE



Flexibilidade entre 20/40N em indivíduos ativos e sedentários

Gráfico 14 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N nos indivíduos ativos e sedentários antes e após a aplicação da TE

4.1.12.2 Técnica: TEM



Flexibilidade entre 20/40N em indivíduos ativos e sedentários

Gráfico 15 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N nos indivíduos ativos e sedentários antes e após a aplicação da TEM

Após a análise da Tabela 17 e dos Gráficos 14 e 15, no caso dos indivíduos sedentários, antes da TE verificou-se um valor de flexibilidade de $0,284^{\circ}/N$, havendo um aumento para $0,362^{\circ}/N$ após a aplicação da técnica, o mesmo não foi verificado nos indivíduos ativos que após a aplicação da TE tiveram uma diminuição da flexibilidade, passando de $0,217^{\circ}/N$ para $0,200^{\circ}/N$. Para ambos os resultados não existem diferenças significativas ($p > 0,05$).

Relativamente à TEM, o que se observou foi que os indivíduos sedentários obtiveram igualmente um aumento na flexibilidade ($0,261^{\circ}/N - 0,270^{\circ}/N$), no entanto ao contrário da TE, os indivíduos ativos demonstraram aumentar a flexibilidade após a aplicação da técnica ($0,246^{\circ}/N - 0,276^{\circ}/N$), novamente sem diferenças significativas ($p > 0,05$).

4.1.13 Comparação da flexibilidade em DF do membro inferior dominante entre os 20/40N antes e após a aplicação de uma das técnicas em ambos os géneros

Tabela 18 - Efeitos nos sujeitos entre os 20/40N de força entre géneros

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	ρ
Flexibilidade entre 20/40N em ambos os géneros	0.012	1	0.012	2.247	0.142
Flexibilidade entre 20/40N em ambos os géneros * Género	0.010	1	0.010	1.972	0.168
Flexibilidade entre 20/40N em ambos os géneros * Técnica	2.591e -4	1	2.591e -4	0.050	0.824
Flexibilidade entre 20/40N em ambos os géneros * Género * Técnica	0.009	1	0.009	1.708	0.199
Residuals	0.208	40	0.005		

Na Tabela 18, segundo o que foi observado concluímos que não se verificaram alterações significativas quer entre géneros quer entre as técnicas aplicadas aos sujeitos independentemente do género ($\rho > 0,05$).

Tabela 19 - Descritivas dos valores de flexibilidade entre os 20/40N entre géneros

Flexibilidade entre 20/40N em ambos os géneros	Género	Técnica	Mean	SD	N
PRÉ	Feminino	TE	0.294	0.075	11
		TEM	0.287	0.099	11
	Masculino	TE	0.200	0.075	11
		TEM	0.220	0.064	11
PÓS	Feminino	TE	0.362	0.183	11
		TEM	0.308	0.103	11
	Masculino	TE	0.185	0.060	11
		TEM	0.238	0.077	11

4.1.13.1 Técnica: TE

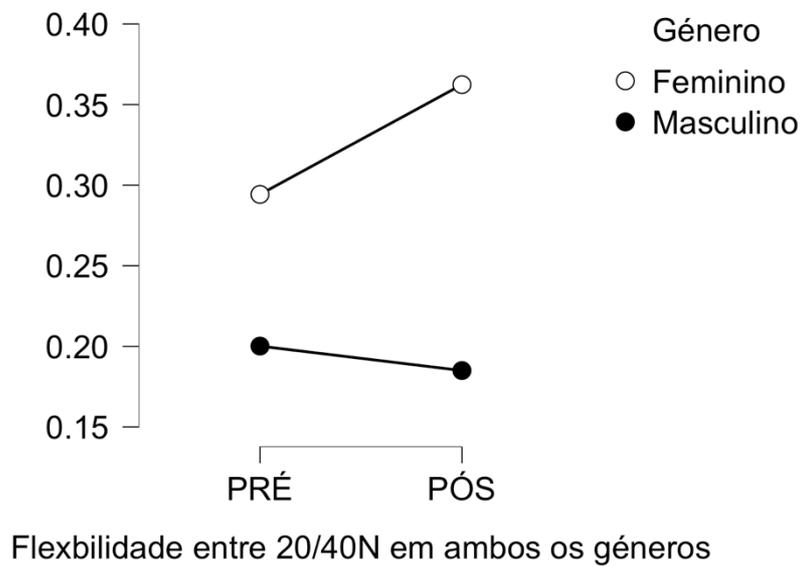


Gráfico 16 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N entre gêneros antes e após a aplicação da TE

4.1.13.2 Técnica: TEM

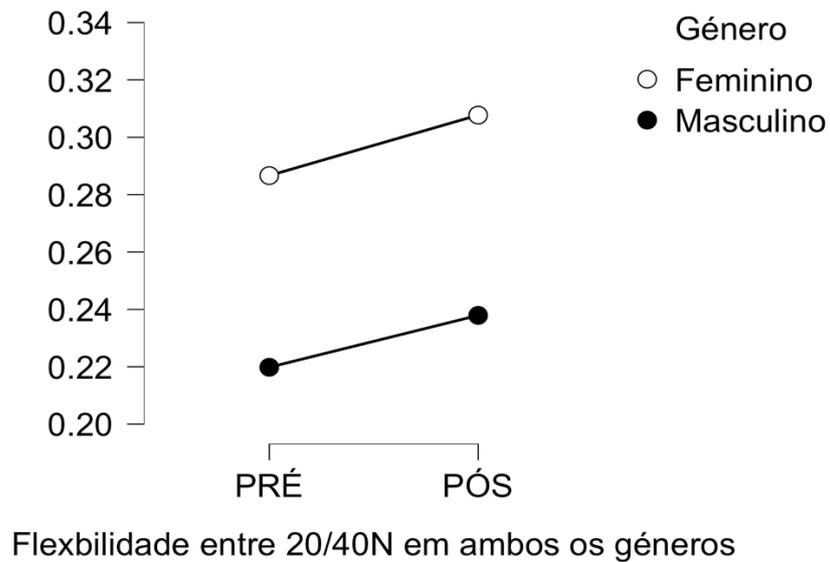


Gráfico 17 - Comparação da flexibilidade entre os 20/40N entre gêneros antes e após a aplicação da TEM

Após a análise da Tabela 19 e dos Gráficos 16 e 17, no caso da TE os indivíduos do gênero feminino demonstraram ter um aumento na flexibilidade após a aplicação da técnica ($0,294^\circ/N - 0,362^\circ/N$), o mesmo não foi verificado nos indivíduos do gênero masculino que após a aplicação da TE tiveram uma diminuição da flexibilidade ($0,200^\circ/N - 0,185^\circ/N$). Para ambos os resultados não existem diferenças significativas ($p > 0,05$).

