



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Morgana Lunardi

Existem diferenças nas propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps entre praticantes de ciclismo, corrida, triatlo e indivíduos fisicamente ativos?

Florianópolis

2023

Morgana Lunardi

Existem diferenças nas propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps entre praticantes de ciclismo, corrida, triatlo e indivíduos fisicamente ativos?

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Educação Física.

Orientador: Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.
Coorientador: Prof. Raphael Luiz Sakugawa, Dr.

Florianópolis

2023

Lunardi, Morgana

Existem diferenças nas propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps entre praticantes de ciclismo, corrida, triatlo e indivíduos fisicamente ativos? / Morgana Lunardi ; orientador, Fernando Diefenthaler, coorientador, Raphael Luiz Sakugawa, 2023.

96 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Florianópolis, 2023.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Arquitetura Muscular. 3. Esportes de Resistência. 4. Produção de Força. 5. Tendão Patelar. I. Diefenthaler, Fernando. II. Sakugawa, Raphael Luiz. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

Morgana Lunardi

Existem diferenças nas propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps entre praticantes de ciclismo, corrida, triatlo e indivíduos fisicamente ativos?

O presente trabalho em nível de doutorado foi avaliado e aprovado, em 17 de novembro de 2023, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Jean Marcel Geremia, Dr.
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Profa. Gabriela Fischer, Dra.
Universidade Federal do de Santa Catarina

Prof. Juliano Dal Pupo, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Mateus Rossato, Dr.
Universidade Federal do Amazonas (Suplente)

Profa. Cíntia de La Rocha Freitas, Dra.
Universidade Federal de Santa Catarina (Suplente)

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de doutora em Educação Física.

Prof. Michel Milistetd, Dr.
Coordenador do Programa

Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.
Orientador – Universidade Federal de Santa Catarina

Florianópolis, 2023.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Sérgio Lunardi e Marisa Lunardi, que mesmo com pouco estudo sempre me incentivaram a seguir o caminho do estudo, e que hoje culmina com a defesa desta tese.

Ao meu orientador, professor Fernando Diefenthaler, que em todos esses anos nunca deixou de acreditar e confiar em mim. Agradeço por todos os ensinamentos, pela paciência e pelas oportunidades, pela dedicação, pelo apoio e por todo suporte mesmo em meio a uma pandemia. Obrigada por sempre me incentivar a ser melhor.

Ao meu coorientador e grande amigo, Raphael Sakugawa, que sempre me ajudou de todas as formas possíveis desde o mestrado. Com certeza você foi um dos maiores presentes que a pós graduação me deu. Obrigada, mil vezes obrigada, por tudo.

A equipe de coletas (Sakugawa e Sampaio) e de análise dos dados (Franklin e Débora), por todo o apoio operacional, com horas abdicadas em prol da realização desta tese. E os atletas que participaram das avaliações, levar choque não é muito fácil, então meu muito obrigada.

Aos meus amigos, colegas e funcionários da academia, Gilmara Rossa e Diogo dos Anjos, por estarem sempre presentes enquanto eu precisei me ausentar para finalizar esta tese. Vocês são parte fundamental na conclusão desta etapa. Estendo também os meus agradecimentos aos meus alunos e alunas, principalmente aqueles que me acompanham e me apoiam desde a graduação (não citarei nomes para não esquecer de ninguém).

Ao Grêmio Foot-ball Porto Alegrense e a Geral do Grêmio, por ser meu refúgio para não enlouquecer. Contigo na boa e na ruim muito mais. Estendo aqui meus agradecimentos aos meus amigos de arquibancada: Greg, Erica, Amanda, Manu, Leo, Lucas, Nubia, João H, Oda, Jean. E a todos do “Rey de Copas Company” e do “Movimento Grêmio de Todos”. Agradeço também as amigadas construídas com torcedores de outros times em cada viagem para acompanhar o tricolor.

Aos meus amigos(as) de UFSC/UFRGS/UCS, que mesmo com a distância sempre estão na torcida por mim (e eu por vocês): Débora, Manu, Silas, Leandro, Fran, Natan, Kati, Ju, Tali, Maurício, Gabriel Mineiro, Ana Flávia, Grazi, Gé. E aos

professores e amigos Natália, Fernando, Rossato e Ewertton por sempre estarem disponíveis para me ajudar. Vocês são exemplos a serem seguidos.

A minha família, em especial, minha dinda Rosa (in memoriam), que partiu tão cedo e nos deixou com um buraco enorme no peito. Sei que você, o Vô e a Vó estão orgulhosos e felizes por mim.

As minhas amigas Leo, Luana, Karine, Tati B, Mariana, Lenir, Luciara, Regi, Lari e Stefane, e os meus amigos João Pedro e Rodrigo pelas risadas, conversas, almoços e apoio.

Aos professores da banca, professora Gabriela Fischer, professora Cíntia de La Rocha Freitas, professor Jeam Geremia, professor Juliano Dal Pupo e professor Mateus Rossato por todas as considerações, disponibilidade, paciência e compreensão.

Agradeço as políticas públicas de inclusão e democratização do acesso ao ensino superior e ao governo do atual presidente Lula, por lá trás, no início de tudo, através do ENEM, permitir que eu tivesse acesso ao curso de Educação Física com 100% de bolsa. E para além, que me permitiu continuar estudando com bolsa de pesquisa da CAPES até o final do doutorado. Por mais apoio ao ensino, a pesquisa e a educação.

Agradeço a UFSC, ao PPGEF e a CAPES pelo apoio institucional e financeiro para a realização desse estudo.

Por fim, agradeço aos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desta tese, pois sozinha, eu não chegaria em lugar algum.

RESUMO

Praticar uma atividade esportiva ao longo dos anos pode moldar as propriedades neuromusculares e tendíneas dos atletas. Dentre os fatores que contribuem para as adaptações observadas destaca-se o tipo de contração muscular predominante, a distância percorrida (curtas ou longas), a intensidade e o ângulo do movimento. O objetivo da presente tese foi comparar as propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Para isso três estudos foram delineados. Todos os estudos foram realizados com 40 voluntários (37 homens e 3 mulheres), com idade entre 18 e 45 anos ($30,3 \pm 8,6$ anos), divididos em praticantes de ciclismo ($n=10$), corrida ($n=10$), triatlo ($n=10$), e indivíduos fisicamente ativos ($n=10$). No estudo 1, o tendão patelar (TP) foi medido por um sistema de ultrassom modo B. Para mensuração do comprimento e espessura (em 5, 10, 15 e 20 mm do comprimento TP) a sonda foi posicionada paralelamente ao tendão e para mensuração da área de secção transversa (AST) a sonda foi posicionada perpendicularmente em 25%, 50% e 75% do comprimento TP. No estudo 2, o comprimento do fascículo (CF), a espessura muscular (EM) e o ângulo de penação (AP) foram medidos por um sistema de ultrassom modo B com imagem panorâmica. Para reto femoral (RF), as variáveis foram analisadas na posição de 50% do seu comprimento. E para vasto lateral (VL) foram analisadas cinco posições, sendo 0% próximo ao joelho e 100% próximo ao quadril. No estudo 3, foram realizadas duas contrações voluntárias isométricas máximas (CVMI) com duração de 5 s, com intervalo de 2 min e com duplete (estímulo elétrico duplo) sobreposto durante o platô de força da CVMI, seguido de um duplete potencializado aplicado 3 s após a CVMI com o participante relaxado. A partir da curva de torque, o pico de torque voluntário (vPT), pico de torque evocado (ePT), duplete potencializado (PD), nível de ativação voluntária (VAL) e taxa de desenvolvimento de torque (TDT) em 15, 30, 50, 100, 150 e 200 ms foram analisados. Os resultados do estudo 1 demonstraram que ciclistas apresentam menor espessura de TP (independentemente do local aferido) em relação ao grupo de triatletas e ao grupo fisicamente ativo. Sem diferenças no comprimento e na AST do TP entre os grupos. Os resultados do estudo 2 demonstraram que não houve diferenças significativas entre os grupos para CF, EM e AP do RF e do VL. Com maiores valores para EM e AP do VL na região próxima ao joelho. Os resultados do estudo 3 demonstraram que não houve diferenças entre os grupos para vPT, ePT, PD e VAL. Observou-se também que houve uma TDT menor para ciclistas em comparação com corredores e controle, e uma TDT mais elevada do grupo controle em comparação com triatletas. Além disso, a TDT independente do grupo foi maior no intervalo de 0-50 ms comparado a 0-200 ms. Em conclusão, ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos apresentam poucas diferenças nas propriedades neuromusculares e tendíneas, em especial, na TDT e na espessura do TP.

Palavras-chave: esportes de resistência; tendão patelar; produção de torque; arquitetura muscular.

ABSTRACT

Practicing a sporting activity over the years can shape the neuromuscular and tendon properties of athletes. Among the factors that contribute to the observed adaptations, the predominant type of muscle contraction, the distance covered (short or long), the intensity and angle of the movement stand out. The objective of this thesis was to compare the neuromuscular and tendon properties of the quadriceps of cyclists, runners, triathletes, and physically active individuals (control group). For this, three studies were designed. All studies were carried out with 40 volunteers (37 men and 3 women), aged between 18 and 35 years (30.3 ± 8.6 years), divided into cyclists (n=10), running (n=10), triathlon (n=10), and physically active individuals (n=10). In study 1, the patellar tendon (PT) was measured using a B-mode ultrasound system. To measure length and thickness (at 5, 10, 15 and 20 mm of the PT length) the probe was positioned parallel to the tendon and for measurement of the cross-sectional area (CSA) the probe was positioned perpendicularly at 25%, 50% and 75% of the PT length. In study 2, fascicle length (FL), muscle thickness (MT), and pennation angle (PA) were measured by a B-mode ultrasound system with panoramic imaging. For rectus femoris (RF), the variables were analyzed at the position of 50% of its length. And for vastus lateralis (VL), five positions were analyzed, with 0% close to the knee and 100% close to the hip. In study 3, two maximal isometric voluntary contractions (CVMI) lasting 5 s were performed, with an interval of 2 min and with a doublet (double electrical stimulus) superimposed during the CVMI force plateau, followed by a potentiated doublet applied for 3 s after CVMI with the participant relaxed. From the torque curve, the voluntary peak torque (vPT), evoked peak torque (ePT), potentiated doublet (PD), voluntary activation level (VAL) and torque development rate (RTD) in 15, 30, 50, 100, 150 and 200 ms were analyzed. The results of study 1 demonstrated that cyclists have lower PT thickness (regardless of the location measured) in relation to the group of triathletes and the physically active group. No differences in PT length and AST between groups. The results of study 2 demonstrated that there were no significant differences between the groups for FL, MT and PA of the RF and VL. With higher values for MT and PA of the VL in the region close to the knee. The results of study 3 demonstrated that there were no differences between groups for vPT, ePT, PD and VAL. It was also observed that there was a lower RTD for cyclists compared to runners and controls, and a higher RTD for the control group compared to triathletes. Furthermore, group-independent TDT was greater in the 0-50 ms range compared to 0-200 ms. In conclusion, cyclists, runners, triathletes, and physically active individuals present few differences in neuromuscular and tendon properties, especially in RTD and PT thickness.

Keywords: endurance sports; patellar tendon; torque production; muscular architecture.

SUMÁRIO

1	CAPÍTULO I.....	10
1.1	INTRODUÇÃO.....	10
1.2	OBJETIVOS.....	14
1.2.1	Objetivo Geral.....	14
1.2.2	Objetivos Específicos.....	14
2	CAPÍTULO II.....	16
2.1	MORFOLOGIA TENDÍNEA.....	16
2.1.1	Confiabilidade de um dispositivo especial para medição da área transversal do tendão patelar por ultrassonografia.....	16
2.1.2	Características morfológicas do tendão patelar em corredores, ciclistas, triatletas e indivíduos fisicamente ativos	27
2.2	MORFOLOGIA MUSCULAR.....	42
2.2.1	Arquitetura muscular do reto femoral e vasto lateral em corredores, ciclistas, triatletas e fisicamente ativo	42
2.3	PRODUÇÃO DE TORQUE	53
2.3.1	Capacidade de produção de torque no joelho em corredores, ciclistas, triatletas e fisicamente ativos	53
3	CAPÍTULO III.....	66
3.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS	66
	REFERÊNCIAS.....	67
	APÊNDICE A – TABELA SUPLEMENTAR ARTIGO 1.....	81
	APÊNDICE B – TABELA SUPLEMENTAR ARTIGO 2.....	82
	APÊNDICE C – TABELA SUPLEMENTAR ARTIGO 3.....	83
	APÊNDICE D – TABELA SUPLEMENTAR ARTIGO 4.....	84
	ANEXO A – ARTIGO 1	85
	ANEXO B – ARTIGO 2	92
	ANEXO C – APROVAÇÃO NO CEPESH	93

1 CAPÍTULO I

1.1 INTRODUÇÃO

Diversos estudos vêm sendo realizados para compreender como ocorre a produção de torque muscular no corpo humano e quais fatores influenciam nessa capacidade. Evidências apontam que fatores morfológicos (i.e., área de secção transversa, ângulo de penação, comprimento do fascículo e propriedades mecânicas do tendão) e neurais (i.e., frequência de disparo, número de unidades motoras recrutadas e uma menor coativação dos músculos antagonistas) influenciam na capacidade de produção de torque (FOLLAND; WILLIAMS, 2007b; CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; MACINTOSH, 2017).

A capacidade de produção de torque pode ser avaliada de forma voluntária ou involuntária (com eletroestimulação neuromuscular – NMES). A NMES permite a quantificação de inúmeras características do sistema neuromuscular não apenas para compreender o controle fundamental da função neuromotora em humanos saudáveis, mas também para analisar adaptações agudas ou crônicas por meio do treinamento (LEPRERS et al., 2010). A partir do nível de ativação voluntária (VAL) é possível avaliar os comandos motores. Este método utiliza a técnica de interpolação de contração, sobrepondo uma estimulação elétrica no platô de uma contração voluntária isométrica máxima (CVMI) (MERTON, 1954). O torque extra induzido pela estimulação no nervo ou no músculo é comparado a uma contração de controle potencializada produzida pela NMES no músculo relaxado (após a CVMI) (GANDEVIA, 2001). O VAL fornece um índice da capacidade do sistema nervoso central de ativar ao máximo os músculos em atividade (ROZAND et al., 2014). Atualmente, a técnica de interpolação de contração muscular é o método mais fidedigno para avaliar o VAL (PLACE et al., 2007).

Além da capacidade máxima de ativação muscular voluntária, é importante avaliar a capacidade de produzir torque o mais rápido possível. Essa capacidade avaliada por meio da taxa de desenvolvimento de torque (TDT) (obtida a partir da parte ascendente da curva torque-tempo de uma contração rápida), está relacionada à maioria dos desempenhos de tarefas diárias funcionais e específicas do esporte (MAFFIULETTI et al., 2010; TILLIN et al., 2013). A TDT também é sensível para detectar alterações agudas e crônicas na função neuromuscular (ANGELOZZI et al.,

2012; JENKINS et al., 2014; PENAILILLO et al., 2007) e é influenciada por diferentes mecanismos fisiológicos (ANDERSEN; AAGAARD, 2006).

A TDT na fase inicial (até 75 ms do início da contração), tem maior contribuição do impulso neural (MAFFIULETTI et al., 2016; ANDERSEN; AAGAARD, 2006). Em músculos com uma proporção maior de fibras do tipo II, o aumento desse impulso neural tem uma influência mais substantiva na TDT. Segundo a revisão feita por Maffiuletti et al., (2016) as fibras do tipo II têm uma maior liberação de Ca^{2+} por potencial de ação, e a taxa de formação de pontes cruzadas é dependente de Ca^{2+} , sendo 3 a 8 vezes mais rápida nas fibras do tipo II do que nas fibras do tipo I. Em contrapartida, a fase tardia (de 100 a 200 ms do início da contração) está mais relacionada com a contração voluntária máxima (MAFFIULETTI et al., 2016; ANDERSEN; AAGAARD, 2006), que é determinada por propriedades neurais e morfológicas.

Fascículos mais longos favorecem a produção rápida de torque, devido ao maior número de sarcômeros em série (CORATELLA et al., 2020b; ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 2000; KUMAGAI et al., 2000). Além disso, um maior número de sarcômeros em paralelo configura um maior ângulo de penação, promovendo maior área de secção transversa (AST) fisiológica e conseqüentemente aumentando a força muscular (BLAZEVIICH; GILL; ZHOU, 2006). Tanto o maior comprimento do fascículo quanto o maior ângulo de penação contribuem para o aumento da espessura muscular, que é uma estimativa longitudinal do tamanho muscular (FRANCHI et al., 2018).

O sistema musculoesquelético responde amplamente aos estímulos aos quais é submetido. Atletas praticantes de diferentes modalidades esportivas passam por diferentes adaptações nos tecidos envolvidos no treinamento, em decorrência da carga específica de treinamento (FRASSON et al., 2008). As características da arquitetura muscular, como espessura, ângulo de penação e comprimento dos fascículos, podem variar com o tipo e duração do exercício (RONNESTAD; HANSEN; RAASTAD, 2010; RONNESTAD et al., 2010) e essas alterações na arquitetura muscular promovem mudanças no estresse sofrido pelo tendão patelar (KELLIS, 1998).

As dimensões e propriedades mecânicas do tendão (espessura e comprimento) influenciam o grau de transmissão da força que ocorrerá em resposta à aplicação de uma determinada carga de tração (O'BRIEN, 1997; MAGNUSSON;

HANSEN; KJAER, 2003; DE BOER et al., 2008). A demanda funcional é capaz de alterar as propriedades morfológicas do sistema musculoesquelético, influenciando na funcionalidade articular (LIEBER; FRIDÉN, 2000). Os tendões são estruturas semelhantes a uma mola e sua rigidez à tração é adaptável ao ambiente mecânico em que operam, aumentando em resposta à carga crônica e diminuindo com o descarregamento crônico (O'BRIEN et al., 2010). Tem sido evidenciado que a carga imposta ao tendão resulta em sua hipertrofia por meio do aumento da AST com o objetivo de redução do stress (força/área) (HANSEN et al., 2006; HEINEMEIER; KJAER, 2011).

A hipertrofia do tendão patelar (observada através da AST) após aumento de carga requer medidas altamente precisas para ser detectada (EKIZOS et al., 2013). Estudos de intervenção mostraram um aumento na AST do tendão patelar em 4–7% após o treinamento de força (KONGSGAARD et al., 2007; SEYNNES et al., 2009). No entanto, também há evidências indicando que a AST do tendão permaneceu inalterada após o treinamento (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2003). Essas diferenças observadas na AST do tendão patelar entre os grupos variaram de 4 a 13% em diferentes faixas etárias (CARROLL et al., 2008), 22–36% entre os sexos (CARROLL et al., 2008; WESTH et al., 2008) e aproximadamente 7% entre indivíduos treinados e não treinados (WESTH et al., 2008). Em outras palavras, as diferenças na AST do tendão patelar entre esses grupos são menores que a variação causada pela análise ultrassonográfica (37–55%) e, portanto, podem não ser detectadas. Assim, estudos de confiabilidade de dispositivos que visem reduzir fatores que influenciem a aquisição das imagens são importantes e complementam os estudos experimentais.

O sistema musculoesquelético possui uma ampla capacidade de adaptação às situações mecânicas, chamada de plasticidade. Em função de sua plasticidade, quando o organismo é submetido a uma atividade sistemática, como o treinamento físico, ocorrem adaptações estruturais e funcionais, que modificam a sua capacidade de produção de torque (FRASSON et al., 2008). Neste sentido, Herzog et al., (1991) demonstraram que corredores produzem mais força em maiores comprimentos musculares do que em menores comprimentos, enquanto o oposto foi observado para os ciclistas. Duas modalidades com características de resistência, mas com diferentes características biomecânicas do gesto motor. Os autores especularam que as diferenças podem ter sido devido a uma adaptação relacionada ao

treinamento.

Durante o ciclo da passada na corrida, os músculos quadríceps sofrem contração excêntrica e concêntrica com a articulação do joelho em uma posição mais estendida em comparação ao ciclismo (KUOPPASALMI, 1980; CORATELLA et al., 2018; CORATELLA et al., 2020b). Por outro lado, as adaptações observadas em atletas de ciclismo ocorrem devido às repetitivas extensões de joelhos e técnicas de pedalada (EMA et al., 2016; LEE et al., 2021). Essas extensões repetitivas do joelho são contrações predominantemente concêntricas do quadríceps que ocorrem durante a transição do ponto morto superior para o ponto morto inferior (fase de propulsão) (SOARES et al., 2023). O quadríceps desempenha um papel crucial como gerador de energia, levando muitos ciclistas a enfatizarem o treinamento desses músculos para melhorar o desempenho (STAPELFELDT et al., 2004).

Acredita-se que diferenças nas relações de força muscular e comprimento muscular entre corredores e ciclistas podem ser explicadas, em parte, pelas diferenças no número de sarcômeros em série, que *in vivo*, pode ser estimada pelo comprimento do fascículo. A partir disso, questionamos como as propriedades neuromusculares e tendíneas se compartilham em triatletas, uma vez que a modalidade abrange tanto o ciclismo quanto a corrida. O triatlo é uma prova multiesportiva de resistência que consiste em natação, ciclismo e corrida em diferentes distâncias (CUBA-DOURADO et al., 2022). Um dos fatores decisivos no desempenho geral do triatlo é o desempenho na corrida (CUBA-DOURADO et al., 2022), que é predominantemente excêntrico e produz mais danos miofibrilares (DEL COSO et al., 2012) quando comparado ao ciclismo e à natação.

A literatura também aponta para mais lesões durante a corrida do que o ciclismo em provas de triatlo (VLECK; GARBUTT, 1998; ZWINGENBERGER et al., 2014). Outros autores citam que é fundamental que o atleta tenha um bom desempenho no ciclismo pois esta etapa representa mais de 50% do tempo total e antecede a prova, que é considerada decisiva (DIEFENTHAELER et al., 2007). A etapa aquática promove menor exposição à carga sobre as estruturas, o que pode se opor às adaptações das demais etapas (ciclismo e corrida). Esses fatores podem alterar as adaptações geradas pelo esporte, uma vez que seu impacto total permanece desconhecido na literatura.

Embora os três esportes sejam de resistência e cíclicos com alto volume de treinamento (SWINNEN; KIPP; KRAM, 2018), as características biomecânicas entre

eles são diferentes e, assim como o nível atlético, podem proporcionar diferentes adaptações nas propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps. No entanto poucos são os estudos que foram realizados comparando essas modalidades de longas distâncias (CESANELLI et al., 2022). Estudar as diferenças entre essas modalidades esportivas pode aprofundar nossa compreensão das adaptações aos diferentes exercícios. Buscando responder a uma lacuna na literatura sobre atletas de endurance, e principalmente tentando entender como é o comportamento neuromuscular e tendíneo em triatletas, a pergunta norteadora deste estudo foi: Existem diferenças nas propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle)?

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Comparar as propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps entre ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle).

1.2.2 Objetivos Específicos

Estudo 1: Avaliar a confiabilidade e concordância intra e interavaliadores entre condições com e sem dispositivo especial para avaliação da AST do tendão patelar;

Estudo 2: Comparar medidas de comprimento, espessura e AST do tendão patelar entre ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle);

Estudo 3: Comparar medidas de comprimento, espessura e ângulo de penação dos músculos vasto lateral e reto femoral de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle);

Estudo 4: Comparar a produção de torque voluntário, evocado, o VAL e a TDT dos extensores de joelho entre ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle).

1.3 HIPÓTESES

Estudo 1: haverá alta confiabilidade tanto intra quanto interavaliadores;

Estudo 2: os ciclistas apresentariam maior AST e espessura do tendão patelar e os corredores apresentariam maior comprimento do tendão patelar em comparação com os outros grupos;

Estudo 3: os ciclistas apresentariam maior espessura e ângulo de penação do vasto lateral e do reto femoral de corredores apresentariam maior comprimento do fascículo;

Estudo 4: os ciclistas apresentariam maior produção de torque voluntário e evocado dos extensores de joelho; e, o grupo controle apresentaria maior TDT comparados aos demais grupos.

2 CAPÍTULO II

Esse capítulo será dividido em três seções, correspondente aos artigos que foram elaborados para responder os objetivos estabelecidos. O quadro 1 apresenta a seção, o título dos artigos que compõe a tese, a revista que o artigo foi publicado ou submetido e o respectivo fator de impacto.

Quadro 1 – Artigos que compõe a tese

SEÇÃO	ARTIGO	JORNAL
MORFOLOGIA TENDÍNEA	Reliability of a special device for measuring the cross-sectional area of the patellar tendon by ultrasonography	Aceito no Journal of Ultrasound / FI 2,0
	Morphological characteristics of the patellar tendon in runners, cyclists, triathletes, and physically active individuals	Aceito no Journal of Ultrasound / FI 2,0
MORFOLOGIA MUSCULAR	Muscle architecture of the rectus femoris and vastus lateralis in runners, cyclists, triathletes, and physically active	A definir.
PRODUÇÃO DE TORQUE	Knee torque production capacity in runners, cyclists, triathletes, and physically active	A definir.

2.1 MORFOLOGIA TENDÍNEA

2.1.1 Confiabilidade de um dispositivo especial para medição da área transversal do tendão patelar por ultrassonografia

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a confiabilidade e a concordância intra e interavaliadores entre condições com e sem dispositivo especial (DE) na avaliação da área de secção transversa (AST) do tendão patelar (TP). Quarenta voluntários adultos treinados participaram do estudo. Com o joelho posicionado a 90°, a sonda ultrassonográfica foi posicionada no plano transversal em 25, 50 e 75% do comprimento do TP. Dois avaliadores e um analisador obtiveram as imagens. Usamos uma ANOVA bidirecional com nível de significância $\alpha = 0,05$. Não foram encontradas diferenças significativas entre avaliadores ou condições. A confiabilidade intraavaliador variou de moderada a boa. A confiabilidade interavaliadores sem o DE variou de baixa a boa, melhorando de moderada a boa quando o DE foi utilizado. A avaliação das extremidades TP apresentou menor coeficiente de variação com o DE. Observamos uma correlação moderada nas

extremidades e uma forte correlação no meio entre as condições. A diferença média nas três posições é pequena ($\sim 0,013 \text{ cm}^2/\sim 1,7\%$) com limite superior de 43,2% e limite inferior de 32,5%. Portanto, concluímos que o uso do DE pode ser empregado para avaliação das extremidades do TP, enquanto para a região central torna-se opcional.

Palavras-chave: Morfologia do tendão; Reprodutibilidade; Tendão; Joelho; Intraavaliador; Interavaliadores

INTRODUÇÃO

O tendão patelar transmite a força produzida pelo músculo quadríceps durante a contração para a tibia, gerando um momento ao redor da articulação do joelho (EKIZOS et al., 2013). Devido ao seu papel crucial na locomoção humana, cargas elevadas e contínuas são impostas ao tendão patelar durante as atividades diárias, bem como durante as atividades esportivas (EKIZOS et al., 2013). Portanto, a avaliação e análise da área transversa do tendão patelar (AST) são frequentemente utilizadas em estudos para identificar alterações decorrentes de exercícios ou lesões.

A hipertrofia do tendão patelar (observada através da AST) após aumento de carga requer medidas altamente precisas para ser detectada (EKIZOS et al., 2013). Estudos de intervenção mostraram um aumento na AST do tendão patelar em 4–7% após o treinamento de força (KONGSGAARD et al., 2007; SEYNNES et al., 2009). No entanto, também há evidências indicando que a AST do tendão permaneceu inalterada após o treinamento (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2003). Essas diferenças observadas na AST do tendão patelar entre os grupos variaram de 4 a 13% em diferentes faixas etárias (CARROLL et al., 2008), 22–36% entre os sexos (CARROLL et al., 2008; WESTH et al., 2008) e aproximadamente 7% entre indivíduos treinados e não treinados (WESTH et al., 2008). Em outras palavras, as diferenças na AST do tendão patelar entre esses grupos são menores que a variação causada pela análise ultrassonográfica (37–55%) e, portanto, podem não ser detectadas.

O ultrassom é um dispositivo economicamente acessível e fácil de usar que tem sido frequentemente utilizado para medir a AST do tendão patelar. O ultrassom tem vantagens que incluem alta resolução axial, curto tempo de teste, captura de imagem em tempo real, ausência de radiação ionizante, ampla disponibilidade e

custo relativamente baixo (GELLHORN; CARLSON, 2013; WEINREB et al., 2014). Porém, a principal limitação técnica do ultrassom está relacionada à dependência da percepção dos avaliadores e analisadores, o que pode levar a erros de medição e interpretação inadequada dos resultados (GELLHORN; CARLSON, 2013; O'CONNOR et al., 2004; SKOU; AALKJAER, 2013). Pequenas alterações ou deslocamentos resultantes da colocação da sonda, bem como diferentes pressões ou orientações do transdutor, podem influenciar significativamente a aquisição de imagens (CASTRO et al., 2019). Além disso, existem inevitavelmente alguns artefatos e áreas desfocadas nas imagens. Durante a avaliação do tendão patelar, é crucial evitar a aplicação de pressão excessiva no transdutor para evitar o deslocamento do fluido subcutâneo, um problema significativo na aplicação da técnica pelo avaliador (ALVES et al., 2016). A baixa clareza das imagens de ultrassom resulta em precisão ambígua da AST medida.

Para avaliar a confiabilidade das condições, diversas abordagens foram descritas na literatura. A confiabilidade intra-avaliador compara os dados coletados pelo mesmo avaliador em diferentes momentos (WALTER; ELIASZIW; DONNER, 1998; VIM, 2012). A confiabilidade entre avaliadores compara os dados coletados por diferentes avaliadores (até três avaliadores distintos) no mesmo dia (SEDREZ et al., 2018). A confiabilidade entre analistas compara a análise realizada por diferentes analistas, utilizando imagens independentemente de quem as coletou (SARWAL et al., 2015). Um estudo anterior avaliou a confiabilidade geral da avaliação da AST do tendão patelar e obteve valores combinados do coeficiente de correlação intraclassa (ICC) entre avaliadores e analistas. Os resultados mostraram que o ICC variou de 0,58 a 0,92, com erro padrão de medida variando de 3,33 a 7,39% (MC AULIFFE et al., 2017).

Em relação aos avaliadores, Gellhorn e Carlson (2013) encontraram altos níveis de confiabilidade inter e intra-avaliadores ($ICC > 0,87$) (GELLHORN; CARLSON, 2013). Porém, em relação aos analisadores, Ekizos e colaboradores (2013) identificaram baixa confiabilidade do método de avaliação da AST ($ICC = 0,59$), independentemente da posição (proximal, central ou distal), afetada por limitações técnicas da ultrassonografia (imagem pouco nítida dos limites bilaterais e profundos do tendão patelar) (EKIZOS et al., 2013). Por outro lado, Mc Auliffe e colaboradores (2017) por meio de uma revisão sistemática da literatura, identificou que os valores gerais de ICC intra-analisador (0,59–0,99) foram ligeiramente

superiores aos valores inter-analisadores (0,45–0,99) (MC AULIFFE et al., 2017). Parece haver menor confiabilidade para os analisadores do que para os avaliadores. Isso se justifica pela dificuldade de observação e identificação das bordas do tendão patelar, o que aumenta o erro de medida e conseqüentemente torna mais desafiador observar os efeitos de um programa de intervenção.

Dessa forma, dispositivos que visem melhorar a qualidade da imagem obtida por ultrassom e facilitar a avaliação são essenciais tanto no ambiente clínico quanto no científico. No entanto, a falta de estudos sobre a confiabilidade dos dispositivos dificulta a comparação dos resultados e destaca a necessidade de uma metodologia comum reprodutível para a pesquisa aplicada. Embora Ekizos et al., (2013) utilizaram almofada de gel para avaliação do tendão patelar, não houve comparação entre as condições (com e sem almofada de gel) com muitos detalhes (EKIZOS et al., 2013). Com base nisso, apresentamos uma proposta de dispositivo para melhorar a qualidade da imagem do tendão patelar obtida por ultrassonografia. O aparelho permite ampliar a imagem obtida, permitindo uma marcação rápida e fácil das bordas do tendão patelar durante a análise do tendão patelar. No entanto, não se sabe se isso afetará a confiabilidade da medição da espessura do tendão patelar.

A determinação da confiabilidade e do erro de medida na avaliação e análise das propriedades morfológicas do tendão patelar, bem como das adaptações teciduais sob condições de aumento ou diminuição de uso, é de fundamental importância. Portanto, o presente estudo tem como objetivo avaliar a confiabilidade e concordância intra e interavaliadores entre condições com e sem dispositivo especial para avaliação da AST do tendão patelar. Nossa hipótese é que haverá alta confiabilidade tanto intra quanto interavaliadores.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participaram do estudo 40 voluntários fisicamente ativos, homens e mulheres, com idade entre 18 e 50 anos ($30,35 \pm 8,62$ anos). A seleção dos voluntários do estudo foi não probabilística (não aleatória) e intencional. Os critérios de inclusão e exclusão do estudo foram os seguintes: ausência de lesões musculoesqueléticas em membros inferiores nos últimos 12 meses, ausência de dor prévia nos joelhos e ausência de treinamento nas últimas 24 horas. Antes da coleta de dados, todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos e assinaram o termo de

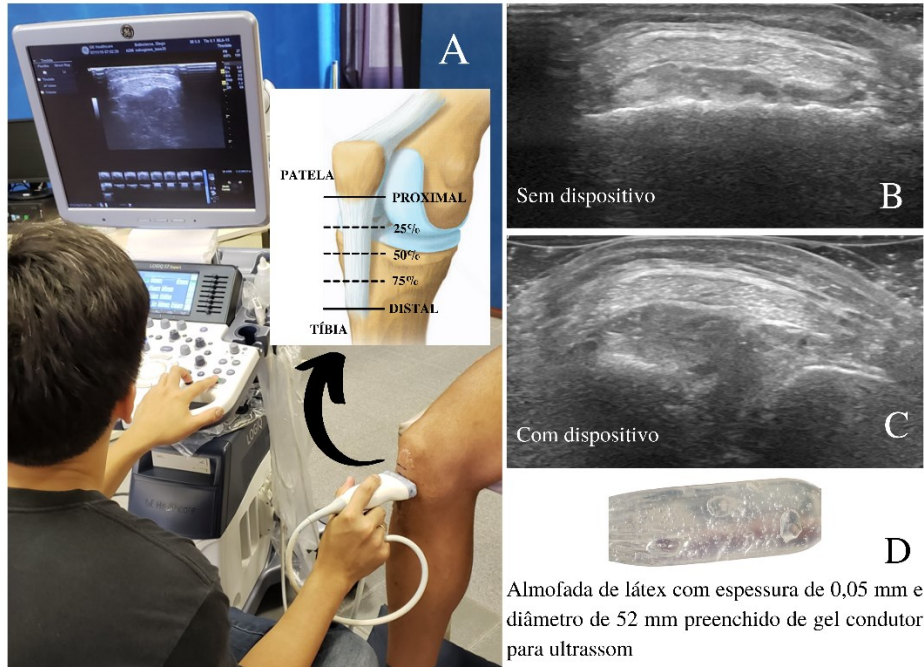
consentimento livre e esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos local (Aprovação: 2.695.031).

Os protocolos de avaliação foram realizados no laboratório de biomecânica da instituição onde o projeto foi aprovado. Todas as avaliações ultrassonográficas foram realizadas por dois avaliadores independentes (2 anos de experiência = mais experiente; 6 meses = iniciante). Procedimentos operacionais padrão foram desenvolvidos para sistematizar os procedimentos de coleta de dados entre os avaliadores (GOUGH; HAMRELL, 2010). Toda a coleta de dados foi realizada durante 40 dias. Os avaliadores passaram por um treinamento de dois meses em técnicas de medição antes do estudo. As imagens foram analisadas por pesquisador com experiência no procedimento de análise (3 anos).

Os participantes foram posicionados sentados em uma maca com as articulações do quadril e joelho fixadas em 90° (considerada extensão total como 180°). O tendão patelar foi visualizado usando uma sonda linear de 50 mm (matriz linear de 6–15 MHz) conectada a um sistema de ultrassom (modelo LOGIC S7 Expert, General Electric, EUA). Um gel condutor (gel condutor incolor, RMC Gel Clínico Ltda) foi utilizado para o acoplamento acústico do transdutor.

No presente estudo, três pontos anatômicos (proximal, medial e distal) foram selecionados e identificados para fornecer informações representativas sobre o tendão patelar (Figura 1). Estruturas internas (patela e tíbia) foram utilizadas para padronizar e controlar o procedimento experimental. As bordas proximais e distais do tendão patelar foram identificadas por métodos de palpação e marcadas com caneta cutânea. A borda proximal é considerada a região inferior da patela e a borda distal está localizada acima do osso da tíbia (Figura 1). Foi realizada a medida do comprimento total e em seguida calculadas as medidas de 25% (proximal), 50% (medial) e 75% (distal) do local onde serão realizados os exames. Foram realizadas três tentativas em cada uma das posições, totalizando nove tentativas para cada avaliador. A avaliação foi feita de forma aleatória, retirando e reposicionando a sonda para cada teste. A ordem dos avaliadores foi também randomizada.

Figura 1 - Desenho esquemático da coleta de dados (A) e imagens sem (B) e com (C) o dispositivo especial (D)



Para cada tentativa, a sonda foi colocada perpendicularmente ao tendão (plano transversal) para examinar a AST do tendão patelar. As avaliações foram realizadas com e sem almofada de látex com 0,05 mm de espessura e 52 mm de diâmetro preenchida com gel condutor de ultrassom. Todos os vídeos capturados foram convertidos em imagens (quadro a quadro), e em cada vídeo a imagem com melhor visibilidade do tendão foi selecionada para posterior digitalização. Os vídeos de ultrassom capturados de todos os 36 ensaios examinados – três ensaios em cada uma das três posições para o avaliador 1 e o avaliador 2, e sob ambas as condições com e sem o dispositivo especial – de cada participante foram analisados por um analisador. Durante a análise, o analisador ficou cego para os avaliadores e a condição (com ou sem o dispositivo especial). A digitalização do CSA foi realizada manualmente utilizando software de processamento de imagem (ImageJ 1.52v, Wayne Rasband National Institutes of Health, EUA). O analisador realizou um treinamento de 4 meses.

A análise estatística foi realizada no software SPSS 22.0. Todos os dados foram apresentados como média e desvio padrão (DP). A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. Uma ANOVA bidirecional (avaliador vs.

condição) foi realizada para examinar as diferenças entre os avaliadores e entre as condições (com e sem um dispositivo especial) para cada comprimento da AST do tendão patelar (25%, 50% e 75%). Adicionalmente, para avaliar a confiabilidade intra-avaliador (mesmo avaliador em duas condições), foi calculado o ICC. Além disso, para determinar a confiabilidade entre avaliadores com e sem o dispositivo especial (diferentes avaliadores na mesma condição) para cada comprimento da AST do tendão patelar (25%, 50% e 75%), o ICC, intervalo de confiança (IC), erro padrão de medida (EPM), alteração mínima detectável (MDC) e coeficiente de variação (CV) foram calculados.

Os valores do ICC foram classificados segundo a literatura (LANDIS; KOCH, 1977) em muito baixo (< 0,20), baixo (0,21–0,40), moderado (0,41–0,60), bom (0,61–0,80) e excelente (0,81–1,00). O EPM foi estimado utilizando a seguinte equação: $EPM = DP \cdot \sqrt{1 - ICC}$, onde DP é o desvio padrão das medidas. O MDC foi estimado com base em um intervalo de confiança de 95%, onde $MDC = 1,96 \cdot EPM$. O coeficiente de variação foi calculado através da equação: $CV = DP/X \cdot 100$, onde X é o valor médio. Para avaliar a concordância entre as condições, foram utilizados gráficos de *Bland-Altman* para ilustrar a correlação entre as medidas das condições em diferentes comprimentos do tendão patelar. Foi adotado nível de significância de 5% para todas as análises.

RESULTADOS

Nossos resultados mostraram que não houve diferença significativa na medida do tendão patelar entre os avaliadores e entre as condições (com e sem dispositivo especial) (Tabela 1) para os três locais de avaliação (25%, 50% e 75%). Apesar da falta de diferenças significativas, o avaliador 1 apresentou confiabilidade “baixa” para AST em 25% (AST_{25%}) e confiabilidade “boa” para AST em 50% (AST_{50%}) e AST em 75% (AST_{75%}), enquanto o avaliador 2 apresentou confiabilidade “moderada” para AST_{25%} e confiabilidade “boa” para AST_{50%} e AST_{75%}.

Tabela 1 - Valores de média e desvio padrão (DP) das medidas da área de secção transversa (AST) do tendão patelar adquiridas em diferentes condições (com e sem dispositivo especial) e por dois avaliadores diferentes

	AVALIADOR 1			AVALIADOR 2		
	SEM	COM	ICC	SEM	COM	ICC
	DISPOSITIVO (MÉDIA ± DP)	DISPOSITIVO (MÉDIA ± DP)		DISPOSITIVO (MÉDIA ± DP)	DISPOSITIVO (MÉDIA ± DP)	
AST _{25%} (cm ²)	0,787 ± 0,166	0,794 ± 0,210	-0,35	0,799 ± 0,195	0,841 ± 0,216	0,41
AST _{50%} (cm ²)	0,790 ± 0,156	0,778 ± 0,191	0,70	0,794 ± 0,163	0,837 ± 0,169	0,79
AST _{75%} (cm ²)	0,776 ± 0,159	0,775 ± 0,175	0,63	0,783 ± 0,197	0,786 ± 0,163	0,62

Legenda: Coeficiente de correlação intraclassa - ICC

Na Tabela 2 é possível observar que a avaliação interavaliadores sem o dispositivo especial apresenta confiabilidade “baixa” para AST_{25%} (ICC = 0,36), “boa” para AST_{50%} (ICC = 0,65) e “moderada” para AST_{75%} (ICC = 0,47). Porém, nas avaliações com o dispositivo especial, observa-se melhora na confiabilidade com valores de ICC “moderado” e “bom”. A avaliação interavaliadores com o dispositivo especial apresentou confiabilidade “moderada” para AST_{25%} (ICC = 0,46) e “boa” para AST_{50%} (ICC = 0,65) e AST_{75%} (ICC = 0,73). Vale ressaltar também que para a avaliação das extremidades (AST_{25%} e AST_{75%}), os resultados mostraram menor coeficiente de variação quando utilizado o dispositivo especial.