Relativamente à TEM, o que se observou foi que os indivíduos do gênero feminino obtiveram igualmente um aumento na flexibilidade ($0,287^\circ/N - 0,308^\circ/N$), no entanto ao contrário da TE, os indivíduos do gênero masculino demonstraram aumentar a flexibilidade após a aplicação da técnica ($0,220^\circ/N - 0,238^\circ/N$), novamente sem diferenças significativas ($p > 0,05$).

5 Discussão

A limitação da mobilidade em DF da articulação tibiotársica é um tema discutido frequentemente pela comunidade científica devido às dificuldades que gera para as tarefas de vida diária e exercício físico, assim como para a predisposição a lesões do foro músculo-esquelético (Jeon et al., 2015; Medeiros & Martini, 2017; Oberlaender et al., 2010; Stanek et al., 2018).

Como objetivo principal deste estudo analisamos os efeitos imediatos da TE e TEM na mobilidade da tibiotársica em DF. Os resultados obtidos nas forças de medição padronizadas de 10N, 20N e 40N demonstraram que ambas as técnicas não foram eficazes para o incremento de flexibilidade em DF.

É considerado por vários autores que relativamente à aplicação da TEM existe um aumento da amplitude de movimento e consequente aumento da flexibilidade (Chaitow, 2017; Costa et al., 2009; Fryer, 2011; Thomas et al., 2019). Na revisão sistemática de Thomas et al. (2019) de 12 estudos efetuados em indivíduos assintomáticos, verificou-se que ocorreu um aumento da flexibilidade após a aplicação da TEM. Os mesmos resultados foram verificados num outro estudo de Burns and Wells (2006) em indivíduos assintomáticos. Porém, nenhum destes estudos foi aplicado na articulação tibiotársica.

Na TE existe apenas um estudo semelhante de Dehiles et al. (2011) onde foi comparada a eficácia de uma TE e TEM na amplitude de movimento da rotação cervical, sendo verificado que a rigidez na zona elástica diminuiu significativamente com a TEM, sugerindo que a TE não produziu os mesmos efeitos em termos de flexibilidade que a TEM.

No caso da nossa investigação, comparativamente aos estudos dos autores supracitados, os mesmos efeitos não foram verificados, havendo diminuição da flexibilidade após a aplicação de ambas as técnicas em todas as forças de medição avaliadas (10N/20N/40N).

Uma possível explicação para estes resultados será o aumento da rigidez fascial, ou seja, diminuição da flexibilidade após a aplicação de uma contração isométrica. Pois segundo Schleip et al. (2011) num estudo realizado em fáschia de porco *in vitro*, foi sugerido que o efeito de endurecimento de deformação não é causado exclusivamente pela contração celular ativa de fibroblastos/miofibroblastos. Verificando-se nesta investigação que após a

fáschia ser submetida a condições isométricas, ocorreu um aumento da rigidez tecidual parcialmente causado pela hidratação da matriz temporariamente alterada.

Devido aos resultados inesperados no nosso estudo, investigações adicionais foram realizadas considerando como objetivo secundário o efeito entre técnicas no intervalo de 20N e os 40N de força de medição. Neste intervalo foi verificada a ocorrência de um ligeiro aumento de flexibilidade após a aplicação das técnicas, no entanto não revelou ser estatisticamente significativo ($p = 0,828$).

Analisamos também o efeito das técnicas nas variáveis da atividade física, género e dominância como objetivos secundários.

Relativamente à atividade física, segundo Cheng and Rice (2012); Obst, Barrett, and Newsham-West (2013) existem alterações na flexibilidade entre atletas e sedentários. Nos resultados obtidos para atividade física verificamos que de acordo com os autores supracitados, existiram diferenças mesmo que não significativas na flexibilidade sem ter em consideração a técnica. Demonstrando que ao contrário dos estudos anteriormente mencionados, os indivíduos que praticam desporto tiveram valores de flexibilidade inferiores aos indivíduos que não praticam qualquer desporto.

No entanto, nas diferenças observadas depois da aplicação das técnicas, os resultados obtidos entre os 20/40N demonstraram um aumento da flexibilidade em indivíduos ativos após a aplicação da TEM, não se evidenciando estatisticamente significativo para a atividade física. Contudo no estudo de Costa et al. (2009) assim citado por Coelho et al. (2005) o efeito da TEM em atletas obteve um maior ganho de flexibilidade relativamente à sua aplicação em indivíduos sedentários.

Nos resultados obtidos para os géneros, Intziegianni et al. (2017) refere que as mulheres têm menor rigidez miofascial que é indicativo para uma flexibilidade superior relativamente aos homens. Sendo que a nossa investigação constitui o mesmo número de indivíduos do sexo masculino e feminino, verificou-se que de acordo com o autor mencionado, as mulheres obtiveram valores superiores de flexibilidade antes e após a aplicação das técnicas. Valor este, não apresentando diferenças estatisticamente significativas entre técnicas.

No caso da dominância do membro inferior não foi estudada a sua influência com as técnicas, sendo verificadas diferenças altamente significativas entre o membro inferior dominante e o membro inferior não dominante. No entanto, num estudo de Costa et al. (2009) tendo em consideração a TEM, refere não haver alteração nos resultados entre a dominância dos membros.

5.1 Limitações do estudo

Em fase de termino desta investigação, pretendemos delinear algumas limitações encontradas ao longo deste estudo, assim como, realizar algumas recomendações e sugestões para a estruturação e desenvolvimento de futuras investigações.

Uma das limitações iniciais desta investigação foi em termos de pressupostos teóricos relativos à TE, devido à escassa literatura existente até à data.