Tabela 2 - Valores médios e desvio padrão (DP), coeficiente de correlação intraclassa (ICC), intervalo de confiança de 95% (IC95%), erro padrão de medida (EPM), alteração mínima detectável (MDC) e coeficiente de variação (CV) para medições interavaliadores da área transversal (AST) do Tendão Patelar

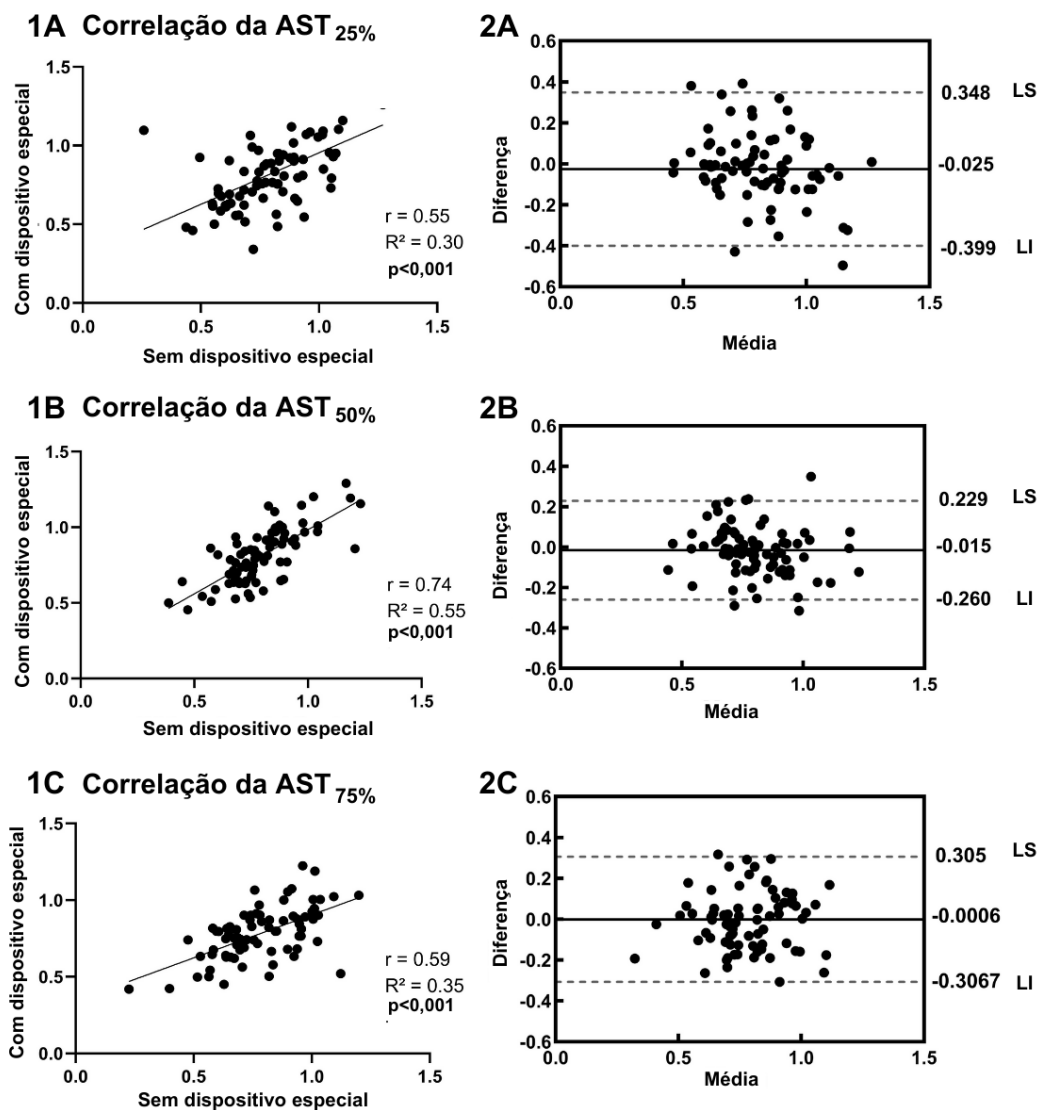
INTER-AVALIADOR – Sem o dispositivo especial							
	Média ± DP (cm ²)	ICC	95%IC	p-Valor	EPM (cm ²)	MDC (cm ²)	CV (%)
AST _{25%}	0,793 ± 0,181	0,36	0,11-0,58	0,02	0,14	0,40	22,65
AST _{50%}	0,792 ± 0,160	0,65	0,47-0,78	<0,001	0,09	0,26	13,10
AST _{75%}	0,780 ± 0,179	0,47	0,25-0,66	<0,001	0,13	0,36	20,96
INTER-AVALIADOR – Com o dispositivo especial							
	Média ± DP (cm ²)	ICC	95%IC	p-Valor	EPM (cm ²)	MDC (cm ²)	CV (%)
AST _{25%}	0,817 ± 0,213	0,46	0,21-0,64	<0,001	0,15	0,43	12,64
AST _{50%}	0,807 ± 0,180	0,65	0,47-0,78	<0,001	0,10	0,29	14,44
AST _{75%}	0,780 ± 0,169	0,73	0,58-0,83	<0,001	0,08	0,34	12,64

O EPM entre os avaliadores variou de 10,3% a 18,4% em cada condição (respectivamente sem e com dispositivo especial) para os três locais (AST_{25%} =

17,7%; 18,4%; $AST_{50\%} = 11,4\%$; 12,4%; $AST_{75\%} = 16,7\%$; 10,3%). O ICC entre avaliadores variou de 32,8% a 52,6% em cada condição (respectivamente sem e com dispositivo especial) para os três locais ($AST_{25\%} = 50,4\%$ e 54,2%; $AST_{50\%} = 32,8\%$ e 36,6%; $AST_{75\%} = 45,4\%$ e 42,9%).

Na Figura 2 observamos uma correlação moderada nas bordas ($AST_{25\%}$ e $AST_{75\%}$) e uma correlação forte no meio ($AST_{50\%}$) entre as condições com e sem o dispositivo especial. Vale ressaltar que a diferença média nas três posições é pequena ($\sim 0,013 \text{ cm}^2$ / $\sim 1,7\%$).

Figura 2 - Gráficos de dispersão (1) e gráficos de Bland-Altman (2) comparam a área da seção transversal (AST) em 25% (A), 50% (B) e 75% (C) do comprimento do tendão patelar com e sem o dispositivo especial.



Legenda: Limite superior - LS; Limite inferior - LI

DISCUSSÃO

Implementações destinadas a melhorar a qualidade da imagem são importantes para ambientes clínicos e científicos. Pensando nisso, propomos um dispositivo especial que visa realçar a imagem do tendão patelar durante a análise da AST (Tensão Superficial Articular) por ultrassom, permitindo uma imagem ampliada que facilita a marcação das bordas do tendão. Portanto, o objetivo principal deste estudo foi avaliar a confiabilidade intra e interavaliadores e a concordância entre as condições, com e sem dispositivo especial, para avaliação da AST do tendão patelar.

O ultrassom apresenta muitas vantagens, porém, sua principal limitação técnica está relacionada à dependência da percepção e experiência dos avaliadores e analistas (GELLHORN; CARLSON, 2013; O'CONNOR et al., 2004; SKOU; AALKJAER, 2013). A análise de ultrassom depende do avaliador, portanto, operadores que seguem o mesmo protocolo, mas têm diferentes níveis de experiência, podem levar a variações significativas na imagem obtida (DEL BAÑO et al., 2017). Pequenas mudanças no posicionamento da sonda, bem como diferentes pressões ou orientações do transdutor, podem influenciar significativamente a aquisição de imagens (CASTRO et al., 2019). Ao comparar um avaliador experiente e um novato, nossos resultados mostram confiabilidade satisfatória (Tabela 1), mas com valores abaixo dos relatados na literatura ($ICC > 0,87$) (GELLHORN; CARLSON, 2013). Nossos valores podem ter sido influenciados pelo analisador, que na literatura apresenta valores de ICC mais baixos, representando uma limitação do nosso estudo pela falta de verificação da confiabilidade inter e intraexaminadores.

Estudos anteriores demonstraram que a avaliação do tendão patelar tem confiabilidade moderada ($ICC = 0,59$), mesmo com almofada de gel, com diferença significativa entre avaliações realizadas em dias diferentes e com efeito significativo do analisador (EKIZOS et al., 2013). Os autores também encontraram “baixa” confiabilidade nas três posições examinadas. Por outro lado, nossos resultados (Tabela 2) demonstram que é possível observar que a avaliação interavaliadores sem o dispositivo especial apresenta confiabilidade “baixa” para $AST_{25\%}$, confiabilidade “boa” para $AST_{50\%}$ e confiabilidade “moderada” para $AST_{75\%}$. Porém, nas avaliações com o dispositivo especial, observa-se melhora na confiabilidade com ICC “moderado” e “bom”. A avaliação interavaliadores com o dispositivo

especial mostrou confiabilidade “moderada” para $AST_{25\%}$ e confiabilidade “boa” para $AST_{50\%}$ e $AST_{75\%}$. Destacamos também que para a avaliação dos extremos ($AST_{25\%}$ e $AST_{75\%}$), os resultados demonstraram menor coeficiente de variação quando utilizado o dispositivo especial.

O EPM entre os avaliadores variou de 10,3 a 18,4% para cada condição (sem e com dispositivo especial) nos três locais, demonstrando um erro relativamente alto, independentemente da condição utilizada. O ICC entre avaliadores variou de 32,8 a 52,6% para cada condição (sem e com dispositivo especial) nos três locais. Valores semelhantes foram observados entre as condições, levando-nos a crer que o uso do dispositivo não influencia negativamente, sendo recomendado seu uso por facilitar a visualização das bordas dos tendões. Porém, mais estudos são necessários para avaliar a influência do dispositivo especial no examinador.

Nossos achados destacam que a avaliação da AST do Tendão Patelar requer interpretação cuidadosa de seus resultados devido à alta variabilidade na confiabilidade dos resultados obtidos. Para facilitar a análise dos dados e reduzir erros de medição, propomos a utilização de um dispositivo especial, uma almofada de látex, com espessura de 0,05 mm e diâmetro de 52 mm, preenchida com gel condutor de ultrassom. Observou-se correlação moderada nas extremidades ($AST_{25\%}$ e $AST_{75\%}$), e forte correlação no meio ($AST_{50\%}$), entre as condições com e sem dispositivo especial. Além disso, a diferença média nas três posições é pequena ($\sim 0,013 \text{ cm}^2$ / $\sim 1,7\%$). Dada a semelhança dos resultados entre as condições, recomendamos a utilização do aparelho especial para avaliação das extremidades do tendão, podendo seu uso na região central ser opcional.

Clínicos e profissionais de treinamento devem prestar atenção aos valores do MDC ao interpretar os resultados de um ensaio clínico que emprega AST com dispositivo especial para o tendão patelar. Embora não tenha sido observada excelente confiabilidade, a ultrassonografia continua sendo um método de avaliação custo-efetivo tanto para a prática clínica quanto para a pesquisa científica. Portanto, é importante desenvolver métodos para minimizar erros de medição associados a este equipamento. Teria sido ideal examinar o tendão de cada sujeito em duas ocasiões diferentes para limitar o viés, mas não conseguimos fazer isso devido às limitações de tempo dos nossos sujeitos. Outro ponto é interessante adicionar outro analisador. Isso pode levar a uma maior confiabilidade.

CONCLUSÃO

Concluimos que a baixa confiabilidade do método não foi influenciada pela posição (25%, 50% ou 75%), mas é afetada pelas limitações técnicas do ultrassom. Especificamente, a baixa visibilidade causada pelo ultrassom afeta a identificação dos limites do tendão patelar. Nesse sentido, o uso do dispositivo especial avaliado neste estudo é recomendado tanto na prática clínica quanto em pesquisas científicas, pois demonstrou maior confiabilidade na medida da AST nas extremidades do tendão patelar (25% e 75%). Além disso, o tendão patelar pode necessitar de um período de treinamento mais longo por diferentes avaliadores e analisadores para aumentar a confiabilidade.

2.1.2 Características morfológicas do tendão patelar em corredores, ciclistas, triatletas e indivíduos fisicamente ativos

RESUMO

O objetivo do estudo foi comparar medidas de comprimento, espessura e área de seção transversa (AST) do tendão patelar (TP) entre ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Participaram do estudo 40 indivíduos saudáveis (10 ciclistas, 10 corredores, 10 triatletas e 10 fisicamente ativos) com idade entre 18 e 45 anos ($30,3 \pm 8,6$ anos). O TP foi medido por um sistema de ultrassom modo B. Para mensuração do comprimento e da espessura (em 5, 10, 15 e 20 mm do comprimento TP) a sonda foi posicionada paralelamente ao tendão e para mensuração da AST foi posicionada perpendicularmente em 25%, 50% 75% do comprimento TP. Os dados de comprimento do TP foram analisados usando uma ANOVA unidirecional para comparação entre os grupos, e a AST e a espessura do TP foram analisadas usando uma ANOVA bidirecional (grupo vs. posição). Em caso de interação significativa, as variáveis foram comparadas entre os grupos por meio do teste post-hoc de Tukey. Todas as análises estatísticas foram realizadas considerando $p < 0,05$. Observamos diferença significativa para espessura do TP. Ciclistas apresentaram menor espessura (independentemente do local aferido) em relação ao grupo de triatletas ($p=0,001$) e ao grupo fisicamente ativo ($p=0,043$). Todas as outras variáveis (comprimento, espessura e AST) e interações (local e distância) não apresentaram diferenças significativas. Concluimos que independentemente da posição na qual a espessura do TP é medida, ciclistas apresentam maior espessura do TP em comparação aos triatletas e indivíduos fisicamente ativos, mas semelhante quando comparados aos corredores. E não há diferenças no comprimento e AST do TP entre os grupos.

Palavras-chave: Esportes de resistência; Morfologia do tendão; Joelho; Ultrassom.

INTRODUÇÃO

O tendão patelar é uma extensão do tendão do quadríceps que vai do pólo inferior da patela até a tuberosidade anterior da tíbia (COHEN et al., 2008). O tendão patelar tem papel fundamental como parte do mecanismo extensor do joelho, e sua principal função é fornecer uma alavanca eficiente para a ação do músculo quadríceps (COHEN et al., 2008). Os tendões atuam como molas biológicas que podem se esticar elasticamente, armazenando e liberando energia durante a locomoção e regulando o desempenho mecânico muscular (MAGANARIS; PAUL, 1999). Um dos fatores que pode alterar a força transmitida pelo tendão é o seu comprimento. No caso do tendão patelar, o comprimento altera a posição de contato patelar e o ângulo entre o eixo patelar e o tendão patelar (DAN et al., 2018), modificando o braço de momento (UENO et al., 2021) e a transmissão de força.

As características morfológicas como o comprimento e o diâmetro (espessura e área de secção transversa - AST) influenciam também na complacência do complexo músculo-tendão (HUNTER et al., 2011). Teoricamente, um tendão mais longo deveria ter maior potencial para alongamento, armazenamento de energia elástica e, em última análise, mais geração de força durante a ação muscular concêntrica subsequente (MCCARTHY et al., 2006). Embora os tendões mais finos (AST menor) armazenem e retornem menos energia mecânica para o mesmo alongamento, os tendões mais finos têm mais tensão, deformação e alongamento para qualquer força, favorecendo o aumento do armazenamento elástico quando a força é mantida constante (HUNTER et al., 2011; BIEWENER; ROBERTS, 2000).

O aumento do diâmetro do tendão resulta de uma adaptação ao aumento da capacidade de geração de força, ou seja, devido ao aumento da massa corporal/muscular, levando também ao aumento da rigidez da sua estrutura (INTZIEGIANNI et al., 2016; KULIG et al., 2016). Os tendões podem se adaptar a forças mais elevadas por meio de alterações no nível micro morfológico (KULIG et al., 2016), levando a uma maior densidade de fibras. O aumento fisiológico (maior espessura ou AST) do tendão pode ser devido a adaptação a cargas maiores e repetitivas de atividades esportivas (CASSEL et al., 2017). O tendão patelar apresenta aumento da AST (4 a 7%) após treinamento de força (KONGSGAARD et al., 2007; SEYNNES et al., 2009), e há relatos de maior AST do tendão patelar em esgrimistas (COUPPÉ et al., 2008), jogadores de badminton (COUPPÉ et al., 2008), atletas com bola (CASSEL et al., 2016) e esportes aquáticos (CASSEL et al., 2016).

Outra medida importante de hipertrofia, fisiológica ou patológica, é a espessura do tendão patelar. A espessura também apresenta aumentos em atletas de esportes com bola (CASSEL et al., 2017) e esportes de combate e força explosiva (CASSEL et al., 2017). Os valores médios observados para a espessura são entre 3 e 5 mm, dependendo do local e do método de medição (SCHMIDT et al., 2004; FREDBERG et al., 2008; HIRSCHMÜLLER et al., 2010; CASSEL et al., 2012). No entanto, ainda não está claro se o maior diâmetro do tendão em alguns tipos de esportes deve ser interpretado como uma adaptação fisiológica devido à carga ou se pode representar o primeiro sinal de uma degeneração patológica (MALLIARAS; COOK, 2011; CASSEL et al., 2016) e possível tendinopatia patelar.

Ao comparar a influência de determinados esportes nas propriedades mecânicas do tendão, alguns pontos importantes permanecem não totalmente elucidados. Resultados anteriores sugerem que as atividades desportivas têm o potencial de promover a remodelação tendínea devido às cargas impostas durante a prática, resultando em melhorias estruturais e funcionais que perduram a longo prazo e são inerentes à disciplina desportiva (ANDARAWIS-PURI; FLATOW; SOSLOWSKY, 2015; CASSEL et al., 2017; COUPPÉ et al., 2008; CASSEL et al., 2016; WIESINGER et al., 2016). Embora corrida, ciclismo e triatlo sejam esportes de resistência cíclicos (SWINNEN; KIPP; KRAM, 2018) e tenham alto volume de treinamento, as características biomecânicas dos esportes são diferentes e podem proporcionar diferentes adaptações no tendão patelar.

Durante o ciclo da passada na corrida, os músculos do quadríceps sofrem contração excêntrica e concêntrica com a articulação do joelho em uma posição mais estendida em comparação ao ciclismo. Os corredores experimentam uma carga excêntrica maior (KUOPPASALMI, 1980) devido ao seu regime de treinamento. Esta carga pode influenciar tanto o comprimento do fascículo (aumento do número de sarcômeros em série) (CORATELLA et al., 2018) quanto as características morfológicas do tendão patelar (SANZ-LÓPEZ et al., 2017; CESANELLI et al., 2022), que também são influenciadas pela distância da disciplina esportiva (curta ou longo) (UENO et al., 2018). Atletas de curta distância apresentam maior comprimento de tendão patelar, sem diferença entre corredores de longa distância e fisicamente ativos (UENO et al., 2018). O torque extensor do joelho, que é influenciado pelo comprimento do tendão patelar, desempenha um papel importante na geração de força propulsiva durante a fase de contato e no balanço

rápido dos membros inferiores durante a fase de balanço durante a corrida (NOVACHECK, 1998; KENNEALLY-DABROWSKI et al., 2019).

Por outro lado, as adaptações observadas em atletas de ciclismo ocorrem devido a repetitivas extensões de joelhos e técnicas de pedalada (EMA et al., 2016). Essas extensões repetitivas do joelho são contrações predominantemente concêntricas do quadríceps que ocorrem durante a transição do ponto morto superior para o ponto morto inferior (fase de propulsão) (SOARES et al., 2023). O quadríceps desempenha um papel crucial como gerador de energia, levando muitos ciclistas a enfatizarem o treinamento desses músculos para melhorar o desempenho (STAPELFELDT et al., 2004). Corroborando esta informação, a literatura mostra que os ciclistas apresentam maior área de secção transversa (AST) do quadríceps femoral e um tendão patelar mais espesso do que os não atletas (KLICH et al., 2020), e que ciclistas de velocidade apresentam maiores valores de espessura do tendão do que os ciclistas de endurance (MALLIARAS et al., 2013).

O triatlo é uma prova multiesportiva de resistência que consiste em natação, ciclismo e corrida em diversas distâncias (CUBA-DORADO et al., 2022). Um dos fatores decisivos no desempenho global do triatlo é o desempenho da corrida (CUBA-DORADO et al., 2022), que é predominantemente excêntrico e produz mais danos miofibrilares (DEL COSO et al., 2018) quando comparado ao ciclismo e natação. A literatura também aponta mais lesões nos membros inferiores durante a etapa de corrida do que a etapa de ciclismo em provas de triatlo (VLECK; GARBUTT, 1998; ZWINGENBERGER et al., 2014). Outros autores citam que é fundamental que o atleta tenha um bom desempenho no ciclismo pois esta etapa representa mais de 50% do tempo total e antecede a corrida, que é considerada decisiva (DIEFENTHAELER et al., 2007). A etapa aquática promove menor exposição à carga nos tendões, o que pode contrariar as adaptações das demais etapas (ciclismo e corrida). Esses fatores podem alterar as adaptações geradas pela modalidade esportiva, uma vez que seu impacto total permanece desconhecido na literatura.

Existem poucas comparações do tendão patelar entre ciclistas e corredores (CESANELLI et al., 2022), nas quais os ciclistas apresentam maior AST do tendão patelar e maior rigidez passiva da unidade musculotendínea do que os corredores. Porém, não há comparações entre as três modalidades esportivas (corrida, ciclismo e triatlo). Estudar as diferenças entre essas modalidades esportivas pode aprofundar

nossa compreensão sobre as adaptações dos tendões aos diferentes exercícios. Buscando responder a uma pequena lacuna na literatura sobre adaptações tendíneas em atletas de endurance, e principalmente tentando entender como o tendão patelar se comporta em triatletas, o objetivo do estudo foi comparar medidas de comprimento, espessura e AST entre ciclistas, corredores, triatletas, e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Nossa hipótese é que os ciclistas teriam maior AST e espessura do tendão patelar e os corredores teriam maior comprimento do tendão patelar em comparação com os outros grupos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Quarenta voluntários (37 homens e 3 mulheres), com idade entre 18 e 45 anos ($30,3 \pm 8,6$ anos) (Tabela 1), divididos em ciclismo ($n=10$), corrida ($n=10$), triatlo ($n=10$), e indivíduos fisicamente ativos ($n=10$) participaram do estudo. A seleção dos participantes foi realizada de forma não probabilística (escolhidos aleatoriamente) e intencionalmente. Os critérios de inclusão e exclusão foram (1) realizar média de treinamento igual ou superior a 3 dias por semana e 10 horas semanais; (2) ter mais de 2 anos de formação na modalidade esportiva; e (3) competir a nível regional. Os critérios de exclusão foram (1) autorrelato de lesão no joelho nos 6 meses anteriores à data da coleta; (2) doença de Osgood-Schlatter, doenças cardiovasculares, história médica de diabetes, doenças respiratórias e neuromusculares; (3) divulgação de abuso de drogas anabolizantes, ou (4) não assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O estudo foi aprovado pelo comitê local de ética em pesquisa com seres humanos (aprovação 2.695.031).

Os ciclistas seguiram o seu regime de treino específico durante 3,1 anos ($\pm 2,7$) com um volume semanal de ciclismo de 203 km (± 88). Os corredores seguiram seu regime de treinamento específico por 3,0 anos ($\pm 1,1$) com um volume semanal de corrida de 47 km (± 16). Os triatletas seguiram seu regime de treinamento específico por 10,1 anos ($\pm 6,0$) com volume semanal de ciclismo de 160 km (± 71) e corrida de 46 km (± 16). Ciclistas, corredores e triatletas não participaram de treinamento regular de força na parte inferior do corpo. Indivíduos fisicamente ativos (grupo controle) não tinham histórico prévio de atividades de resistência, como natação, ciclismo ou corrida regular (>1 /semana).

Tabela 1. Características dos participantes do estudo.

	Ciclistas	Corredores	Triatletas	Controle	p-Valor
Idade (anos)	30,8 ± 7,9	28,1 ± 9,2*	37,3 ± 8,7*#	25,2 ± 3,3#	0,008
Altura (cm)	177,4 ± 11,0	177,7 ± 4,0	175,1 ± 8,0	174,9 ± 6,7	0,655
Massa Corporal (kg)	75,4 ± 19,2	69,3 ± 4,8	77,0 ± 9,9	73,1 ± 9,4	0,176
Comprimento do membro inferior (cm)	83,5 ± 7,1	83,0 ± 3,9	81,4 ± 5,4	84,8 ± 4,7	0,586

Legenda: Valores expressos como média ± DP; Controle = fisicamente ativo; p-valor = p-valor da interação entre grupos (ANOVA unidirecional). *Diferença significativa entre triatletas vs. corredores (p=0,050); # Diferença significativa entre triatletas vs. controle (p=0,006).

Um desenho de estudo transversal de quatro grupos foi conduzido para determinar o efeito da prática esportiva de longo prazo nas propriedades do tendão patelar. As avaliações foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da universidade onde o estudo foi realizado. Todos os indivíduos foram instruídos a abster-se de qualquer atividade vigorosa (por exemplo, treinamento de resistência, corrida, salto) durante 24 horas antes da sessão de teste, mas a manter sua dieta normal.

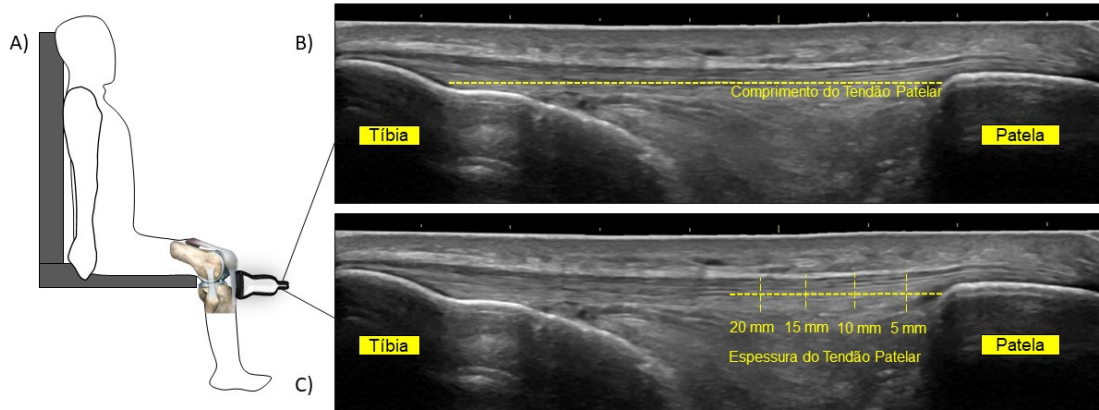
Morfologia do tendão patelar

Para avaliação do tendão patelar, os participantes sentaram-se em uma maca com as articulações do quadril e joelho fixados em 90° (considerando extensão total como 0°) (Figura 1A) (WIESINGER et al., 2016). Foi utilizada uma sonda linear de 50 mm (matriz linear de 6 - 15 MHz) conectada a um sistema de ultrassom modo B (modelo LOGIC S7 Expert. General Electric. EUA) e gel condutor (Colorless Conductive Gel. RMC Gel Clânico Ltda) para acoplamento acústico do transdutor foi usado. Os dados ultrassonográficos foram coletados por um avaliador.

Para mensuração do comprimento e espessura do tendão patelar, a sonda foi posicionada paralelamente ao tendão (Figura 1A). A medida do comprimento do tendão patelar foi determinada como a distância entre a inserção na base da patela e a tuberosidade da tíbia (Figura 1B) (WIESINGER et al., 2016). O coeficiente de correlação intraclasse (ICC) da medida do comprimento do tendão patelar interavaliadores foi de 0,75, com erro típico de 0,30 cm. Para mensurar a espessura do tendão patelar foram avaliadas quatro posições fixadas em 5, 10, 15 e 20 mm

inferiores ao ápice da patela (Figura 1B) (KLICH et al., 2020). A medição da espessura foi realizada apenas uma vez.

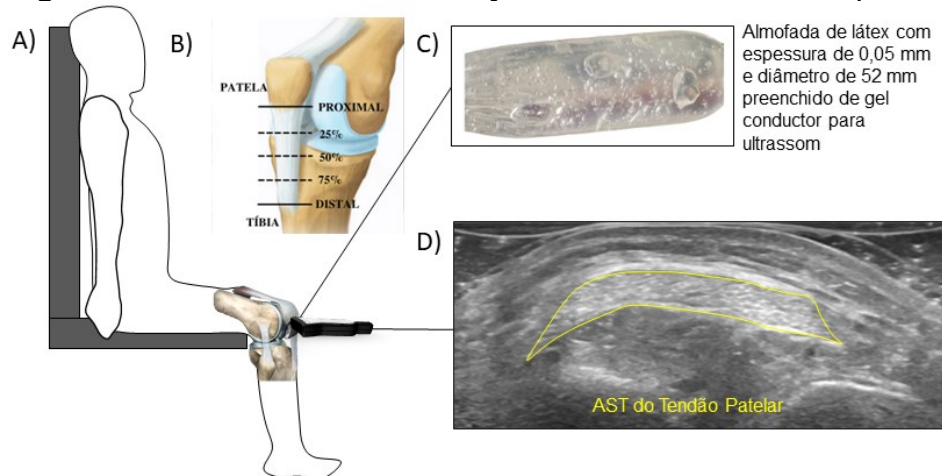
Figura 1 - Análise do comprimento (B) e espessura (C) do tendão patelar.



Para mensuração da AST, a sonda foi posicionada perpendicularmente ao tendão patelar com almofada de látex com espessura de 0,05 mm e diâmetro de 52 mm preenchida com gel condutor de ultrassom (LUNARDI et al., 2023a) (Figura 2C). Três pontos anatômicos [proximal ($AST_{25\%}$), medial ($AST_{50\%}$) e distal ($AST_{75\%}$)] foram selecionados e identificados para fornecer informações representativas (Figura 2B) (WIESINGER et al., 2016; LUNARDI et al., 2023a). Para padronização e controle do procedimento experimental foram utilizadas estruturas internas (patela e tibia), nas quais as bordas proximais e distais do tendão patelar foram identificadas pelo método de palpação e marcadas com caneta cutânea. A borda proximal é considerada a região da parte inferior da patela e a borda distal é considerada superior a tibia (Figura 2D). A avaliação foi realizada de forma aleatória, retirando e reposicionando a sonda após cada teste.

As bordas do tendão foram definidas inferiormente como a primeira região hiper ecoica entre o tecido subcutâneo e a camada profunda da fáscia (KLICH et al., 2020). Foram feitas três tentativas em cada posição. A média das duas melhores medidas foi utilizada para a estatística ($AST_{média}$). O ICC das medidas de AST do tendão patelar foram 0,94 ($AST_{25\%}$), 0,93 ($AST_{50\%}$), 0,83 ($AST_{75\%}$) e 0,98 ($AST_{média}$), com erros típicos de 0,05 cm² ($AST_{25\%}$, $AST_{50\%}$ e $AST_{média}$) e 0,08 cm² ($AST_{75\%}$).

Figura 2 - Análise da área de secção transversa do tendão patelar.



Todos os vídeos capturados foram convertidos em imagens (quadro a quadro) e em cada vídeo foi selecionada a imagem com melhor visibilidade do tendão para posterior digitalização. Durante a análise, o examinador ficou cego para o avaliador. A digitalização dos dados de comprimento, espessura e AST foi realizada manualmente utilizando software de processamento de imagem (*ImageJ* 1.52v. Wayne Rasband National Institutes of Health. EUA).

Para explicar as diferenças interindividuais nas características físicas dos participantes, a AST do tendão foi normalizada para a massa corporal^{2/3} (assumindo escala isométrica entre o tendão e a massa corporal; nAST) $[(AST/(massa\ corporal^{2/3})) * 100]$ e o comprimento do tendão foi normalizado para o comprimento do membro inferior $[(comprimento\ do\ tendão/comprimento\ do\ membro\ inferior) * 100]$ (WIESINGER et al., 2016). Essa abordagem foi necessária para levar em conta a estreita relação entre o peso corporal e a AST do tendão (ROSAGER et al., 2002).

Análise estatística

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando software padrão (SPSS versão 23.0 para Windows. SPSS. Chicago. IL. EUA). O ponto de corte de probabilidade para significância estatística foi $p < 0,05$. Um avaliador mediu as variáveis três vezes (exceto espessura), e as diferenças entre os valores obtidos entre as tentativas foram utilizadas para determinar o ICC (LEE et al., 2021). No presente estudo, as análises estatísticas foram realizadas quando foram alcançados coeficientes de 0,75 a 1,00 (LEE et al., 2021). As médias das duas melhores tentativas (melhor ICC) foram utilizadas para análises.

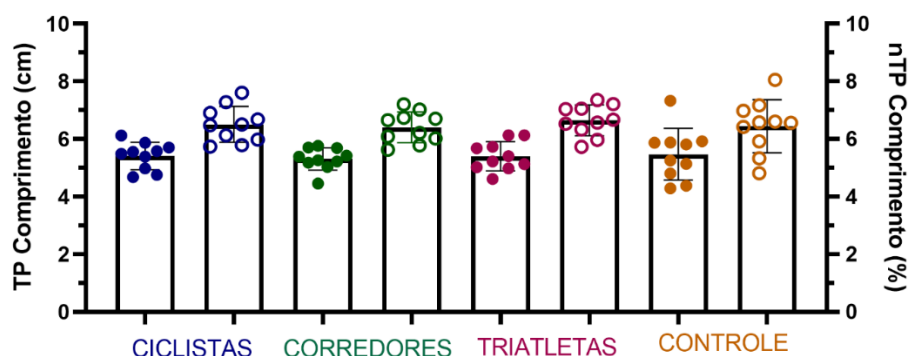
Todos os dados são apresentados como média \pm DP. A normalidade e esfericidade dos dados foram verificadas pelos testes de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente. Para verificar a homogeneidade das variâncias foi utilizado o teste de Levene. Para os dados de caracterização (idade, altura, massa corporal e comprimento do membro inferior) foi utilizado uma análise de variância unidirecional (ANOVA) para comparar os grupos. Para dados homogêneos, utilizou-se o teste *post-hoc* de Tukey, e para dados heterogêneos, utilizou-se o teste *post-hoc* de Games-Howell.

Os dados de comprimento do tendão foram analisados usando uma ANOVA unidirecional para comparação entre os grupos com o teste *post-hoc* de Tukey. A AST do tendão patelar foi analisada por meio de ANOVA bidirecional (grupo vs. posição) com teste *post-hoc* de Tukey. A espessura do tendão patelar foi analisada por meio de ANOVA bidirecional (grupo vs. posição) com teste *post-hoc* de Tukey. O tamanho do efeito foi definido de acordo com Cohen (1988), sendo o efeito padronizado (η^2) pequeno para $\eta^2 > 0,1$, médio para $\eta^2 > 0,25$ e grande para $\eta^2 > 0,4$.

RESULTADOS

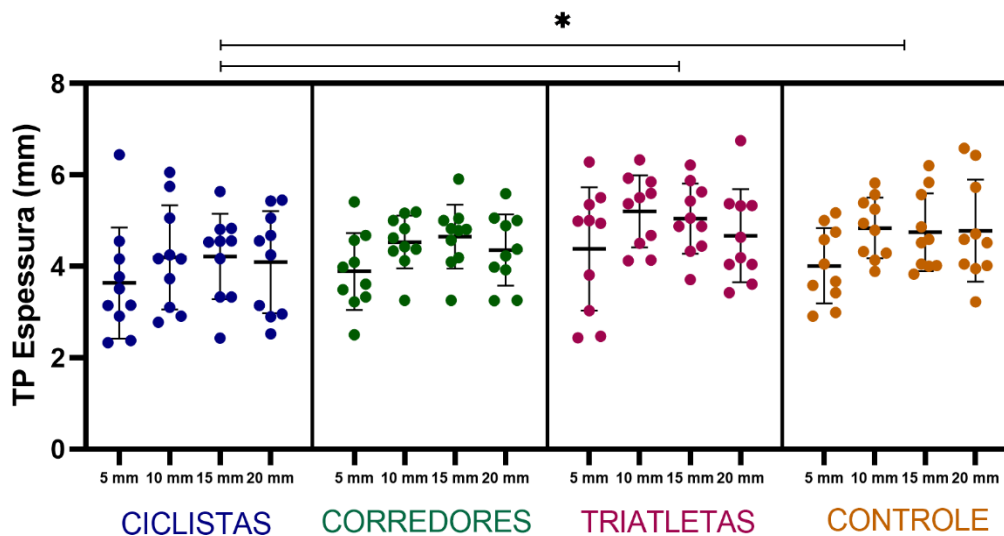
Não foi observada interação entre grupos ($F = 0,118$; $p = 0,949$) para medição do comprimento do tendão patelar. Para o comprimento do tendão normalizado pelo comprimento do membro inferior também não foi observada interação entre grupos ($F = 0,323$; $p = 0,808$) (Figura 3).

Figura 3 - Comprimento absoluto do tendão patelar (TP) (esquerda - esfera fechada) e normalizado (nTP) pelo comprimento do membro inferior (direita - esfera aberta) dos ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (controle).



Foi observada interação entre grupos ($F = 5,137$; $p = 0,002$; $\eta^2 = 0,088$) e entre distâncias ($F = 4,928$; $p = 0,003$; $\eta^2 = 0,084$) com pequeno efeito em ambos (Figura 4). Independentemente do grupo, a espessura medida em 5 mm é significativamente menor comparada à medida em 10 mm ($p = 0,005$) e 15 mm ($p = 0,008$), mas é semelhante à medida em 20 mm ($p = 0,090$). Independentemente da posição onde a medida foi realizada, a espessura do tendão dos ciclistas é significativamente menor em comparação aos triatletas ($p = 0,001$) e ao grupo controle ($p = 0,043$). Porém, não foram observadas diferenças significativas na comparação entre ciclistas e corredores ($p = 0,428$). Não foi observada interação grupo vs. posição ($F = 0,147$; $p = 0,998$; $\eta^2 = 0,008$) para a espessura do tendão patelar (Figura 4).

Figure 4 - Espessura do Tendão Patelar (TP) nas posições avaliadas (5, 10, 15 e 20 mm) dos ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (controle).

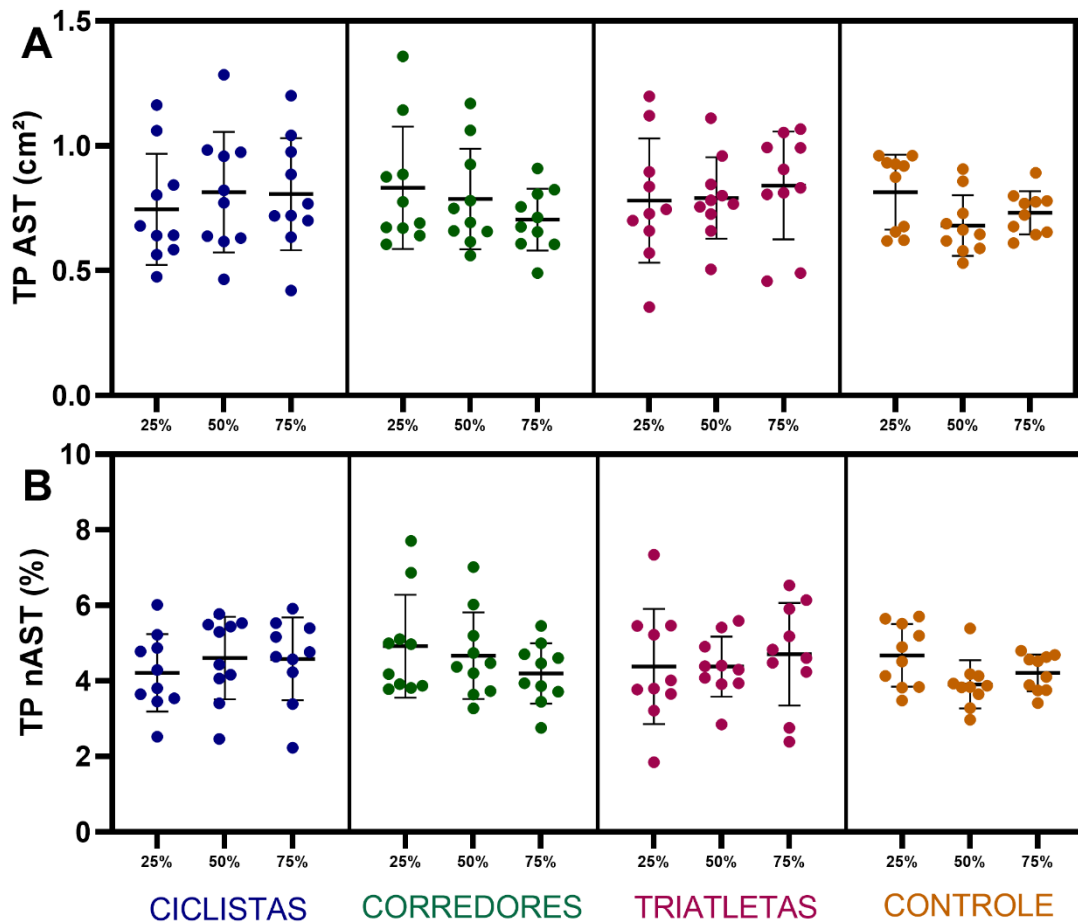


Legenda: *Diferença significativa entre ciclistas vs. triatletas e ciclistas vs. grupo controle no teste post hoc de Tukey ($p < 0,05$).

Não foi observada interação na AST para grupo ($F = 0,690$; $p = 0,560$; $\eta^2 = 0,014$), posição ($F = 0,149$; $p = 0,930$; $\eta^2 = 0,003$) ou grupo vs. posição ($F = 0,646$; $p = 0,757$; $\eta^2 = 0,038$) (Figura 5A). Nenhuma interação foi observada na nAST para grupo ($F = 0,509$; $p = 0,677$; $\eta^2 = 0,013$), posição ($F = 0,247$; $p = 0,781$; $\eta^2 = 0,004$) ou grupo vs. posição ($F = 1,022$; $p = 0,415$; $\eta^2 = 0,053$) (Figura 5B).

Figura 5 - Área de secção transversa absoluta (AST) (A) e área de secção transversa normalizada (nAST) (B) em 25, 50 e 75% do comprimento do tendão

patelar de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (controle).



DISCUSSÃO

Este estudo avaliou o tendão patelar (comprimento, espessura e AST) de praticantes de ciclismo, corrida, triatlo e indivíduos fisicamente ativos. Os resultados mostraram apenas diferenças significativas na espessura do tendão patelar. Ciclistas apresentaram menor espessura (independentemente da posição medida) em comparação ao grupo de triatletas e ao grupo de indivíduos fisicamente ativos. Todas as outras variáveis (comprimento, espessura e AST) e interações (local e posição) não apresentaram diferenças significativas. Poucos estudos abordam as características morfológicas do tendão patelar nas modalidades esportivas avaliadas no presente estudo.