Outra limitação do estudo foi a aplicação das técnicas em indivíduos assintomáticos, não havendo deste modo uma relação direta dos nossos resultados com os efeitos das técnicas em indivíduos sintomáticos.

Também consideramos que os indivíduos que participaram no estudo possam ter tido influência nos resultados. Deste modo a flexibilidade poderá ter sido afetada pelas diferenças interpessoais, assim como pela impossibilidade de controlar o que os indivíduos fizeram antes da participação no estudo, não esquecendo que não foi considerada a quantificação do nível de relaxamento dos indivíduos aquando as medições.

Acreditamos que uma familiarização ao estudo poderia influenciar o aumento do relaxamento dos indivíduos participantes no estudo e conseqüentemente uma maior fiabilidade dos resultados. Pois segundo Green, Parro, and Gabriel (2014), deve ser feita a familiarização da intervenção aplicada nos indivíduos de um estudo experimental (pré e pós teste) assim como em estudos contendo comparações entre populações (género e idade).

6 Conclusão

Com a elaboração deste estudo e atendendo ao objetivo principal imposto, verificou-se que ambas as técnicas aplicadas não foram eficazes para o incremento de flexibilidade em DF da articulação tibiotársica, não sendo possível responder da forma esperada.

Pelo facto de não terem sido obtidos resultados estatisticamente significativos não podemos responder de acordo com a hipótese proposta inicialmente para este estudo, sendo seguramente um estímulo para que seja feito um trabalho mais aprofundado, tendo em conta algumas das limitações ocorridas.

Porém com o avançar desta investigação, consideramos pertinente estudar a flexibilidade dos indivíduos entre os 20/40N de força, onde foram obtidos resultados semelhantes aos sugeridos como hipótese para o objetivo principal, mesmo não sendo estatisticamente significativos.

Este estudo permitiu-nos abranger uma temática que ainda era pouco explorada, tornando-se interessante principalmente para a TE, podendo vir a revelar um tema de investigações futuras para que se consiga entender mais sobre os seus mecanismos e efeitos.

Deste modo, para investigações futuras acreditamos que seria de relevante interesse estudar os efeitos de ambas as técnicas numa amostra mais alargada e em indivíduos sintomáticos, para obter dados mais concretos sobre a eficácia das técnicas num contexto clínico.

Por fim sendo este um estudo de investigação, foram aprofundados conhecimentos que nos incentivaram a continuar à procura da informação essencial para o progresso da Osteopatia.

7 Referências bibliográficas

- Abboud, R. J. (2002). Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, 16, 165 - 179. doi:10.1006/cuor.2002.0268
- Beche, A. O., & Carvalho, P. (2018). Efeitos imediatos da manipulação e mobilização em jovens com instabilidade crônica de tornozelo
- Burns, D. K., & Wells, M. R. (2006). Gross range of motion in the cervical spine: the effects of osteopathic muscle energy technique in asymptomatic subjects. *J Am Osteopath Assoc*, 106(3), 137-142. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16585381>
- Chaitow, L. (2017). *Terapia Manual para Disfunção Fascial*. Artmed.
- Cheng, A. J., & Rice, C. L. (2012). Factors contributing to the fatigue-related reduction in active dorsiflexion joint range of motion. *Appl Physiol Nutr Metab*, 38(5), 490-497. doi:10.1139/apnm-2012-0357
- Chino, K., & Takahashi, H. (2018). Association of Gastrocnemius Muscle Stiffness With Passive Ankle Joint Stiffness and Sex-Related Difference in the Joint Stiffness. *J Appl Biomech*, 34(3), 169-174. doi:10.1123/jab.2017-0121
- Costa, M. A., Ferreira, J. I. A., Almeida, A., Mendonça, R., & Fortes, R. E., R. (2009). Análise comparativa da eficácia do alongamento manual entre a técnica de energia muscular e o alongamento estático. *Fisioterapia Brasil*, 10(5). doi:<http://dx.doi.org/10.33233/fb.v10i5.1562>
- Čretnik, A. (2012). *Achilles Tendon*. Croatia: InTech.
- Dalmau-Pastor, M., Fargues-Polo, B., Jr., Casanova-Martinez, D., Jr., Vega, J., & Golano, P. (2014). Anatomy of the triceps surae: a pictorial essay. *Foot Ankle Clin*, 19(4), 603-635. doi:10.1016/j.fcl.2014.08.002
- Dayton, P. (2016). Anatomic, Vascular, and Mechanical Overview of the Achilles Tendon. *Clin Podiatr Med Surg*, 34(2), 107-113. doi:10.1016/j.cpm.2016.10.002
- Dehiles, R., Salem, W., & Klein, P. (2011). Comparaison des effets d'une technique myotensive de Mitchell et d'une technique dite "en accourcissement contrarié" sur la rotation axiale passive du rachis cervical. *La Revue de l'Ostéopathie*.
- Denzin, N. K., & Lincoln, Y. S. (2006). *O Planejamento da Pesquisa Qualitativa - Teorias e Abordagens* (T. S. R. Netz, Trans.). Porto Alegre: Artmed.
- Doral, M. N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O. A., Donmez, G., & Maffulli, N. (2010). Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18(5), 638-643. doi:10.1007/s00167-010-1083-7
- Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. M. (2009). *Grays Anatomy for Students* (2ª ed.): Churchill Livingstone.
- Fortin, M. F. (1999). *O Processo de Investigação - Da concepção à realização* (N. Salgueiro, Trans.). Loures: Lusociência.
- Fortin, M. F. (2003). *O Processo de Investigação - Da concepção à realização* (3ª ed.). Loures: Lusociência.
- Fortin, M. F. (2009). *Fundamentos e etapas do processo de investigação* Loures: Lusodidacta.