Comprimento do Tendão Patelar

Sabe-se que a carga mecânica imposta pela atividade realizada é o que parece influenciar no comprimento do tendão patelar (MAGANARIS; PAUL, 1999; PEARSON; ONAMBELE, 2006). O aumento da carga normalmente estimula as células a remodelar e fortalecer as propriedades mecânicas do tecido (ARAMPATZIS et al., 2010). Há relatos que exercícios de baixa e alta magnitude de tensão apresentam diferentes adaptações, com um aumento da rigidez tendão-aponeurose, módulo de elasticidade e hipertrofia do tendão apenas com alta magnitude (ARAMPATZIS et al., 2007; ARAMPATZIS et al., 2010). E, sabe-se que uma maior duração da deformação do tendão por contração leva a respostas adaptativas superiores nas propriedades mecânicas e morfológicas do tendão (ARAMPATZIS et al., 2010).

Em nosso estudo, não identificamos diferenças significativas no comprimento do tendão patelar entre os grupos avaliados (corrida, ciclismo, triatlo e indivíduos fisicamente ativos). Corroborando, Wiesinger et al., (2016) também não identificaram diferenças significativas na extensão do tendão patelar entre diferentes modalidades esportivas (saltadores de esqui, corredores, pólo aquático e indivíduos fisicamente ativos) (WIESINGER et al., 2016). O comprimento do tendão patelar foi pouco investigado na literatura atual, o que dificulta obter informações sobre a comparação entre modalidades.

Em esportes que dependem de explosões de força, como corrida de curta distância, ginástica artística e salto em distância, um comprimento de tendão patelar mais curto pode ser vantajoso. Isso ocorre porque um tendão mais curto tende a armazenar energia de forma mais eficaz, proporcionando uma liberação rápida e potente durante a contração do quadríceps (BIEWENER; ROBERTS, 2000). Em desportos de resistência, como corrida de longa distância e ciclismo, a extensão do tendão patelar tem menos impacto direto no desempenho e a ênfase está na resistência e na eficiência mecânica, uma vez que a potência não é tão crítica como nos desportos de curta duração. Devido às limitações estatísticas (número de participantes) e metodológicas (ultrassonografia ou ressonância magnética) e a escassez de estudos, ainda existem controvérsias quanto à adaptação do comprimento do tendão patelar entre atletas de diferentes modalidades esportivas e não atletas.

Espessura do Tendão Patelar

A espessura do tendão patelar é uma medida clinicamente relevante e está associada à tendinopatia patelar e a uma lesão por uso excessivo (GOLMAN et al., 2020). Tem sido sugerido que estresses repetitivos, embora abaixo do limiar de falha do tendão, causam microrrupturas e subsequente inflamação, o que pode contribuir para o desenvolvimento da degeneração do tendão (WANG, 2006). Durante a corrida de resistência, por exemplo, na qual um ritmo quase constante é mantido, as forças (impacto e ativas) permanecem quase constantes (LUO et al., 2019; ABT et al., 2011). No entanto, as atividades de ciclismo de resistência incluem intervalos alternados de alta e baixa intensidade, mudanças na inclinação da estrada e sprints máximos, resultando em flutuações contínuas nas forças produzidas pelos músculos quadríceps e aplicadas à articulação femoropatelar (BINI et al., 2013; ELMER et al., 2011). Este fato pode influenciar a espessura do tendão patelar dos ciclistas, uma vez que a sobrecarga não é contínua e a mudança no ângulo do joelho durante o ciclo de pedalada faz com que as forças nem sempre atuem no mesmo local.

A menor espessura do tendão patelar observada nos ciclistas parece estar relacionada à menor exposição à sobrecarga excêntrica e ao impacto com o joelho em maior amplitude. Embora não haja diferença significativa entre ciclistas e corredores avaliados no presente estudo, assim como no estudo de Cesanelli et al., (2022), é possível observar que a espessura do tendão patelar tende a ser maior em corredores. Além dessa característica da corrida, os triatletas sofrem com um maior volume de treino, o que pode explicar a maior espessura do tendão patelar observada. A identificação precoce de alterações de espessura ao longo do tendão patelar também pode ser importante para atletas de diferentes esportes, para prevenir lesões por uso excessivo (KLICH et al., 2020).

Nesse sentido, o treinamento excêntrico, pelo seu efeito protetor, pode facilitar a adaptação ao ciclo alongamento-encurtamento da corrida e reduzir a espessura do tendão patelar. Sanz-López et al., (2017) identificaram que o grupo que não realizou treinamento excêntrico prévio aumentou a largura (espessura) anteroposterior do tendão patelar após o primeiro dia de corrida de longa distância. O treinamento excêntrico demonstrou eficácia em tendinopatias dos tendões de Aquiles, patelar e supraespinhal e epicondilite lateral (FRIZZIERO et al., 2014).

Nosso grupo controle de indivíduos fisicamente ativos praticava diferentes modalidades esportivas, mas principalmente treinamento de força. Estudos

anteriores (SANZ-LÓPEZ et al., 2017; MALLIARAS et al., 2013) mostraram um aumento na resposta do metabolismo a diferentes cargas. Este metabolismo elevado pode contribuir para aumentar a produção na célula e estimular o crescimento do tecido no tendão (KONGSGAARD et al., 2007). Uma vez ativado esse mecanismo, o tamanho do tendão pode ser reversível. Esta é considerada uma boa resposta adaptativa à carga por alguns autores (ROSENGARTEN et al., 2015; OLESEN et al., 2007). Porém, devido a alguns fatores, principalmente o uso excessivo, se o tendão não conseguir se adaptar à carga, manterá um tamanho maior, principalmente na espessura do tendão patelar (COOK; PURDAM, 2009). Nesse sentido, pode ser que o tipo de treinamento realizado pelo grupo controle nas semanas anteriores ao estudo possa ter contribuído para essa maior espessura observada.

Área de seção transversa do tendão patelar

Os atletas avaliados no presente estudo são todos competidores de longa distância. Esse fato nos ajuda a compreender o comportamento da AST, que não apresentou diferenças significativas entre os grupos. Ueno et al., (2018) já relataram que corredores de longa distância apresentam uma AST semelhante à de indivíduos fisicamente ativos. A AST, assim como o comprimento do tendão patelar, parece estar mais relacionada com a carga imposta do que com a distância percorrida. Os atletas avaliados por Ueno et al., (2018) estavam bem treinados, com média de 112 km de corrida por semana, enquanto os avaliados no presente correram em média 47 km por semana. Apesar disso, os resultados comparativos com os demais grupos são semelhantes. Da mesma forma, as cargas de treinamento em ciclistas de endurance concentram-se principalmente na capacidade aeróbica, e as sobrecargas não parecem influenciar a rigidez e a espessura (KARAMANIDIS et al., 2006), corroborando nossos resultados.

O tendão pode remodelar seu material e propriedades estruturais em resposta ao aumento dos níveis de carga (MALLIARAS et al., 2013). Quando o músculo aumenta em tamanho e força, o tendão fica sujeito a maior estresse e, para contrariar isso, aumenta sua AST. Tanto os ciclistas de resistência (KONGSGAARD et al., 2007) quanto os corredores (UENO et al., 2018) mostraram menor AST em comparação com atletas de curta distância. Atletas de endurance são obrigados a

ter segmentos corporais mais magros para reduzir os gastos energéticos durante a prática da modalidade esportiva (O'CONNOR et al., 2007), o que não sobrecarrega o tendão patelar e não exige maior AST.

Corroborando, a meta análise de Bohm; Mersmann; Arampatzis (2015) mostrou que os tendões são altamente responsivos ao aumento da carga mecânica e se adaptam através de mudanças em suas propriedades mecânicas, materiais e morfológicas. Cargas de alta magnitude (isto é, intensidade de contração muscular) são mais eficazes em causar adaptação do tendão (ARAMPATZIS et al., 2007; ARAMPATZIS et al., 2010). Conforme mencionado, as três modalidades desportivas avaliadas no nosso estudo com atletas de nível regional (e não de elite) não parecem diferir na magnitude da carga, o que pode explicar as não diferenças observadas.

O presente estudo tem algumas limitações. Primeiro, recrutamos atletas que não eram atletas de alto rendimento. Esse fato pode interferir nas adaptações do tendão patelar devido à modalidade esportiva, uma vez que o treinamento de alto rendimento proporciona maior sobrecarga. Em segundo lugar, uma comparação entre ciclistas, corredores e triatletas praticantes de curtas e longas distâncias nos daria mais informações sobre a capacidade do tendão patelar de se adaptar a intensidade do exercício praticado. Finalmente, para aprofundar nossos achados, são necessários mais estudos para analisar a arquitetura muscular do quadríceps e a produção de torque nesse grupo de atletas.

CONCLUSÃO

Este estudo encontrou comprimento e AST do tendão patelar semelhantes em praticantes de ciclismo, corrida, triatlo e indivíduos fisicamente ativos. Este estudo também identificou que independentemente da posição onde a espessura do tendão patelar é medida, os ciclistas apresentam menor espessura do tendão patelar em comparação aos triatletas e indivíduos fisicamente ativos, mas semelhante quando comparados aos corredores. Portanto, sugerimos que a espessura do tendão patelar seja uma importante variável morfológica a ser avaliada em atletas com características semelhantes. Pois pode ser uma variável que está relacionada a fatores de proteção.

2.2 MORFOLOGIA MUSCULAR

2.2.1 Arquitetura muscular do reto femoral e vasto lateral em corredores, ciclistas, triatletas e fisicamente ativo

RESUMO

O objetivo do estudo foi comparar medidas de comprimento do fascículo (CF), espessura muscular (EM) e ângulo de penação (AP) dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo de controle). Participaram do estudo 40 homens saudáveis (10 ciclistas, 10 corredores, 10 triatletas e 10 fisicamente ativos) com idade entre 18 e 45 anos ($30,3 \pm 8,6$ anos). CF, EM e AP foram medidos por um sistema de ultrassom modo B com imagem panorâmica. Para RF, as variáveis foram analisadas na posição de 50% do seu comprimento. Para VL foram analisadas cinco posições, sendo 0% próximo ao joelho e 100% próximo ao quadril. Os dados de CF, EM e AP do RF foram analisados usando uma ANOVA unidirecional para comparação entre os grupos, e os dados de CF, EM e AP do VL foram analisados usando uma ANOVA bidirecional (grupo vs. posição). Em caso de interação significativa, as variáveis foram comparadas entre os grupos por meio do teste *post-hoc* de Tukey. Todas as análises estatísticas foram realizadas considerando $p < 0,05$. Não foi observada interação de grupo para todas as variáveis do RF. Nenhuma interação de grupo foi observada para todas as variáveis da VL. Porém, há interação significativa de posições em VL para EM e AP. Com medida maior em 0% e medida menor em 100% para EM e AP. Concluímos que não há diferenças na arquitetura muscular quando comparamos ciclistas, corredores, triatletas e pessoas fisicamente ativas. Porém, os grupos apresentam maiores valores de EM e AP na região próxima ao joelho (0%).

Palavras-chave: Esportes de resistência; morfologia muscular; Joelho; Ultrassom.

INTRODUÇÃO

A arquitetura muscular é uma propriedade determinante da geração de força e da capacidade de excursão do músculo esquelético (FUKUNAGA et al., 1997; LIEBER; FRIDÉN, 2001; NICOL; AVELA; KOMI, 2006). Fascículos mais longos favorecem a rápida produção de torque, devido ao maior número de sarcômeros em série (CORATELLA et al., 2020b; ABE; KUMAGAI; BRECHUE, 2000; KUMAGAI et al., 2000). Além disso, um maior número de sarcômeros paralelos configura um maior ângulo de penação, promovendo maior área de secção transversa fisiológica (AST) e conseqüentemente aumentando a força muscular (BLAZEVICH; GILL; ZHOU, 2006). Tanto o maior comprimento do fascículo quanto o maior ângulo de

penação contribuem para o aumento da espessura muscular, que é uma estimativa longitudinal do tamanho muscular (FRANCHI et al., 2018).

O sistema musculoesquelético responde amplamente aos estímulos aos quais é submetido. Atletas praticantes de diferentes modalidades esportivas passam por diferentes adaptações nos tecidos envolvidos no treinamento, em decorrência da carga específica de treinamento (FRASSON et al., 2008). As características da arquitetura muscular, como espessura, ângulo e comprimento dos fascículos, podem variar com o tipo e duração do exercício (RONNESTAD; HANSEN; RAASTAD, 2010; RONNESTAD et al., 2010). Sabe-se que atletas de longa distância, como ciclistas, corredores e triatletas, não necessitam de tanta contração rápida durante o treinamento ou competição como atletas de curta distância (LEE et al., 2021) e possuem menor espessura muscular (LEE et al., 2021).

Os três esportes (corrida, ciclismo e triatlo) compartilhem características de resistência, ciclicidade e envolvam treinamento de alto volume (SWINNEN; KIPP; KRAM, 2018), é fundamental reconhecer que suas características biomecânicas divergem, o que pode levar a diferentes adaptações na arquitetura muscular do quadríceps, mesmo sem diferenças tendíneas (LUNARDI et al., 2023c). A carga excêntrica durante o ciclo da passada na corrida e a posição mais estendida do joelho, pode influenciar, por exemplo, no comprimento do fascículo, com aumento do número de sarcômeros em série (KUOPPASALMI, 1980; CORATELLA et al., 2018). Enquanto, os ciclistas sofrem com repetidas extensões de joelho que são predominantemente concêntricas (EMA et al., 2016; LEE et al., 2021; SOARES et al., 2023) e por isso, tendem a apresentar maior AST anatômica do quadríceps femoral.

O triatlo é uma modalidade multiesportiva de resistência que compreende natação, ciclismo e corrida em diversas distâncias (CUBA-DOURADO et al., 2022). No contexto do desempenho global no triatlo, a corrida desempenha um papel fundamental (CUBA-DOURADO et al., 2022), inclusive com relatos de maior incidência de lesões durante a corrida comparado ao ciclismo em provas de triatlo (VLECK; GARBUTT, 1998; ZWINGENBERGER et al., 2014). Outros autores citam que é fundamental que o atleta tenha um bom desempenho no ciclismo (DIEFENTHAELER et al., 2007), o que poderia desenvolver características musculares semelhantes ao de ciclistas. Por fim, a etapa aquática promove menor exposição à carga, influenciar as adaptações em relação às demais etapas, ou seja,

ciclismo e corrida. No entanto, o impacto total desses fatores sobre as adaptações esportivas permanece um ponto de incerteza na literatura (LUNARDI et al., 2023c).

Existem breves comparações da arquitetura muscular entre ciclistas e corredores (CESANELLI et al., 2022), nas quais os ciclistas apresentam maior ângulo de penação e espessura do vasto lateral, sem diferenças no comprimento do fascículo (CESANELLI et al., 2022). Porém, não há comparações entre as três modalidades (corrida, ciclismo e triatlo) na arquitetura muscular. Estudar as diferenças entre esses esportes pode aprofundar nossa compreensão das adaptações musculares a diferentes exercícios e compreender o efeito de diferentes características biomecânicas na arquitetura muscular. Buscando responder a uma pequena lacuna na literatura sobre adaptações musculares em atletas de endurance, e principalmente tentando entender como se comporta a arquitetura muscular em triatletas, o objetivo do estudo foi comparar medidas de comprimento, espessura e ângulo de penação dos músculos vasto lateral e reto femoral de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Nossa hipótese é que os ciclistas teriam maior espessura, maior ângulo de penação e menor comprimento do fascículo em comparação com outros grupos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Quarenta voluntários (37 homens e 3 mulheres), com idade entre 18 e 45 anos ($30,3 \pm 8,6$ anos) (Tabela 1), divididos em ciclismo ($n=10$), corrida ($n=10$), triatlo ($n=10$), e indivíduos fisicamente ativos ($n=10$) participaram do estudo. A seleção dos participantes foi realizada de forma não probabilística (escolhidos aleatoriamente) e intencionalmente. Os critérios de inclusão e exclusão foram (1) realizar média de treinamento igual ou superior a 3 dias por semana e 10 horas semanais; (2) ter mais de 2 anos de formação na modalidade esportiva; e (3) competir a nível regional. Os critérios de exclusão foram (1) autorrelato de lesão no joelho nos 6 meses anteriores à data da coleta; (2) doença de Osgood-Schlatter, doenças cardiovasculares, história médica de diabetes, doenças respiratórias e neuromusculares; (3) divulgação de abuso de drogas anabolizantes, ou (4) não assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O estudo foi aprovado pelo comitê local de ética em pesquisa com seres humanos (aprovação 2.695.031).

Os ciclistas seguiram o seu regime de treino específico durante 3,1 anos (\pm

2,7) com um volume semanal de ciclismo de 203 km (± 88). Os corredores seguiram seu regime de treinamento específico por 3,0 anos ($\pm 1,1$) com um volume semanal de corrida de 47 km (± 16). Os triatletas seguiram seu regime de treinamento específico por 10,1 anos ($\pm 6,0$) com volume semanal de ciclismo de 160 km (± 71) e corrida de 46 km (± 16). Ciclistas, corredores e triatletas não participaram de treinamento regular de força na parte inferior do corpo. Indivíduos fisicamente ativos (grupo controle) não tinham histórico prévio de atividades de resistência, como natação, ciclismo ou corrida regular (>1 /semana).

Tabela 1. Características dos participantes do estudo.

	Ciclistas	Corredores	Triatletas	Controle	p-Valor
Idade (anos)	30,8 \pm 7,9	28,1 \pm 9,2*	37,3 \pm 8,7 [#]	25,2 \pm 3,3 [#]	0,008
Altura (cm)	177,4 \pm 11,0	177,7 \pm 4,0	175,1 \pm 8,0	174,9 \pm 6,7	0,655
Massa Corporal (kg)	75,4 \pm 19,2	69,3 \pm 4,8	77,0 \pm 9,9	73,1 \pm 9,4	0,176
Comprimento do membro inferior (cm)	83,5 \pm 7,1	83,0 \pm 3,9	81,4 \pm 5,4	84,8 \pm 4,7	0,586

Legenda: Valores expressos como média \pm DP; Controle = fisicamente ativo; p-valor = p-valor da interação entre grupos (ANOVA unidirecional). *Diferença significativa entre triatletas vs. corredores ($p=0,050$); # Diferença significativa entre triatletas vs. controle ($p=0,006$).

Um desenho de estudo transversal de quatro grupos foi conduzido para determinar o efeito da prática esportiva de longo prazo nas propriedades do tendão patelar. As avaliações foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da universidade onde o estudo foi realizado. Todos os indivíduos foram instruídos a abster-se de qualquer atividade vigorosa (por exemplo, treinamento de resistência, corrida, salto) durante 24 horas antes da sessão de teste, mas a manter sua dieta normal.

Arquitetura Muscular

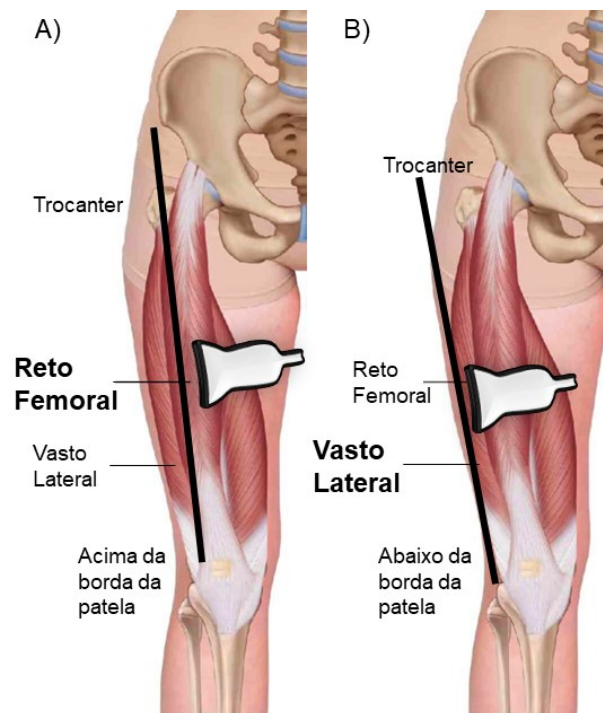
A arquitetura muscular foi medida nos músculos reto femoral e vasto lateral do lado direito do corpo, utilizando uma sonda linear de 50 mm (matriz linear de 6 - 15 MHz) conectada a um sistema de ultrassom modo B (modelo LOGIC S7 Expert, General Electric, EUA). Gel condutor (Gel condutor incolor, RMC Gel Clânico Ltda) foi utilizado para acoplamento acústico do transdutor. Durante todas as avaliações, o

ganho entre todos os voluntários foi mantido constante.

Nas medidas, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal com o membro inferior totalmente estendido (0° para quadril e joelho) e o modo panorâmico foi utilizado para identificar o comprimento do fascículo (tanto o vasto lateral quanto o reto femoral). Uma trilha de plástico foi desenvolvida para servir de guia ao avaliador e foi posicionada nos pontos (NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIK, 2010): 1) para o reto femoral foram marcados pontos anatômicos no trocânter e na borda superior da patela (Figura 1A); 2) para o vasto lateral foram marcados pontos anatômicos no trocânter e na borda inferior da patela (Figura 2B).

Para o reto femoral, a varredura panorâmica foi sempre realizada com leve inclinação no sentido lateral do músculo (EMA et al., 2013), esta técnica utilizada para o reto femoral foi aplicada devido à sua dificuldade e à maior variabilidade no medir o comprimento do fascículo do reto femoral em comparação com outros músculos (ORANCHUK et al., 2020). Para reto femoral e vasto lateral foram coletados por um examinador.

Figura 1 - Desenho esquemático da análise da arquitetura muscular do reto femoral (A) e vasto lateral (B).



As variáveis da arquitetura muscular que foram analisadas por meio de um analisador são espessura muscular (distância linear perpendicular entre as

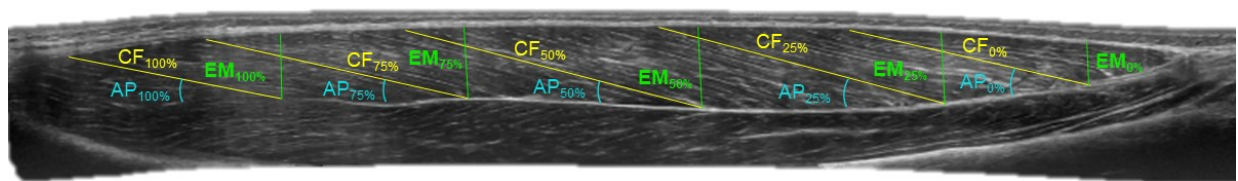
interfaces do músculo esquelético), comprimento do fascículo e ângulo de penetração (ângulo formado pela inserção do fascículo dentro da aponeurose do tendão profundo) (Figura 2) (LIEBER; FRIDEN, 2000; KAWAKAMI, 2005; FRASSON et al., 2008; FRANCHI et al., 2018; SARTO et al., 2021). Para o reto femoral, as variáveis foram analisadas na posição de 50% do seu comprimento (Figura 2A). Para o vasto lateral foram analisadas cinco posições, sendo 0% próximo ao joelho e 100% próximo ao quadril (Figura 2B).

Figura 2 - Análise da arquitetura muscular do reto femoral (A) e vasto lateral (B)

A) Reto Femoral



B) Vasto Lateral



Todos os vídeos capturados foram convertidos em imagens (quadro a quadro) e em cada vídeo foi selecionada a imagem com melhor visibilidade do músculo para posterior digitalização. Durante a análise, o examinador ficou cego para o avaliador. A digitalização dos dados de comprimento do fascículo, ângulo de penetração e espessura muscular foi realizada manualmente usando software de processamento de imagem (*ImageJ 1.52v, Wayne Rasband National Institutes of Health, EUA*).

Os coeficientes de correlação intraclassa (ICC) das medidas de reto femoral foram de 0,86 para comprimento do fascículo com erros típicos de 0,42 cm, 0,89 para espessura muscular com erros típicos de 0,37 cm e 0,87 para ângulo de penetração com erros típicos de 0,39°. O ICC médio das medidas do vasto lateral foi de 0,85 para comprimento do fascículo com erros típicos de 0,42 cm, 0,92 para espessura muscular com erros típicos de 0,30 cm e 0,84 para ângulo de penetração com erros típicos de 0,46°. Detalhes disponíveis na tabela suplementar.

Análise estatística

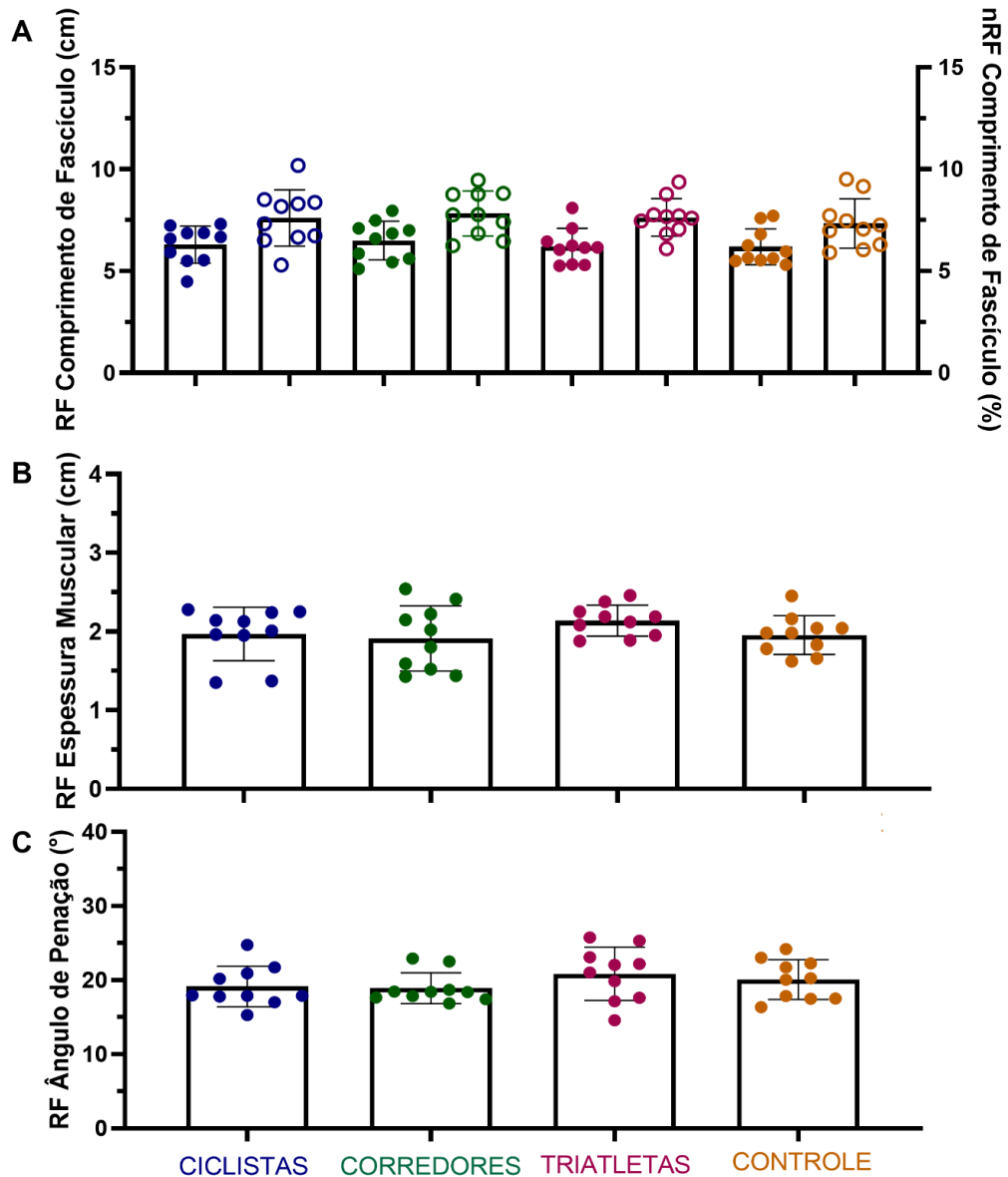
Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando software padrão (SPSS versão 23.0 para Windows. SPSS. Chicago. IL. EUA). O ponto de corte de probabilidade para significância estatística será $p < 0,05$. Um avaliador mediu as variáveis três vezes, e as diferenças entre os valores obtidos entre as tentativas foram utilizadas para determinar os coeficientes de correlação intraclasse (LEE et al., 2021). No presente estudo, as análises estatísticas foram realizadas quando foram alcançados coeficientes de 0,75 a 1,00 (LEE et al., 2021). As médias das duas melhores tentativas (melhor ICC) foram utilizadas para análises.

Todos os dados foram apresentados como média \pm DP. A normalidade e esfericidade dos dados foram verificadas pelos testes de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente. E para verificar a homogeneidade das variâncias foi utilizado o teste de Levene. Para os dados de caracterização (idade, altura, massa corporal e comprimento do membro) utilizou-se análise de variância (ANOVA) unidirecional para comparação dos grupos. Em dados homogêneos foi utilizado o *post-hoc* de Tukey e para dados heterogêneos foi utilizado o *post-hoc* de Games-Howell. Os dados do reto femoral foram analisados usando uma ANOVA unidirecional para comparação entre os grupos. E como *post-hoc* utilizamos o teste de Tukey. Os dados de CV foram analisados por meio de ANOVA bidirecional (Grupo vs. Posição) com *post-hoc* de Tukey. O tamanho do efeito foi definido de acordo com Cohen (1988), sendo o efeito padronizado (η^2) pequeno para $\eta^2 > 0,1$, médio para $\eta^2 > 0,25$ e grande para $\eta^2 > 0,4$.

RESULTADOS

Não foi observada interação entre grupos ($F = 0,215$; $p = 0,885$) para medição do comprimento do fascículo do reto femoral (Figura 3A). Para o comprimento do fascículo do reto femoral normalizado pelo comprimento do membro inferior também não foi observada interação entre grupos ($F = 0,280$; $p = 0,839$) (Figura 3A). Não foi observada interação entre grupos ($F = 1,607$; $p = 0,220$) para a medida da espessura muscular (Figura 3B) e para o ângulo de penação ($F = 0,886$; $p = 0,466$) (Figura 3C) do reto femoral.

Figura 3 - Comprimento absoluto do fascículo do reto femoral (RF) (A - esquerda - esfera fechada), comprimento normalizado (nRF) pelo comprimento do membro inferior (A - direita - esfera aberta), espessura muscular (B) e ângulo de penação (C) em ciclistas, corredores, triatletas e fisicamente ativos (controle).

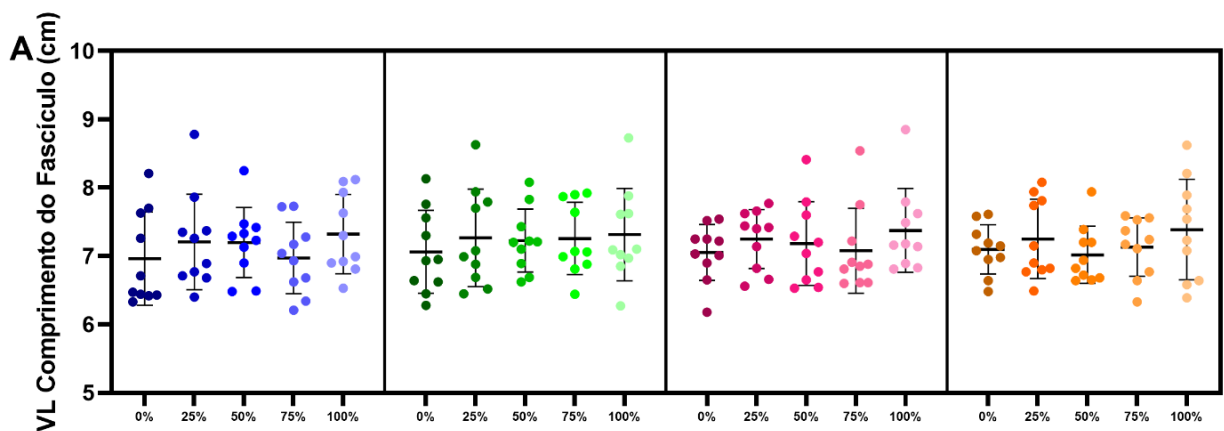


A média das cinco medidas do vasto lateral não apresentou diferenças significativas entre os grupos para comprimento do fascículo ($p = 0,971$), espessura muscular ($p = 0,853$) e ângulo de penação ($p = 0,658$) (Figura 4A). Não foi observada interação grupo ($F = 0,228$; $p = 0,877$; $\eta^2 = 0,004$) e posição ($F = 1,743$; $p = 0,143$; $\eta^2 = 0,037$) para a medida do comprimento do fascículo do vasto lateral (Figura 4A). Não foi observada interação grupo vs. posição ($F = 0,162$; $p = 0,999$; $\eta^2 = 0,010$) para o comprimento do fascículo do vasto lateral (Figura 4A).

Não foi observada interação entre grupos ($F = 0,927$; $p = 0,429$; $\eta^2 = 0,013$) para a medida da espessura do músculo vasto lateral (Figura 4B). Foi observada interação significativa entre as posições ($F = 6,130$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,115$) e a espessura muscular (Figura 4B). Independentemente do grupo, a espessura muscular medida a 0% é significativamente menor em comparação à medida a 25% ($p = 0,012$), sem diferenças em relação às demais posições. A espessura muscular medida a 100% é significativamente menor comparada àquela medida a 25% ($p < 0,001$) e 50% ($p = 0,028$). Não foi observada interação grupo vs. posição ($F = 0,564$; $p = 0,869$; $\eta^2 = 0,032$) para a espessura muscular do vasto lateral (Figura 4B).

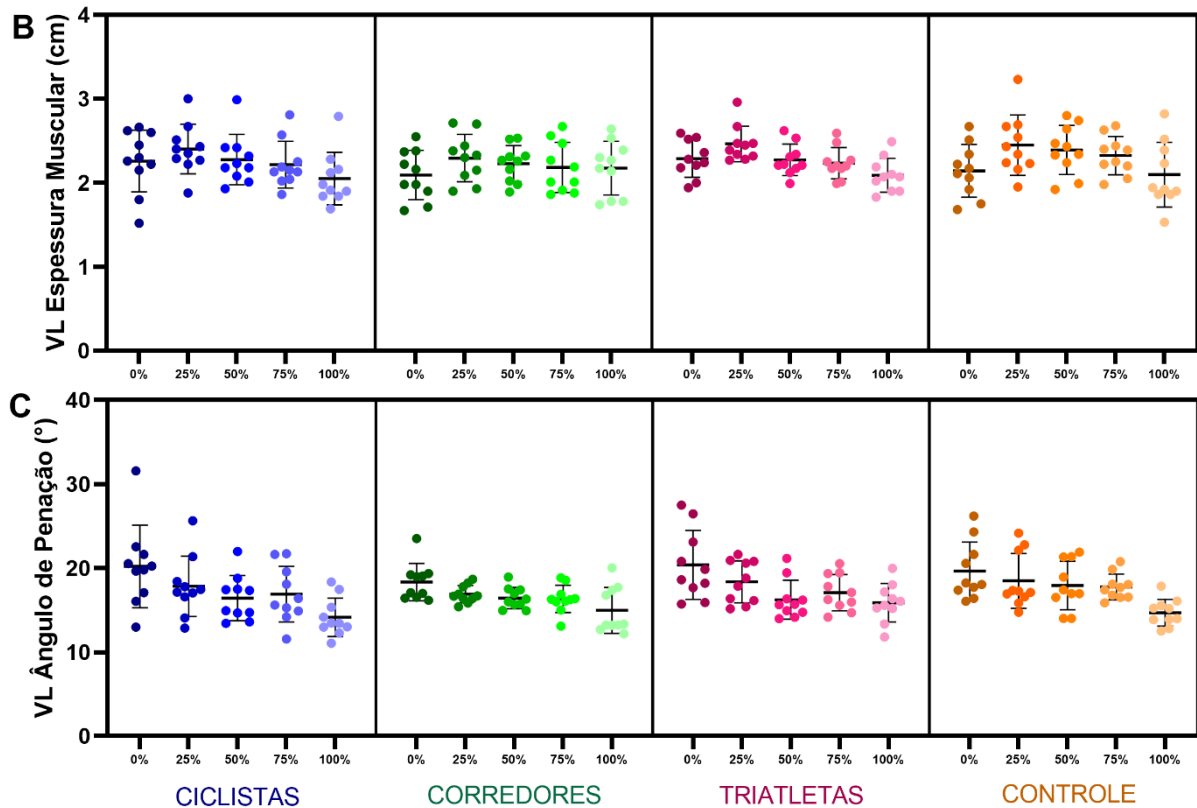
Não foi observada interação entre grupos ($F = 1,691$; $p = 0,171$; $\eta^2 = 0,020$) para a medida do ângulo de penação do vasto lateral (Figura 4C). Foi observada interação significativa entre posições ($F = 15,603$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,246$) para ângulo de penação (Figura 4C). Independentemente do grupo, o ângulo de penação medido a 0% é significativamente maior em comparação ao medido a 25% ($p = 0,041$), 50% ($p < 0,001$), 75% ($p < 0,001$) e 100% ($p < 0,001$). O ângulo de penação medido em 100% é significativamente menor comparado ao medido em 0% ($p < 0,001$), 25% ($p < 0,001$), 50% ($p = 0,027$) e 75% ($p = 0,007$). Não foi observada interação grupo vs. posição ($F = 0,522$; $p = 0,899$; $\eta^2 = 0,025$) para o ângulo de penação do vasto lateral (Figura 4C).

Figure 4 - Comprimento do fascículo (A), espessura muscular (B) e ângulo de penação (C) do vasto lateral (VL) em ciclistas, corredores, triatletas e fisicamente ativos (controle).



(continua)

(continuação)



DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a arquitetura muscular (comprimento, espessura e ângulo de penação) de vasto lateral e reto femoral de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (controle). Os grupos não apresentaram diferenças significativas em todas as variáveis. Porém, os grupos apresentam maior medida de valores de espessura e ângulo de penação na região próxima ao joelho (0%). As características do arranjo estrutural das fibras musculares são um importante parâmetro funcional para análise da mecânica da unidade musculotendínea (LIEBER; FRIDÉN, 2000; DE BOER et al., 2008). Os músculos do quadríceps são geralmente caracterizados por seus ângulos de penação relativamente maiores, grandes áreas transversais fisiológicas e fibras curtas (LIEBER; FRIDÉN, 2001). Os músculos do quadríceps possuem fibras com arranjos unipenados (por exemplo, vasto lateral e vasto medial) e bipenados (por exemplo, reto femoral).

O reto femoral, é responsável por cerca de 20% da produção de torque, possui fibras que seguem trajetórias tridimensionais e existem duas longas

aponeuroses no interior do músculo (BLEMKER; DELP, 2006). Uma diferença importante entre o vasto (medial, lateral e intermediário) em relação ao reto femoral é que eles são monoarticulares, enquanto o reto femoral é um músculo biarticular, com ação de flexão na articulação do quadril e extensão na articulação do joelho. Devido a essa dupla função do reto femoral, era esperada uma diferença no comprimento do fascículo, principalmente entre grupos de ciclistas e corredores. Herzog et al., (1991) presumiram que devido à diferença no ângulo do quadril durante o gesto motor das duas modalidades (ciclistas com maior flexão do quadril), haveria alteração no número de sarcômeros em série e, conseqüentemente, no comprimento do fascículo. Porém, poucos estudos conseguiram encontrar alterações no comprimento do fascículo após o treinamento (EMA et al., 2016). Além de não observarmos diferenças no comprimento do fascículo do reto femoral entre os grupos, também não identificamos diferenças no ângulo de penetração e na espessura muscular. O menor nível competitivo dos atletas do nosso estudo pode ter influenciado nesses resultados, uma vez que a carga de treinamento é inferior à dos atletas de alto nível.

O músculo vasto lateral contém maior número de fibras paralelas (KAWAKAMI, 2005) e, conseqüentemente, mais material contrátil (BLAZEVIK et al., 2007), fato que o torna adequado para a produção de torque. O grupo vasto produz cerca de 80% do torque de extensão do joelho (FINNI, 2006; BLAZEVIK et al., 2007). Considerando que as modalidades avaliadas em nosso estudo não exigem muita força, poderíamos esperar que o grupo fisicamente ativo apresentasse maior hipertrofia do vasto lateral. Porém, a maioria do grupo pratica treinamento de força não sistematizado entre outras atividades, e isso pode ter contribuído para essa falta de diferenças.

Um destaque importante a ser feito em nosso estudo é a maior mensuração do ângulo de penetração e da espessura do vasto lateral na região próxima ao joelho. Esse resultado corrobora Ema et al., (2013) que identificaram que a hipertrofia do quadríceps não ocorre de forma homogênea. Este fato justifica a importância da realização de análises panorâmicas e em diferentes locais do músculo avaliado. O comprimento do fascículo medido pelo método matemático que estima o comprimento total apresenta um erro de 12% comparado ao método panorâmico utilizado em nosso estudo (NOORKOIV et al., 2010). Maden-Wilkinson et al., (2020) realizaram a avaliação em dez locais diferentes e encontraram uma diferença entre

os grupos (treinados e não treinados) de apenas 11%. Essa diferença pode ser ainda menor quando atletas são avaliados. Portanto, a recomendação é que a arquitetura muscular, quando avaliada pela ultrassonografia, seja realizada em mais de uma região, para garantir que o erro de medida será menor.

O presente estudo tem algumas limitações. Primeiro, recrutamos atletas que não eram atletas de alto rendimento. Esse fato pode interferir nas adaptações musculares decorrentes da modalidade esportiva, uma vez que o treinamento de alto rendimento proporciona maior sobrecarga. Em segundo lugar, uma comparação entre ciclistas, corredores e triatletas em corridas curtas nos daria mais informações sobre a capacidade do músculo de se adaptar a intensidades maiores. Da mesma forma, um grupo experiente em treinamento de força poderia fornecer uma nova perspectiva sobre as adaptações. Por fim, para aprofundar nossos achados, são necessários mais estudos que ampliem as variáveis analisadas com a área de secção transversa e demais músculos do quadríceps.

CONCLUSÃO

Este estudo não encontrou diferenças no comprimento dos fascículos, espessura muscular e ângulo de penação dos músculos reto femoral e vasto lateral entre ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos. Porém, identificamos diferença na espessura e no ângulo de penação do vasto lateral quando a medida foi realizada próxima ao joelho em comparação à medida próxima ao quadril. Portanto, enfatizamos a necessidade de avaliar a arquitetura muscular de forma panorâmica em mais de um ponto do músculo.

2.3 PRODUÇÃO DE TORQUE

2.3.1 Capacidade de produção de torque no joelho em corredores, ciclistas, triatletas e fisicamente ativos

RESUMO

O objetivo do estudo foi comparar a capacidade de produção de torque no joelho de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Participaram do estudo 40 homens saudáveis (10 ciclistas, 10 corredores, 10 triatletas e 10 fisicamente ativos) com idade entre 18 e 45 anos ($30,3 \pm 8,6$ anos).