- Fryer, G. (2011). Muscle energy technique: An evidence-informed approach. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 14(1), 3-9. doi:10.1016/j.ijosm.2010.04.004
- Fryer, G., & Ruszkowski, W. (2004). The influence of contraction duration in muscle energy technique applied to the atlanto-axial joint. *Journal of Osteopathic Medicine*, 7, 79-84.
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., & Williams, A. K. (1999). Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther*, 79(9), 827-838. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10479783>
- Gandhir, V. N., & Cunha, B. (2021). Goniometer. In *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing
- Copyright © 2021, StatPearls Publishing LLC.
- Garofolini, A., Taylor, S., McLaughlin, P., Stokes, R., Kusel, M., & Mickle, K. J. (2019). Repeatability and accuracy of a foot muscle strength dynamometer. *Med Eng Phys*, 67, 102-108. doi:10.1016/j.medengphy.2019.03.005
- Green, L. A., Parro, J. J., & Gabriel, D. A. (2014). Quantifying the familiarization period for maximal resistive exercise. *Appl Physiol Nutr Metab*, 39(3), 275-281. doi:10.1139/apnm-2013-0253
- Intziagianni, K., Cassel, M., Hain, G., & Mayer, F. (2017). Gender Differences of Achilles tendon Cross-sectional Area during Loading. *Sports Med Int Open*, 1(4), E135-E140. doi:10.1055/s-0043-113814
- Jeon, I. C., Kwon, O. Y., Yi, C. H., Cynn, H. S., & Hwang, U. J. (2015). Ankle-Dorsiflexion Range of Motion After Ankle Self-Stretching Using a Strap. *J Athl Train*, 50(12), 1226-1232. doi:10.4085/1062-6050-51.1.01
- Kawakami, Y., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2008). The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: implications for flexibility. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38(5), 269-276. doi:10.2519/jospt.2008.2632
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2012). *Therapeutic Exercise: foundations and techniques* (6^a ed.): F. A. Davis Company.
- Kubo, K. (2015). Effects of repeated concentric and eccentric contractions on tendon blood circulation. *Int J Sports Med*, 36(6), 481-484. doi:10.1055/s-0034-1398649
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Tsunoda, N., & Kanehisa, H. (2008). Noninvasive measures of blood volume and oxygen saturation of human Achilles tendon by red laser lights. *Acta Physiol (Oxf)*, 193(3), 257-264. doi:10.1111/j.1748-1716.2008.01841.x
- Lederman, E., Breen, A. C., Hartman, L. S., & Newham, D. J. (1997). *Fundamentals of Manual Therapy: Physiology, Neurology and Psychology* Churchill Livingstone.
- Li, N., Mendoza, F., Rugonyi, S., Farsad, K., Kaufman, J. A., Jahangiri, Y., . . . Al-Hakim, R. (2020). Venous Biomechanics of Angioplasty and Stent Placement: Implications of the Poisson Effect. *J Vasc Interv Radiol*, 31(8), 1348-1356. doi:10.1016/j.jvir.2020.02.033
- Longo, U. G., Ronga, M., & Maffulli, N. (2009). Achilles tendinopathy. *Sports Med Arthrosc Rev*, 17(2), 112-126. doi:10.1097/JSA.0b013e3181a3d625
- Macchi, M., Spezia, M., Elli, S., Schiaffini, G., & Chisari, E. (2020). Obesity Increases the Risk of Tendinopathy, Tendon Tear and Rupture, and Postoperative Complications: A

- Systematic Review of Clinical Studies. *Clin Orthop Relat Res*, 478(8), 1839-1847. doi:10.1097/CORR.0000000000001261
- Maffulli, N., Longo, U. G., Kadakia, A., & Spiezia, F. (2019). Achilles tendinopathy. *Foot Ankle Surg*, 26(3), 240-249. doi:10.1016/j.fas.2019.03.009
- McNeil, C. J., Allen, M. D., Olympico, E., Shoemaker, J. K., & Rice, C. L. (2015). Blood flow and muscle oxygenation during low, moderate, and maximal sustained isometric contractions. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 309(5), R475-481. doi:10.1152/ajpregu.00387.2014
- Medeiros, D. M., & Martini, T. F. (2017). Chronic effect of different types of stretching on ankle dorsiflexion range of motion: Systematic review and meta-analysis. *Foot (Edinb)*, 34, 28-35. doi:10.1016/j.foot.2017.09.006
- Nuzzo, J. L. (2019). The Case for Retiring Flexibility as a Major Component of Physical Fitness. *Sports Med*, 50(5), 853-870. doi:10.1007/s40279-019-01248-w
- Oberlaender, A. P., Silva, E., Nascimento, J. L., & Fernando, C. (2010). A eficácia do tratamento cinesioterapêutico na recuperação funcional do membro inferior em uma entorse de tornozelo grau 3: Estudo de caso. Retrieved from <https://www.efdeportes.com/efd147/recuperacao-funcional-em-uma-entorse-de-tornozelo.htm>
- Obst, S. J., Barrett, R. S., & Newsham-West, R. (2013). Immediate effect of exercise on achilles tendon properties: systematic review. *Med Sci Sports Exerc*, 45(8), 1534-1544. doi:10.1249/MSS.0b013e318289d821
- Orselli, M. I. V., Franz, J. R., & Thelen, D. G. (2017). The effects of Achilles tendon compliance on triceps surae mechanics and energetics in walking. *J Biomech*, 60, 227-231. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.06.022
- Paiziev, A., Wolf, M., & Kerimov, F. (2017). Dorsiflexor Muscle Oxygenation During Low, Moderate and Submaximal Sustained Isometric Contraction. *Adv Exp Med Biol*, 977, 21-26. doi:10.1007/978-3-319-55231-6_4
- Saini, S. S., Reb, C. W., Chapter, M., & Daniel, J. N. (2015). Achilles Tendon Disorders. *J Am Osteopath Assoc*, 115(11), 670-676. doi:10.7556/jaoa.2015.138
- Schleip, R., Duerksen, L., Vleeming, A., Naylor, I. L., Lehmann-Horn, F., Zorn, A., . . . Klingler, W. (2011). Strain hardening of fascia: static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *J Bodyw Mov Ther*, 16(1), 94-100. doi:10.1016/j.jbmt.2011.09.003
- Scholes, M., Stadler, S., Connell, D., Barton, C., Clarke, R. A., Bryant, A. L., & Malliaras, P. (2017). Men with unilateral Achilles tendinopathy have impaired balance on the symptomatic side. *J Sci Med Sport*, 21(5), 479-482. doi:10.1016/j.jsams.2017.09.594
- Silbernagel, K. G., Hanlon, S., & Sprague, A. (2020). Current Clinical Concepts: Conservative Management of Achilles Tendinopathy. *J Athl Train*, 55(5), 438-447. doi:10.4085/1062-6050-356-19
- Souza-Silva, E., Christensen, S. W., Hirata, R. P., Larsen, R. G., & Graven-Nielsen, T. (2017). Blood flow after contraction and cuff occlusion is reduced in subjects with muscle soreness after eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports*, 28(1), 29-39. doi:10.1111/sms.12905
- Standring, S. (2011). *Gray's Anatomia: A base anatômica da prática clínica* (40ª ed.): Churchill Livingstone.