Foram realizadas duas contrações voluntárias isométricas máximas (CVMI) com duração de 5 s, com intervalo de 2 minutos e com duplete sobreposto durante o platô de força do CVMI. O pulso duplo potencializado foi aplicado 3s após o CVMI com o participante relaxado. A partir da curva de torque, o pico de torque voluntário (vPT), pico de torque evocado (ePT), duplete potencializado (PD), nível de ativação voluntária (VAL) e taxa de desenvolvimento de torque (TDT) em 15, 30, 50, 100, 150 e 200 ms foram analisados. Os dados de vPT, ePT, PD e VAL foram analisados usando uma ANOVA unidirecional para comparação entre grupos, e os dados TDT foram analisados usando uma ANOVA bidirecional (grupo vs. tempo). Comparar as variáveis com o teste *post-hoc* de Tukey. Todas as análises estatísticas foram realizadas considerando $p < 0,05$. Nenhuma interação de grupo foi observada para vPT, ePT, PD e VAL. Nenhuma interação grupo vs. tempo foi observada para a TDT. No entanto, foi observada uma interação significativa para o grupo, com medidas de TDT menores para ciclistas em comparação com corredores e controle, e com um TDT mais elevado do grupo controle em comparação com triatletas. Além disso, foi possível observar uma interação temporal significativa, onde a TDT independente do grupo foi maior em 50 ms comparado a 200 ms. Concluímos que não há diferenças no vPT, ePT, PD e VAL de ciclistas, corredores, triatletas e pessoas fisicamente ativas. Porém, os grupos apresentam diferenças na TDT com medidas maiores para indivíduos fisicamente ativos.

Palavras-chave: Esportes de resistência; Estimulação elétrica neuromuscular; Dinamômetro isocinético; Taxa de desenvolvimento de torque

INTRODUÇÃO

A prática esportiva produz adaptações no controle neuromuscular que dependem da carga mecânica e do gesto motor de cada modalidade (BENCKE et al., 2002). Pesquisas anteriores demonstram variações nas adaptações neuromusculares entre atletas de força, atletas de resistência e indivíduos envolvidos em atividades recreativas (LATTIER et al., 2003; GARRANDES et al., 2007). A maior capacidade de produção de torque muscular observada em indivíduos treinados em força pode ser atribuída não apenas às adaptações musculares, incluindo a hipertrofia muscular (BLAZEVICH et al., 2009; FUKUNAGA et al., 2001; NARICI et al., 1996), mas também às adaptações neurais. (AAGAARD et al., 2002). Essas alterações neurais têm sido associadas principalmente à mudança na proporção de fibras musculares lentas e rápidas de atletas de potência para atletas de resistência (KOCEJA; DAVISON; ROBERTSON, 2004; FARUP; SØRENSEN; KJØLHEDE, 2014).

Utilizando a NMES sobreposta a uma contração voluntária isométrica máxima (CVMI) é possível compreender e identificar características dos sistemas periférico

(músculos) e central (medula espinhal) de atletas de diversas modalidades esportivas (MAFFIULETTI, 2006; MAFFIULETTI et al., 2011). O nível de ativação voluntária (VAL), que representa a diferença na amplitude do torque evocado (sobreposto durante uma contração voluntária isométrica máxima (CVMI) e do estímulo relaxado (pós CVMI), indica a capacidade do sistema nervoso central (SNC) de enviar sinais ao músculo. Além disso, a VAL é importante não apenas em esportes de potência, mas também em esportes de resistência, no qual falhas na ativação central e alterações na transmissão do potencial de ação muscular são mecanismos importantes que contribuem para o comprometimento da função neuromuscular durante atividades prolongadas (PLACE et al., 2004; MILLET et al., 2003; SPRING et al., 2016).

Além da força máxima (voluntária e evocada), a capacidade de gerar força em um curto período de tempo (ou seja, força explosiva) é cada vez mais considerada por pesquisadores e profissionais devido à sua relevância funcional (BUCKTHORPE; ROI, 2018; MAFFIULETTI et al., 2016). A taxa de desenvolvimento de torque (TDT), derivada da parte ascendente da curva torque-tempo durante uma contração rápida, é considerada um aspecto importante da função do músculo esquelético humano in vivo (RODRÍGUEZ-ROSELL et al., 2018). A TDT calculada em diferentes intervalos de tempo desde o início da contração pode refletir a influência de diferentes mecanismos e/ou parâmetros fisiológicos (RODRÍGUEZ-ROSELL et al., 2018).

A capacidade de um atleta produzir força máxima e rápida depende da capacidade máxima de produção de torque do músculo e da sua velocidade máxima de encurtamento (RODRÍGUEZ-ROSELL et al., 2018). A velocidade máxima de encurtamento depende de fatores como o tipo de fibra muscular (as fibras do tipo II podem produzir uma maior taxa de desenvolvimento de força), a área de secção transversa do músculo, o comprimento da fibra e a espessura e comprimento do tendão (MAFFIULETTI et al., 2016; RODRÍGUEZ-ROSELL et al., 2018). Em condições isométricas, a arquitetura das fibras musculares pode influenciar na velocidade de encurtamento e, conseqüentemente, no desenvolvimento do torque (EDMAN; JOSEPHSON, 2007).

Embora corrida, ciclismo e triatlo sejam esportes de resistência cíclicos (SWINNEN; KIPP; KRAM, 2018), e possuam alto volume de treinamento, as características biomecânicas das modalidades são diferentes e podem proporcionar

diferentes adaptações neuromusculares. Em estudos anteriores do nosso grupo, não identificamos diferenças na arquitetura muscular do vasto lateral (LUNARDI et al., 2023b), do reto femoral (LUNARDI et al., 2023b) e do tendão patelar (LUNARDI et al., 2023c) com o mesmo grupo de indivíduos. Esse fato nos faz questionar se a produção de torque voluntário, evocado e rápido (TDT) se comporta da mesma forma, ou se existem outras variáveis intervenientes não avaliadas em nossos estudos que influenciam a capacidade de produção de torque desses atletas. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar a capacidade de produção de torque no joelho de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Nossa hipótese é que o grupo controle, devido à prática de treinamento de força, produzirá maior torque voluntário e evocado, e maior TDT em comparação aos demais grupos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Quarenta voluntários (37 homens e 3 mulheres), com idade entre 18 e 45 anos ($30,3 \pm 8,6$ anos) (Tabela 1), divididos em ciclismo ($n=10$), corrida ($n=10$), triatlo ($n=10$), e indivíduos fisicamente ativos ($n=10$) participaram do estudo. A seleção dos participantes foi realizada de forma não probabilística (escolhidos aleatoriamente) e intencionalmente. Os critérios de inclusão e exclusão foram (1) realizar média de treinamento igual ou superior a 3 dias por semana e 10 horas semanais; (2) ter mais de 2 anos de formação na modalidade esportiva; e (3) competir a nível regional. Os critérios de exclusão foram (1) autorrelato de lesão no joelho nos 6 meses anteriores à data da coleta; (2) doença de Osgood-Schlatter, doenças cardiovasculares, história médica de diabetes, doenças respiratórias e neuromusculares; (3) divulgação de abuso de drogas anabolizantes, ou (4) não assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O estudo foi aprovado pelo comitê local de ética em pesquisa com seres humanos (aprovação 2.695.031).

Os ciclistas seguiram o seu regime de treino específico durante 3,1 anos ($\pm 2,7$) com um volume semanal de ciclismo de 203 km (± 88). Os corredores seguiram seu regime de treinamento específico por 3,0 anos ($\pm 1,1$) com um volume semanal de corrida de 47 km (± 16). Os triatletas seguiram seu regime de treinamento específico por 10,1 anos ($\pm 6,0$) com volume semanal de ciclismo de 160 km (± 71) e corrida de 46 km (± 16). Ciclistas, corredores e triatletas não participaram de

treinamento regular de força na parte inferior do corpo. Indivíduos fisicamente ativos (grupo controle) não tinham histórico prévio de atividades de resistência, como natação, ciclismo ou corrida regular (>1/semana).

Tabela 1. Características dos participantes do estudo.

	Ciclistas	Corredores	Triatletas	Controle	p-Valor
Idade (anos)	30,8 ± 7,9	28,1 ± 9,2*	37,3 ± 8,7*#	25,2 ± 3,3#	0,008
Altura (cm)	177,4 ± 11,0	177,7 ± 4,0	175,1 ± 8,0	174,9 ± 6,7	0,655
Massa Corporal (kg)	75,4 ± 19,2	69,3 ± 4,8	77,0 ± 9,9	73,1 ± 9,4	0,176
Comprimento do membro inferior (cm)	83,5 ± 7,1	83,0 ± 3,9	81,4 ± 5,4	84,8 ± 4,7	0,586

Legenda: Valores expressos como média ± DP; Controle = fisicamente ativo; p-valor = p-valor da interação entre grupos (ANOVA unidirecional). *Diferença significativa entre triatletas vs. corredores (p=0,050); # Diferença significativa entre triatletas vs. controle (p=0,006).

Um desenho de estudo transversal de quatro grupos foi conduzido para determinar o efeito da prática esportiva de longo prazo na produção de torque. As avaliações foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da universidade onde o estudo foi realizado. Todos os indivíduos foram instruídos a abster-se de qualquer atividade vigorosa (por exemplo, treinamento de resistência, corrida, salto) durante 24 horas antes da sessão de teste, mas a manter sua dieta normal. Os participantes foram avaliados durante 2 dias, com pelo menos 48 horas entre os dias.

Protocolo de avaliação de torque e estimulação elétrica neuromuscular

O protocolo de avaliação foi realizado em duas visitas, a primeira para familiarização do participante com o protocolo e a segunda para avaliação (Figura 1A). Na primeira visita o indivíduo foi familiarizado com o dinamômetro (Biodex – System 4, Shirley Corporation, Nova York, EUA) e com a NMES. Considerando a extensão total como 0°, o joelho direito avaliado foi fixado em 60°, o quadril posicionado em 90° e o eixo do braço de alavanca alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur (WINTER; CHALLIS, 2010) (Figura 1A). O cátodo (0,5 cm de diâmetro) foi utilizado no lado direito sobre o triângulo femoral e ânodo (50 cm²) sobre o ventre do glúteo máximo também no lado direito (Figura 1B). Os dois eletrodos de estimulação de superfície autoadesivos foram acoplados a cabos condutores de tensão modelo

D185-HB4 (*Compex SA, Ecublens, Suíça*). Os participantes permaneceram sentados na cadeira do dinamômetro durante todo o protocolo e foram estabilizados com auxílio de cintos para evitar movimentos acessórios.

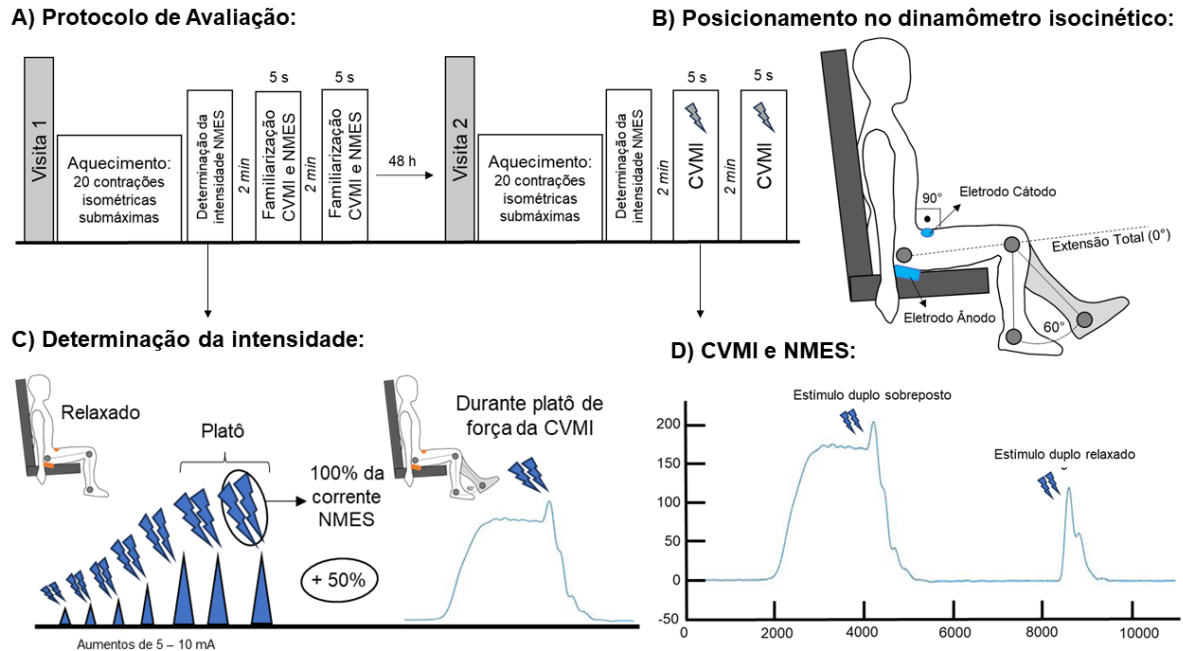
Após o posicionamento, foi realizado aquecimento específico para extensores de joelho no dinamômetro isocinético. O aquecimento consistiu em uma série submáxima de 20 contrações isométricas dos extensores do joelho. A seguir foi realizada a determinação da intensidade da NMES (Figura 1C). Inicialmente foram aplicados pulsos elétricos simples (pulsos retangulares de 0,2 ms de duração), com intervalo de 10 s, para localizar a região do ponto motor. Após a localização do ponto motor, foram aplicados dupletos com aumentos progressivos de intensidade (5 – 10 mA) (FOLLAND; WILLIAMS, 2007a), até determinação da intensidade máxima ou retirada voluntária do indivíduo do protocolo (Figura 1C). Dupletos foram aplicados na mesma posição, até ocorrerem platôs no pico de torque. A intensidade máxima da corrente da NMES foi atingida quando os valores de torque permaneceram inalterados em três estímulos consecutivos nos dupletos (Figura 1C). Posteriormente, as intensidades foram aumentadas em 50% para garantir que os estímulos fossem supramáximos durante os protocolos (LANZA; BALSHAW; FOLLAND, 2018).

Em seguida, foram realizados duas CVMI com duração de 5 s, com intervalo de 2 min e com dupletos durante o platô de força da CVMI (Figura 1C). Os participantes foram instruídos a produzir força máxima o mais rápido possível até atingir sua capacidade máxima e manter esse esforço máximo por pelo menos 2 s antes de relaxar (sempre que persistisse a instrução verbal dada pelo avaliador) (COSSICH; MAFFIULETTI, 2020; LAETT et al., 2021). Na visita 1, foi fornecido feedback visual por meio de um monitor de torque produzido durante a CVMI, para que o voluntário entendesse como cada curva deveria ser executada (FOLLAND; WILLIAMS, 2007a).

Na visita 2, repetimos o aquecimento, a determinação da intensidade e as CVMIs (Figura 1A). Após a determinação da intensidade, foram realizadas duas CVMIs com duração de 5 s, com intervalo de 2 min e com duplete durante o platô de força do CVMI. Outro duplete foi aplicado 3 s após o CVMI com o participante relaxado (Figura 1D). Caso a curva não apresentasse platô de torque, apresentasse variação de torque superior a 5% ou o próprio voluntário relatasse não conseguir produzir força máxima, esta curva era descartada e o voluntário fazia nova tentativa.

Todos os participantes atingiram os critérios com no máximo três tentativas.

Figura 1 - Desenho esquemático da posição no dinamômetro isocinético (A), protocolo de avaliação (B) e determinação da intensidade (C).



Análise de dados

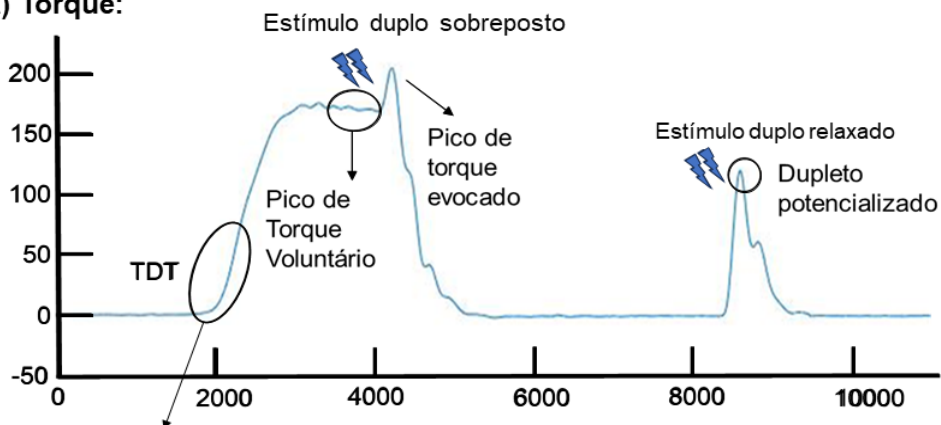
Os dados brutos de torque foram exportados para o software MATLAB (MathWorks, Natick, MA, EUA) para processamento e análise de sinais. Os sinais de torque foram filtrados usando um filtro Butterworth passa-baixa recursivo de terceira ordem com uma frequência de segunda ordem de 10 Hz ajustada para minimizar resíduos de sinal, conforme descrito por Winter (2005). As variáveis analisadas foram: pico de torque voluntário, pico de torque evocado, duplete potencializado, VAL e TDT.

O pico de torque voluntário foi considerado o maior valor de torque antes do estímulo duplete, enquanto o pico de torque evocado foi considerado o maior valor de torque durante o estímulo duplete. O duplete potencializado foi considerado o maior valor de torque no período relaxado, após CVMI (Figura 2A). A TDT foi analisada pela relação entre mudança de torque e mudança de tempo ($\Delta\text{Torque}/\Delta\text{Time}$) nas janelas de tempo de 0-15, 0-30, 0-50, 0-100, 0-150 e 0-200 ms; e entre 100-200 ms (COSSICH; MAFFIULETTI, 2020) (Figura 2B). O início do desenvolvimento do torque foi realizado de forma visual e manual. A análise da VAL

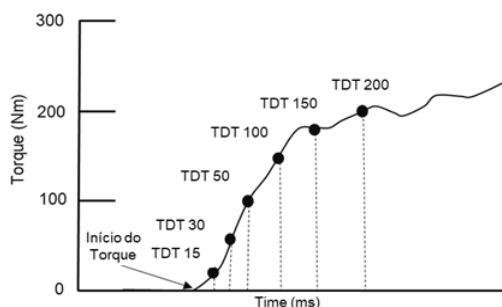
foi realizada utilizando a estimulação dupla sobreposta nas CVMs e potencializada nos músculos relaxados 3 s após o CVMI (PLACE et al., 2007). A VAL foi determinada de acordo com a fórmula da Figura 2C, utilizando a amplitude do duplete sobreposto e a amplitude do duplete potencializado.

Figura 2 - Desenho esquemático da análise dos dados de torque (A), taxa de desenvolvimento de torque (B) e nível de ativação voluntária (C).

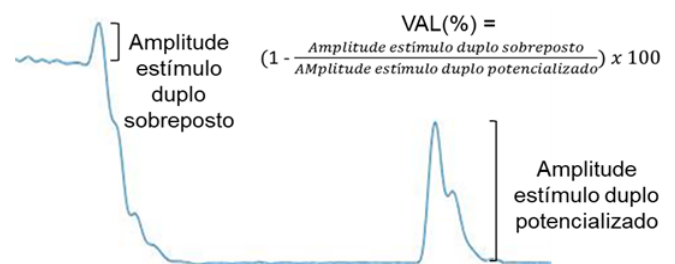
A) Torque:



B) Taxa de Desenvolvimento de Torque:



C) Nível de Ativação Voluntária:



Análise estatística

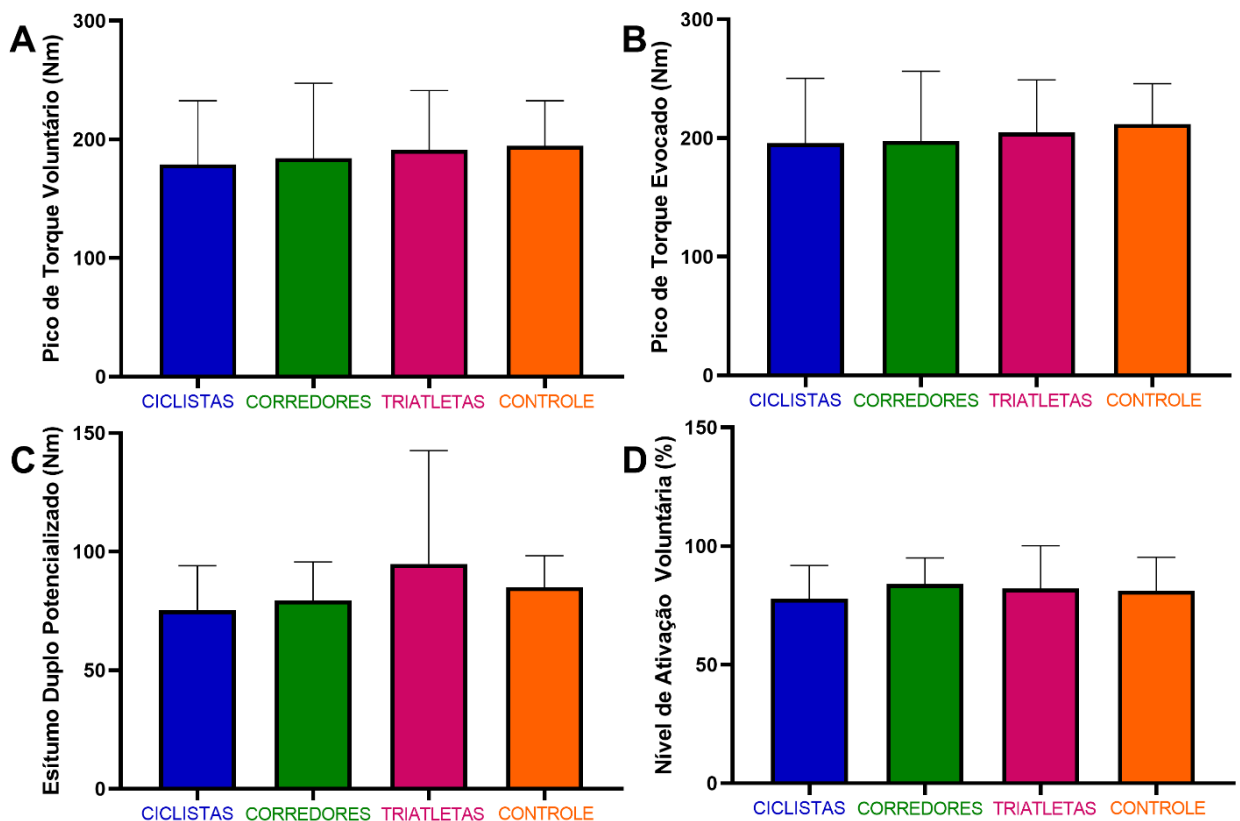
Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando software padrão (SPSS versão 23.0 para Windows. SPSS. Chicago. IL. EUA). Todos os dados foram apresentados como média \pm DP. A normalidade e esfericidade dos dados foram verificadas pelos testes de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente. E para verificar a homogeneidade das variâncias utilizamos o teste de Levene. Para os dados de caracterização (idade, altura, massa corporal e comprimento do membro inferior) utilizou-se análise de variância (ANOVA) unidirecional para comparação dos grupos. Em dados homogêneos utilizamos o *post-hoc* de Tukey e para dados heterogêneos utilizamos o *post-hoc* de Games-Howell.