- Stanek, J., Sullivan, T., & Davis, S. (2018). Comparison of Compressive Myofascial Release and the Graston Technique for Improving Ankle-Dorsiflexion Range of Motion. *J Athl/Train*, *53*(2), 160-167. doi:10.4085/1062-6050-386-16
- Steel, A., Peng, W., Sibbritt, D., & Adams, J. (2020). Introducing national osteopathy practice-based research networks in Australia and New Zealand: an overview to inform future osteopathic research. *Sci Rep*, *10*(1), 846. doi:10.1038/s41598-020-57918-7
- Thomas, E., Cavallaro, A. R., Mani, D., Bianco, A., & Palma, A. (2019). The efficacy of muscle energy techniques in symptomatic and asymptomatic subjects: a systematic review. *Chiropr Man Therap*, *27*, 35. doi:10.1186/s12998-019-0258-7
- van der Vlist, A. C., Breda, S. J., Oei, E. H. G., Verhaar, J. A. N., & de Vos, R. J. (2019). Clinical risk factors for Achilles tendinopathy: a systematic review. *Br J Sports Med*, *53*(21), 1352-1361. doi:10.1136/bjsports-2018-099991
- Wheatley, B. B., Odegard, G. M., Kaufman, K. R., & Haut Donahue, T. L. (2018). Modeling Skeletal Muscle Stress and Intramuscular Pressure: A Whole Muscle Active-Passive Approach. *J Biomech Eng*, *140*(8). doi:10.1115/1.4040318
- Wigmore, D. M., Propert, K., & Kent-Braun, J. A. (2006). Blood flow does not limit skeletal muscle force production during incremental isometric contractions. *Eur J Appl Physiol*, *96*(4), 370-378. doi:10.1007/s00421-005-0037-0

Anexos

Anexo I – Carta de pedido de autorização dos alunos



Exmo. Senhor,
Diretor da ESSVA
Prof. Doutor Almeida Dias

V. N. de Famalicão, 22 de abril de 2021

N / Ref^o: ESSVA / ENF-VA – 004/2021

Assunto: Pedido de autorização para a recolha de dados.

Nós, Filipe Nunes Rodrigues e Pedro Jorge Oliveira Cardoso estudantes do 4º ano do Curso de Licenciatura em Osteopatia, lecionado no Instituto Politécnico de Saúde do Norte - Escola Superior do Vale do Ave, estamos a desenvolver no ano letivo: 2020/2021 um trabalho de investigação no âmbito da unidade curricular de Estágio IV, sob orientação do Professor Rui Lima Lago, com o tema “Eficácia das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotársica em dorsiflexão”. Este estudo consiste em comparar os efeitos imediatos de uma técnica de energia muscular relativamente a uma técnica de encurtamento, ambas aplicadas ao tendão de Aquiles.

No âmbito deste estudo, pretende-se selecionar, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão definidos, uma amostra de 40 alunos saudáveis e assintomáticos que serão aleatoriamente distribuídos por dois grupos. Num grupo será aplicada a técnica de encurtamento e no outro a técnica de energia muscular. Será feita uma avaliação antes e uma avaliação após a execução das técnicas para comparação de resultados. Terá deste modo que ser feito o registo das amplitudes de dorsiflexão da tibiotársica com o auxílio de um suporte de avaliação de dorsiflexão do tornozelo de forma a manter a estabilização necessária. Todo o processo será supervisionado pelo professor orientador. Devemos salientar que será apresentada uma declaração de consentimento informado a todos os participantes, na qual estarão descritos os direitos enquanto participantes, bem como será garantida a confidencialidade dos de todos os dados que sejam recolhidos. Será lido um texto, que explica qual o objetivo do estudo antes de serem fornecidos quaisquer dados do praticante. Todos os dados de identificação neste projeto estarão codificados de modo a que apenas quem está responsável por este projeto consiga identificar.

Com isto vimos por este meio solicitar a vossa excelência, permissão para realização desta tarefa no dia 29 de Abril de 2021, nas instalações da ESSVA. Todo este processo não é invasivo, não



CESPU – COOPERATIVA DE ENSINO SUPERIOR POLITÉCNICO E UNIVERSITÁRIO, CRL
Rua José António Vidal, 81. 4760-409 Vila Nova de Famalicão. T.:+351 252 303 600 . F.:+351 252 303 694
NIF 501 577 840 . CAP. SOCIAL 1.250.000 EUR . MAT. CONS. R. C. PORTO Nº 216 . www.cespu.pt

provoca qualquer dano aos participantes e em nada comprometerá o normal funcionamento das atividades letivas que estejam a ocorrer nessa data.

Agradecemos desde já a atenção disponibilizada por Vossa Excia. para o assunto, estamos à disposição para eventuais esclarecimentos.

Aguardamos deferimento a este pedido.

Com os melhores cumprimentos,



Mestre Rui Lima do Lago
Orientador do estudo

Prof. Doutor Vítor Castro

Coordenador do Curso de Licenciatura em Osteopatia



Anexo II – Declaração de consentimento informado

Declaração de consentimento informado

Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996; Edimburgo 2000; Seul 2008 e Fortaleza 2013)

“Eficácia das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotársica em dorsiflexão.”

Eu _____ (nome completo do(a) voluntário(a), compreendi a explicação que me foi fornecida acerca da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído(a). Foi-me dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e de todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação ou explicação que me foi prestada versou os procedimentos, bem como os objetivos do estudo e ausência de qualquer tipo de risco à integridade. Fui também informado(a) do direito de recusar a qualquer altura a minha participação no estudo, sem que daí resulte qualquer prejuízo.

Por isso, consinto que me seja aplicado o método, o tratamento ou o inquérito proposto pelo investigador.

Data: ____/_____/____

Assinatura da Voluntário/a:

O investigador responsável:

Anexo III – Formulário

05/03/2021

Eficácia das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotársica em dorsiflexão

Eficácia das técnicas de energia muscular e encurtamento na mobilidade da tibiotársica em dorsiflexão

Com o presente formulário temos como objetivo comparar duas técnicas osteopáticas no ganho de flexão dorsal do pé, no âmbito de de um projeto de investigação da COOPERATIVA DE ENSINO SUPERIOR, POLITÉCNICO E UNIVERSITÁRIO VALE DO AVE, CRL. Este estudo, de natureza quantitativa realizar-se-à a indivíduos do sexo masculino e feminino com idades compreendidas entre os 18 e os 40 anos. Todos os dados por este formulário recolhidos serão tratados com confidencialidade e anonimato e pode desistir a qualquer momento. Levará apenas 5 minutos a preencher este formulário Pedimos que responda com a maior coerência às nossas questões.

Muito obrigado pela sua participação.

***Obrigatório**

1. Nome: *

2. Idade: *

3. Altura: *

Usar vírgula. Ex: 1,50

4. Peso: *

5. Membro inferior dominante: *

Marcar apenas uma oval.

- Direito
- Esquerdo

6. Antecedentes médicos: *

Marcar tudo o que for aplicável.

- Nenhum
- Histórico de rotura do tendão de Aquiles
- Histórico de fraturas do tornozelo ou pé (Perónio, tibia, astrágalo, calcâneo)
- Diabetes
- Patologias reumatológicas (espondilite anquilosante, lúpus, artrite juvenil, psoríase, artrite de reiter ou reativa, etc)
- Patologias neurológicas (Parkinson, etc)
- Antecedentes de pé boto
- Histórico de cirurgia ao nível da tibiotalar

Outra: _____

7. Atividade física *

Marcar apenas uma oval.

- Nenhuma vez por semana
- De 1 a 3 vezes por semana *Avançar para a pergunta 8*
- De 4 a 5 vezes por semana *Avançar para a pergunta 8*
- De 6 a 7 vezes por semana *Avançar para a pergunta 8*

Com o presente formulário temos como objetivo comparar duas técnicas osteopáticas no ganho de flexão dorsal do pé, no âmbito de de um projeto de investigação da COOPERATIVA DE ENSINO SUPERIOR, POLITÉCNICO E UNIVERSITÁRIO VALE DO AVE, CRL.

Este estudo, de natureza quantitativa realizar-se-à a indivíduos do sexo masculino e feminino com idades compreendidas entre os 18 e os 40 anos.

Todos os dados por este formulário recolhidos serão tratados com confidencialidade e anonimato e pode desistir a qualquer momento.

Levará apenas 5 minutos a preencher este formulário

Pedimos que responda com a maior coerência às nossas questões.

Muito obrigado pela sua participação.

8. Especifique qual a atividade física? *

Este conteúdo não foi criado nem aprovado pela Google.

Google Formulários

Anexo IV – Grelha de recolha de dados

Carimbo de data/hora	Código	Idade	Altura	Peso	Antecedentes médicos	Atividade física	Frequência da atividade física	Tipo de atividade física	Membro inferior dominante	IMC	Categoria IMC	Género	Técnica
4/29/2021 9:49:30	1	21	1,8	85		2 Sedentário		1	0	1 26,2345679	3	2	2
4/29/2021 10:09:18	2	28	1,7	56		2 Sedentário		1	0	1 19,37716263	1	1	2
4/29/2021 10:19:24	3	23	1,65	56		2 Sedentário		1	0	1 20,56932966	2	1	1
4/29/2021 10:36:46	4	30	1,51	48		2 Sedentário		1	0	1 21,05170826	2	1	1
4/29/2021 10:30:11	5	21	1,58	50		2 Sedentário		1	0	1 20,02884153	2	1	1
4/29/2021 10:51:21	6	27	1,63	63		2 Sedentário		1	0	1 23,71184463	2	1	2
4/29/2021 10:52:42	7	21	1,68	68		2 Sedentário		1	0	1 24,09297052	2	1	1
4/29/2021 10:53:43	8	21	1,62	80		1 Sedentário		1	0	1 30,48315806	4	1	1
4/29/2021 10:55:57	9	25	1,8	70		2 Sedentário		1	0	1 21,60493827	2	1	2
4/29/2021 10:54:48	10	20	1,75	85		2 Sedentário		1	0	1 27,75510204	3	1	2
4/29/2021 11:24:35	11	39	1,58	81		2 Ativo		2	1	1 32,44672328	4	1	2
4/29/2021 11:25:30	12	20	1,74	52		2 Ativo		2	1	1 17,17532039	1	1	1
4/29/2021 11:41:55	13	20	1,54	52		2 Sedentário		1	0	1 21,92612582	2	1	1
4/29/2021 11:45:22	14	39	1,75	74		2 Ativo		3	4	1 24,16326531	2	2	2
4/29/2021 11:59:21	15	20	1,68	55		2 Sedentário		1	0	1 19,48696145	1	1	2
4/29/2021 12:00:36	16	21	1,57	64		2 Ativo		3	2	2 25,96454217	3	1	2
4/29/2021 12:04:14	17	25	1,83	94		2 Sedentário		1	0	1 28,06891815	3	2	2
4/29/2021 12:05:29	18	21	1,79	82		2 Sedentário		1	0	1 25,59220998	3	2	1
4/29/2021 12:24:12	19	36	1,68	72		1 Ativo		2	3	1 25,51020408	3	1	2
4/29/2021 12:44:02	20	20	1,6	58		2 Ativo		3	5	1 22,65625	2	2	2
4/29/2021 12:41:00	21	22	1,82	73		2 Sedentário		1	0	2 22,03840116	2	2	2
4/29/2021 13:23:27	22	19	1,8	74		2 Ativo		2	0	1 22,83950617	2	2	2
4/29/2021 13:24:19	23	24	1,72	62		2 Sedentário		1	1	1 20,9572742	2	2	1
4/29/2021 14:03:21	24	19	1,69	62		2 Ativo		3	7	1 21,70792339	2	1	2
4/29/2021 14:04:46	25	20	1,65	55		2 Sedentário		1	0	1 20,2020202	2	1	1
4/29/2021 14:05:50	26	22	1,78	79		1 Sedentário		1	0	1 24,9372049	2	1	1
4/29/2021 14:06:49	27	19	1,62	90		2 Sedentário		1	0	1 34,29355281	4	1	1
4/29/2021 14:12:51	28	39	1,72	68		2 Sedentário		1	0	1 22,98539751	2	2	2
4/29/2021 14:35:58	29	27	1,86	84		2 Ativo		2	3	1 24,28026361	2	2	1
4/29/2021 14:36:55	30	19	1,68	68		2 Ativo		2	1	1 24,09297052	2	2	1
4/29/2021 14:58:37	31	19	1,78	60		2 Ativo		2	5	1 18,9370029	1	2	1
4/29/2021 14:53:57	32	20	1,78	66		2 Ativo		4	7	2 20,83070319	2	2	1
4/29/2021 15:16:04	33	20	1,75	70		2 Ativo		2	6	1 22,85714286	2	2	1
4/29/2021 15:12:10	34	18	1,83	100		2 Ativo		3	6	1 29,86055123	3	2	2
4/29/2021 15:23:40	35	28	1,72	73		2 Ativo		2	1	1 24,67550027	2	2	1
4/29/2021 15:27:24	36	18	1,67	65		2 Sedentário		1	0	1 23,30668005	2	1	2
4/29/2021 15:27:56	37	24	1,75	55		2 Sedentário		1	0	1 17,95918367	1	1	1
4/29/2021 15:45:49	38	20	1,8	90		2 Sedentário		1	0	1 27,77777778	3	2	2
4/29/2021 15:48:03	39	19	1,61	51		2 Ativo		3	7	1 19,67516685	1	2	1
4/29/2021 16:09:47	40	25	1,76	67		2 Ativo		2	2	1 21,62964876	2	2	1
4/29/2021 16:23:30	41	22	1,75	84		2 Ativo		2	5	2 27,42857143	3	2	2
4/30/2021 14:07:10	42	25	1,67	51		2 Ativo		2	1	1 18,28677973	1	1	1
4/29/2021 17:11:37	43	20	1,67	53		2 Ativo		2	1	1 19,00390835	1	1	2
4/29/2021 17:25:27	44	21	1,86	92		2 Ativo		2	4	1 26,59266967	3	2	1
4/29/2021 18:03:08	45	19	1,79	70		2 Ativo		2	8	1 21,84700852	2	2	2
4/29/2021 18:05:22	46	18	1,62	70		2 Ativo		2	1	1 26,6727633	3	1	1
4/30/2021 14:05:55	47	19	1,64	88		2 Ativo		2	2	2 32,71861987	4	1	2

Amplitude do membro inferior não dominante (10N)	Amplitude do membro inferior não dominante (20N)	Amplitude do membro inferior não dominante (40N)
88	86,66667	82
88	85	78,33
88	86,66	82
87	85	79
86,33	83,66	78
88	87	78,33
89	88	85,66
88	88	85
88	86	81
89	88	83
88	88	86
88	83,33	75,66
89	87	83,66
89	87	81
89	88	83,33
87	81,66	76,33
89	88	84,66
88	87	83
88	88	84
89	89	86
89	89	87
87,33	86,66	83
88	86	81
88	87,66	80,33
87,66	87	81,66
88	86,33	79,66
89	89	87
89	88	87
87	85,66	81
89	88	86
88	88	86,33
88	87,66	84,33
89	88	86
89	88	79,33
88	88	82
88	87,66	85
88	84	76,66
87	83	77
89	88	86
87,66	83,66	77
89	87,66	84
87,33	85	82
88	86	81,33
88	87	84,66
84,66	80,66	77,66

Amplitude do membro inferior dominante antes da técnica (10N)	Amplitude do membro inferior dominante antes da técnica (20N)	Amplitude do membro inferior dominante antes da técnica (40N)
87,333333	86	82
88	85	79
89	87	81
87	83	77,33
87	82	73,33
88	83	73,66
88	87	83
88	87	84
88	86,33	82
87	82	77
87	87	83,66
87,33	83,66	77
88	86	80,33
89	86,66	80
88	86	81,66
87	82,33	73,33
88	87	83,66
87	84,33	81,66
88	88	84,66
87	84,66	79
89	88	84
89	88	84
88	87	81
87,66	86	79,66
85	81,33	75,66
87	86	79,33
88	87	80,66
88	87	84,66
88	86,33	81,66
88	87	82
89	88	86,66
88	88	85
87,33	86	82,66
88	86,33	80,33
88	83	76,33
87,33	85,33	79,66
88	87	83
83	78	74
86,66	81,66	77
89	88	85,33
88	85	78
87	84	79,33
89	86,33	82
87,33	85,33	81
87,33	86	83
87,33	82,33	78,33

Amplitude do membro inferior dominante depois da técnica (10N)	Amplitude do membro inferior dominante depois da técnica (20N)	Amplitude do membro inferior dominante depois da técnica (40N)
88	87,333333	82,666667
89	86	80
88	87	80
87	86,66	80
87	81,33	71,66
89	88	80,66
86	83,66	81,33
88	88	84,66
88,66	87	82
88	84,66	78
88	87,33	85
88	84	79
89	88	80,33
87	84,33	78,33
88	87	82
87	83,33	72,66
87,66	86,66	82,33
87	85	81,66
89	88	86
88	84,33	80
89	89	86
89	89	85
87	86	81
88	85,66	80
86	87,33	72
88	87	81,66
88	86,66	80
89	88	84,66
88	87,33	85
89	88	85
88,66	88	85,66
88	88	85
88	86	80
89	87,66	84,66
88	87	79,33
88	87	77
88	87	84
86	80	75,66
87	84	78
89	88	85
89	87	79
86,66	84	78,66
88	86	81
86,66	84,33	77
88	87	84,33
87	86	80

Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (10N)	Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (20N)	Média da flexibilidade do membro inferior não dominante (40N)	Flexibilidade entre 20/40N no membro inferior não dominante
0,667	0,5565	0,6732	0,233
0,667	0,8365	0,9928	0,334
0,667	0,5565	0,6732	0,233
1,0013	0,8365	0,9338	0,3
1,2248	1,0621	1,0123	0,283
0,667	0,5006	0,9928	0,434
0,3333	0,3335	0,3621	0,117
0,667	0,3335	0,4182	0,15
0,667	0,6682	0,7593	0,25
0,3333	0,3335	0,5877	0,25
0,667	0,3335	0,3341	0,1
0,667	1,1187	1,2329	0,384
0,3333	0,5006	0,531	0,167
0,3333	0,5006	0,7593	0,3
0,3333	0,3335	0,5593	0,234
1,0013	1,4038	1,1725	0,267
0,3333	0,3335	0,4464	0,167
0,667	0,5006	0,5877	0,2
0,667	0,3335	0,5027	0,2
0,667	0,5006	0,7593	0,3
0,3333	0,1666	0,3341	0,15
0,3333	0,1666	0,2503	0,1
0,8899	0,5565	0,5871	0,183
0,667	0,6682	0,7593	0,25
0,667	0,3892	0,8172	0,367
0,7785	0,5006	0,7019	0,267
0,667	0,6124	0,8754	0,334
0,3333	0,1666	0,2503	0,1
0,3333	0,3335	0,2503	0,05
1,0013	0,7243	0,7593	0,233
0,3333	0,3335	0,3341	0,1
0,667	0,3335	0,3062	0,084
0,667	0,3892	0,4345	0,167
0,3333	0,3335	0,3341	0,1
0,3333	0,3335	0,9046	0,434
0,3333	0,3335	0,6732	0,3
0,667	0,3892	0,4182	0,133
0,667	1,0058	1,142	0,367
1,0013	1,1754	1,1118	0,3
0,3333	0,3335	0,3341	0,1
0,7785	1,0621	1,1118	0,333
0,3333	0,3892	0,5027	0,183
0,8899	0,8365	0,6732	0,15
0,667	0,6682	0,7306	0,234
0,667	0,5006	0,4464	0,117
1,7856	1,5765	1,0521	0,15

Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (10N)	Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (20N)	Média da flexibilidade do membro inferior dominante antes da técnica (40N)	Flexibilidade entre 20/40N no membro inferior dominante antes da técnica
0,8899	0,6682	0,6732	0,2
0,667	0,8365	0,9338	0,3
0,3333	0,5006	0,7593	0,3
1,0013	1,1754	1,0819	0,284
1,0013	1,4364	1,4499	0,434
0,667	1,1754	1,4189	0,467
0,667	0,5006	0,5877	0,2
0,667	0,5006	0,5027	0,15
0,667	0,6124	0,6732	0,217
1,0013	1,3464	1,1121	0,25
1,0013	0,5006	0,531	0,167
0,8899	1,0621	1,1118	0,333
0,667	0,6682	0,8172	0,284
0,3333	0,5565	0,8461	0,333
0,667	0,6682	0,7019	0,217
1,0013	1,2894	1,4519	0,45
0,667	0,5006	0,531	0,167
1,0013	0,9491	0,7019	0,134
0,667	0,3335	0,4464	0,167
1,0013	0,8928	0,9338	0,283
0,3333	0,3335	0,5027	0,2
0,3333	0,3335	0,4464	0,2
0,667	0,8365	0,7593	0,3
0,7785	0,6682	0,8554	0,317
1,673	1,4612	1,2329	0,284
1,0013	0,6682	0,9099	0,334
0,667	0,5006	0,7882	0,317
0,667	0,5006	0,4464	0,117
0,667	0,6124	0,7019	0,234
0,667	0,5006	0,6732	0,25
0,3333	0,3335	0,2782	0,067
0,667	0,3335	0,4182	0,15
0,8899	0,6682	0,6162	0,167
0,667	0,6124	0,8172	0,3
0,667	1,1757	1,1721	0,334
0,8899	0,7804	0,8754	0,284
0,667	0,5006	0,5871	0,2
2,3515	2,0446	1,387	0,2
1,1131	1,4038	1,1118	0,233
0,3333	0,3335	0,3902	0,134
0,667	0,8365	1,0223	0,35
1,0013	1,0055	0,9046	0,234
0,3333	0,6124	0,6732	0,217
0,8899	0,7804	0,7593	0,217
0,8899	0,6782	0,5877	0,15
0,8899	1,2894	0,9928	0,2

Média da flexibilidade do membro inferior dominante depois da técnica (10N)	Média da flexibilidade do membro inferior dominante depois da técnica (20N)	Média da flexibilidade do membro inferior dominante depois da técnica (40N)	Flexibilidade entre 20/40N no membro inferior dominante depois da técnica
0,667	0,445	0,616	0,233
0,333	0,668	0,846	0,3
0,667	0,501	0,846	0,35
1,001	0,724	0,846	0,333
1,001	1,461	1,61	0,484
0,333	0,334	0,789	0,367
1,337	1,062	0,731	0,117
0,667	0,334	0,445	0,167
0,445	0,501	0,673	0,25
0,667	0,893	1,022	0,333
0,667	0,445	0,418	0,117
0,667	1,006	0,934	0,25
0,333	0,334	0,817	0,384
1,001	0,95	0,993	0,3
0,667	0,501	0,673	0,25
1,001	1,119	1,514	0,534
0,779	0,557	0,645	0,217
1,001	0,837	0,702	0,167
0,333	0,334	0,334	0,1
0,667	0,95	0,846	0,217
0,333	0,167	0,334	0,15
0,333	0,167	0,418	0,2
1,001	0,668	0,759	0,25
0,667	0,724	0,846	0,283
1,337	1,986	1,577	0,767
0,667	0,501	0,702	0,267
0,667	0,557	0,846	0,333
0,333	0,334	0,446	0,167
0,667	0,445	0,418	0,117
0,333	0,334	0,418	0,15
0,445	0,334	0,362	0,117
0,667	0,334	0,418	0,15
0,667	0,668	0,846	0,3
0,333	0,389	0,446	0,15
0,667	0,551	0,905	0,384
0,667	0,501	1,112	0,5
0,667	0,501	0,503	0,15
1,337	1,692	1,233	0,217
1,001	1,006	1,022	0,3
0,333	0,334	0,418	0,15
0,333	0,501	0,934	0,4
1,113	1,006	0,964	0,267
0,667	0,668	0,759	0,25
1,113	0,949	1,112	0,367
0,667	0,501	0,475	0,134
1,001	0,668	0,846	0,3