Os dados de torque voluntário máximo, torque evocado máximo, duplo potencializado e VAL foram analisados usando uma ANOVA unidirecional para comparação entre os grupos. E como *post-hoc* utilizamos o teste de Tukey. Os dados da TDT foram analisados utilizando uma ANOVA bidirecional (Grupo vs. Tempo) com *post-hoc* de Tukey. O tamanho do efeito foi definido de acordo com Cohen 1988, sendo o efeito padronizado (η^2) pequeno para $\eta^2 > 0,1$, médio para $\eta^2 > 0,25$ e grande para $\eta^2 > 0,4$.

RESULTADOS

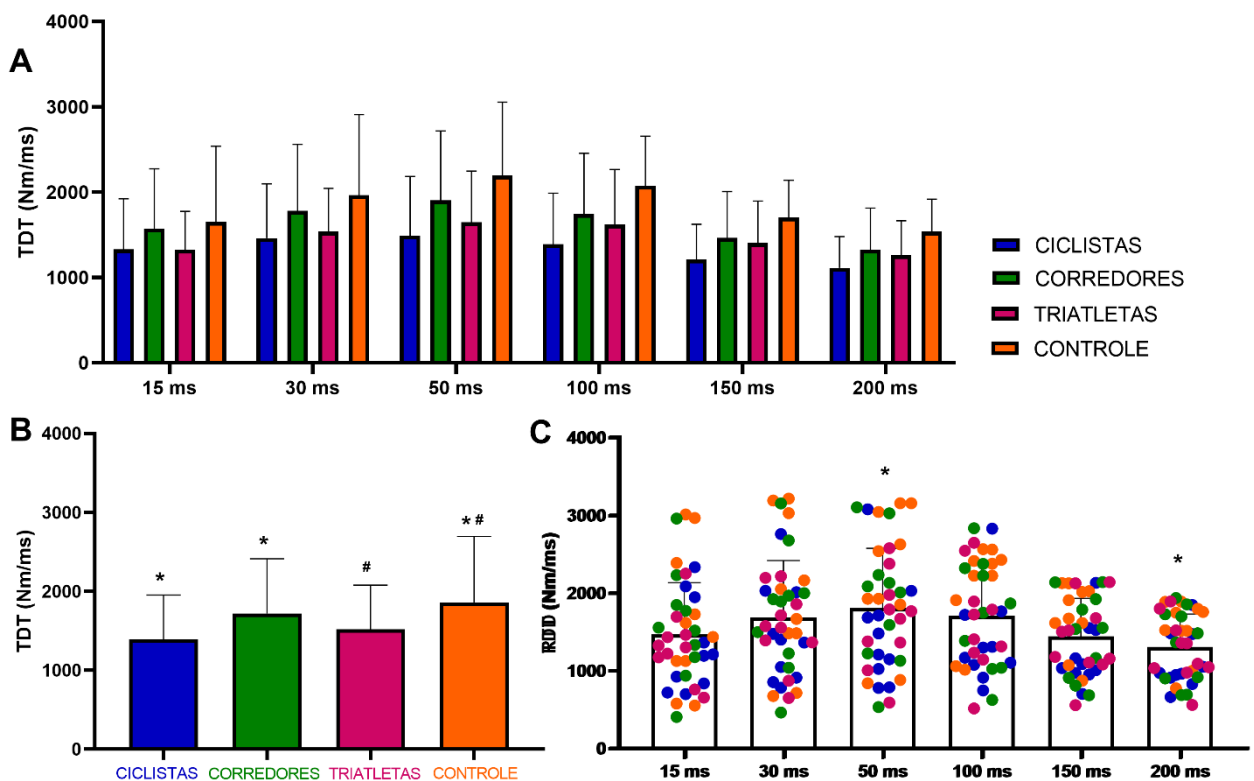
Não foi observada interação entre grupos para medição de pico de torque voluntário ($F = 0,184$; $p = 0,906$; Figura 3A), pico de torque evocado ($F = 0,237$; $p = 0,870$; Figura 3B), duplo potencializado ($F = 0,923$; $p = 0,440$; Figura 3C) e VAL ($F = 0,317$; $p = 0,813$; Figura 3D).

Figura 3 - Pico de torque voluntário (A), pico de torque evocado (B), duplo potencializado (C) e nível de ativação voluntária (D) do joelho em ciclistas, corredores, triatletas e fisicamente ativos (controle).



Não foi observada interação grupo vs. tempo ($F = 0,132$; $p = 1,000$; $\eta^2 = 0,008$) para a TDT (Figura 4A). Observou-se interação significativa entre grupos para a TDT ($F = 7,725$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,089$; Figura 4B). Independentemente do tempo, a TDT medida em ciclistas é significativamente menor em comparação aos corredores ($p = 0,010$) e grupo controle ($p < 0,001$), sem diferenças para triatletas ($p = 0,472$). A TDT medida no grupo controle é significativamente maior em comparação aos triatletas ($p = 0,004$). Foi observada uma interação significativa do tempo ($F = 3,731$; $p = 0,003$; $\eta^2 = 0,072$; Figura 4C). Independentemente do grupo, a TDT medida no intervalo de 0-50 ms é significativamente maior comparada ao intervalo 0-200 ms ($p < 0,001$), sem diferenças em relação aos demais tempos.

Figura 4 - Taxa de desenvolvimento de torque (TDT) do joelho em ciclistas, corredores, triatletas e fisicamente ativos (controle).



Legenda: A) Interação grupo vs. tempo; B) Interação entre grupos; * diferença significativa comparado com ciclistas ($p < 0,05$); # diferença significativa comparado com triatletas ($p < 0,05$); C) Interação entre tempos; * diferença significativa comparado com 200 ms ($p < 0,05$).

DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a TDT, pico de torque voluntário, pico de torque evocado,

duplete potencializado e VAL durante a extensão de joelho de ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Os grupos não apresentaram diferenças significativas no pico de torque voluntário, pico de torque evocado, duplete potencializado e VAL. No entanto, os ciclistas apresentam uma TDT menor em comparação com corredores e indivíduos fisicamente ativos, e os triatletas também apresentam um TDT menor em comparação com indivíduos fisicamente ativos.

Contrariamente à nossa hipótese inicial, o grupo fisicamente ativo (praticante de treinamento de força não sistematizado) não apresentou maiores pico de torque voluntário, pico de torque evocado, duplete potencializado e VAL. Esse achado está alinhado com o trabalho de Lattier et al., (2003), que compararam a capacidade de indivíduos treinados em resistência e força de ativar ao máximo suas unidades motoras, mas não encontraram diferença entre as populações. Porém, ambos os grupos apresentaram níveis de ativação mais elevados em comparação aos indivíduos sedentários, sugerindo que ambas as formas de treinamento podem aumentar o nível máximo de ativação de unidades motoras. Da mesma forma, Garrandes et al., (2007) não encontraram diferença na VAL dos músculos extensores do joelho, mensurada pela técnica de interpolação de contração muscular, entre atletas treinados em resistência e potência. Pode-se, portanto, sugerir que o treinamento de resistência induziria um aumento no VAL máximo (ZGHAL et al., 2013).

A contribuição dos fatores espinhais e supraespinhais para o recrutamento de unidades motoras após o treinamento de resistência tem sido investigada, com um estudo indicando aumento do reflexo H [estímulo realizado que percorre os neurônios sensoriais (via aferente) até a medula espinhal e retorna ao músculo (LATASH, 2008)], mas nenhuma mudança na onda V (reflete o disparo sincronizado de unidades motoras dentro de um músculo). Isto sugere que pode não haver modificações na ativação cortical em resposta ao treinamento de resistência, diferentemente do que é observado após o treinamento de força (VILA-CHÃ et al., 2012; LEE, GANDEVIA, CARROLL, 2009). Além disso, desportos de resistência como ciclismo, corrida e triatlo envolvem exercícios prolongados e de baixa intensidade, que têm sido associados ao desenvolvimento de fadiga central (MILLET et al., 2003). A fadiga central leva a um aumento progressivo no esforço percebido necessário e necessita do recrutamento de unidades motoras adicionais para manter

o desempenho mecânico (MARTIN et al., 2010). Consequentemente, sessões repetidas de exercício prolongado com desenvolvimento substancial de fadiga central durante o treinamento podem condicionar o sistema nervoso central a recrutar uma alta proporção de unidades motoras, levando potencialmente a uma adaptação na ativação máxima da unidade motora, sem a necessidade de modificações na ativação cortical.

Considerando a maior contribuição neural promovida pelo treinamento de força para a produção de torque, nossa hipótese de que o grupo controle apresentaria maior TDT foi confirmada. Os grupos treinados em resistência tiveram um TDT significativamente menor, com exceção dos corredores. A menor TDT em esportes de resistência pode ser explicado pela redução na expressão da proteína IIX da cadeia pesada da miosina (MHC-IIX), que como consequência reduz o número de fibras do tipo IIX (FARUP; SØRENSEN; KJØLHEDE, 2014). Essa redução nas fibras do tipo IIX limita a capacidade de realizar contração rápida, sem modificar o pico de torque. No entanto, os corredores, apesar de serem atletas de resistência, apresentam valores de TDT mais elevados do que os ciclistas, mas são iguais ao grupo controle e aos triatletas. Isto pode ser atribuído à maior carga excêntrica (KUOPPASALMI, 1980) experimentada pelos corredores devido ao seu regime de treinamento, o que pode neutralizar os efeitos das mudanças no tipo de fibra e contribuir para um maior ganho neural (HORTOBÁGYI et al., 1996; MCHUGH, 2003).

Além disso, nossa observação de maior TDT no intervalo de 0-50ms em comparação com o intervalo de 0-200ms está alinhada com a literatura existente. Estudos anteriores demonstraram que o determinante primário da TDT sofre alterações ao longo do tempo na curva força-tempo (AAGAARD et al., 2002), estando a atividade muscular do agonista relacionada à fase inicial (25-75ms) e as propriedades contráteis intrínsecas do músculo relacionadas à fase tardia (>150 ms) (MAFFIULETTI et al., 2016; CORATELLA et al., 2018). Enquanto os fatores neurais abrangem a sincronização das unidades motoras e a capacidade de ativá-las rapidamente, os fatores musculares estão associados à morfologia muscular, à rigidez do complexo músculo-tendão, ao tamanho e à arquitetura muscular. Considerando que não identificamos diferenças significativas na arquitetura muscular e tendínea deste grupo de atletas avaliados em estudos anteriores do nosso grupo (LUNARDI et al., 2023b; LUNARDI et al., 2023c), é plausível que esses

fatores tenham desempenhado um papel mínimo no diferenças observadas.

Uma das limitações mais importantes do nosso estudo é a falta de análise da atividade elétrica (EMG) dos músculos quadríceps. A EMG nos forneceria informações mais precisas sobre os resultados encontrados. Sugerimos que estudos futuros foquem na avaliação não apenas da força isométrica, mas também da força concêntrica e excêntrica. A relação com o desempenho na corrida e no ciclismo também pode ser acrescentada.

CONCLUSÃO

Concluimos que atletas de ciclismo, corrida, triatlo e indivíduos fisicamente ativos não apresentam diferenças na capacidade de produzir torque isométrico voluntário e evocado. Além disso, apresentam VAL semelhante. Porém, a produção de torque rápido pode sofrer interferência do treinamento de força (indivíduos fisicamente ativos) e da contração excêntrica presente no gesto motor de corredores. O treinamento de força, mesmo que não sistematizado, e a sobrecarga excêntrica são capazes de melhorar a TDT, especula-se que isso se dê através da melhoria dos mecanismos neurais. Portanto, também é indicado para a preparação física de atletas de resistência.

3 CAPÍTULO III

3.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Sabendo que a modalidade esportiva praticada pode modificar as adaptações, a presente tese buscou comparar as propriedades neuromusculares e tendíneas do quadríceps entre ciclistas, corredores, triatletas e indivíduos fisicamente ativos (grupo controle). Os resultados do estudo 1 nos mostram que os grupos apresentam uma AST e um comprimento do tendão patelar semelhantes, com maior espessura do tendão patelar em ciclistas comparados ao grupo de triatletas e de fisicamente ativos, independentemente da posição medida.

Partindo disso, nos questionamos se as propriedades musculares apresentariam diferenças entre os grupos e realizamos o estudo 2. No entanto, os grupos apresentaram semelhante comprimento do fascículo, ângulo de penação e espessura muscular tanto do reto femoral quanto do vasto lateral. Porém, todos os grupos apresentaram ângulo de penação e espessura do vasto lateral maiores na região próxima ao joelho (0%) e menor na região próxima ao quadril (100%).

Por fim, pensando que não houve diferenças tendíneas e nem musculares entre os grupos nos estudos 1 e 2, acreditávamos que a produção de torque também não apresentaria diferenças entre os grupos e o estudo 3 foi realizado. A partir do estudo 3, verificamos que os grupos apresentam semelhante pico de torque voluntário, pico de torque evocado, estímulo duplo potencializado e nível de ativação voluntária. Mas com mudanças na produção de torque rápido, ou seja, TDT. Ciclistas apresentaram uma menor TDT comparados aos corredores e aos fisicamente ativos, e o grupo de fisicamente ativos apresentaram maior TDT comparados aos triatletas, ambas comparações independentes do tempo. Houve também, independente do grupo, uma maior TDT em 0-50 ms comparado ao medido em 0-200 ms.

Concluimos que as propriedades neuromusculares e tendíneas apresentam poucas diferenças entre ciclistas, corredores, triatletas e fisicamente ativos. A principal diferença está na TDT, que a partir das semelhanças na arquitetura muscular e tendínea, nos leva a crer que sua explicação esteja na ativação muscular do quadríceps. Indicamos que futuros estudos se concentrem em entender mais a fundo as questões neurais envolvidas na prática dessas modalidades.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. **Journal of applied physiology**, v. 92, n. 6, p. 2309–2318, 2002.
- ABE, T.; KUMAGAI, K.; BRECHUE, W. F. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 6, p. 1125–1129, 2000.
- ABT, J. P.; SELL, T. C.; CHU, Y.; LOVALEKAR, M.; BURDETT, R. G.; LEPHART, S. M. Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. **Journal of strength and conditioning research**, v. 25, n. 6, p. 1479–1485, 2011.
- ALVES, T. I.; GIRISH, G.; KALUME BRIGIDO, M.; JACOBSON, J. A. US of the Knee: Scanning Techniques, Pitfalls, and Pathologic Conditions. **Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc**, v. 36, n. 6, p. 1759–1775, 2016.
- ANDARAWIS-PURI, N.; FLATOW, E. L.; SOSLOWSKY, L. J. Tendon Basic Science: Development, Repair, Regeneration, and Healing. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 33, n. 6, p. 780–784, 2015.
- ANDERSEN, L. L.; AAGAARD, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, p. 46–52, 2006.
- ANGELOZZI, M.; MADAMA, M.; CORSICA, C.; CALVISI, V.; PROPERZI, G.; MCCAW, S. T.; CACCHIO, A. Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 42, n. 9, p. 772–780, 2012.
- ARAMPATZIS, A.; KARAMANIDIS, K.; ALBRACHT, K. Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. **The Journal of experimental biology**, v. 210, n. Pt 15, p. 2743–2753, 2007.
- ARAMPATZIS, A.; PEPPER, A.; BIERBAUM, S.; ALBRACHT, K. Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 16, p. 3073–3079, 2010.
- BENCKE, J. DAMSGAARD, R.; SAEKMOSE, A.; JØRGENSEN, P.; JØRGENSEN, K.; KLAUSEN, K. Anaerobic power and muscle strength characteristics of 11 years old elite and non-elite boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 12, n. 3, p. 171–178, 2002.
- BIEWENER, A. A.; ROBERTS, T. J. Muscle and tendon contributions to force, work,

and elastic energy savings: a comparative perspective. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 28, n. 3, p. 99-107, 2000.

BINI, R. R.; HUME, P. A.; LANFERDINI, F. J.; VAZ, M. A. Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. **Physical therapy in sport**, v. 14, n. 1, p. 23–27, 2013.

BLAZEVICH, A. J.; COLEMAN, D. R.; HORNE, S.; CANNAVAN, D. Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. **European journal of applied physiology**, v. 105, n. 6, p. 869–878, 2009.

BLAZEVICH, A. J.; GILL, N. D.; DEANS, N.; ZHOU, S. Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. **Muscle and Nerve**, v. 35, n. 1, p. 78–86, 2007.

BLAZEVICH, A. J.; GILL, N. D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, v. 209, p. 289-310, 2006.

BLEMKER, S. S.; DELP, S. L. Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 8, p. 1383–1391, 2006.

BOHM, S.; MERSMANN, F.; ARAMPATZIS, A. Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. **Sports Medicine**, v. 1, n. 1, p. 7, 2015.

BUCKTHORPE, M.; ROI, G. S. The time has come to incorporate a greater focus on rate of force development training in the sports injury rehabilitation process. **Muscles, ligaments and tendons journal**, v. 7, n. 3, p. 435–441, 2018.

CARROLL, C. C.; DICKINSON, J. M.; HAUS, J. M.; LEE, G. A.; HOLLON, C. J.; AAGAARD, P.; MAGNUSSON, S. P.; TRAPPE, T. A. Influence of aging on the in vivo properties of human patellar tendon. **Journal of applied physiology** (Bethesda, Md.: 1985), v. 105, n. 6, p. 1907–1915, 2008.

CASSEL, M.; CARLSOHN, A.; FRÖHLICH, K.; JOHN, M.; RIEGELS, N.; MAYER, F. Tendon Adaptation to Sport-specific Loading in Adolescent Athletes. **International journal of sports medicine**, v. 37, n. 2, p. 159–164, 2016.

CASSEL, M.; INTZIEGIANNI, K.; RISCH, L.; MÜLLER, S.; ENGEL, T.; MAYER, F. Physiological tendon thickness adaptation in adolescent elite athletes: A longitudinal study. **Frontiers in physiology**, v. 8, p. 795, 2017.

CASSEL, M.; MÜLLER, S.; CARLSOHN, A.; BAUR, H.; JERUSEL, N.; MAYER, F. Intra- and interrater variability of sonographic investigations of patella and achilles tendons. **Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin**, v. 26, n. 1, p. 21–26, 2012.

CASTRO, J.; LIVINO DE CARVALHO, K.; SILVA, P. E.; FACHIN-MARTINS, E.;

BABAULT, N.; MARQUETI, R. C.; DURIGAN, J. L. Q. Intra- and inter-rater reproducibility of ultrasound imaging of patellar and quadriceps tendons in critically ill patients. **PloS one**, v. 14, n. 6, p. e0219057, 2019.

CESANELLI, L.; KAMANDULIS, S.; EIMANTAS, N.; SATKUNSKIENE, D. Differences in Knee Extensors' Muscle–Tendon Unit Passive Stiffness, Architecture, and Force Production in Competitive Cyclists Versus Runners. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 38, n. 6, p. 412-423, 2022.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2nd ed Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates; 1988. ISBN 0-12-179060-6 (Available in: <https://books.google.com/books?hl=pt-BR&lr=&id=rEe0BQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&ots=sw0WlyUSqc&sig=8kfAf-iDuPEih7FsFWwuQfKlvBQ>)

COHEN, M.; FERRETI, M.; MARCONDES, F. B.; AMARO, J. T.; EJNISSMAN, B. Tendinopatia patelar. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 43, n. 8, p. 309-318, 2008.

COOK, J. L.; PURDAM, C. R. Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. **British journal of sports medicine**, v. 43, p. 409-416, 2009.

CORATELLA, G.; BEATO, M.; MILANESE, C.; LONGO, S.; LIMONTA, E.; RAMPICHINI, S.; CÈ, E.; BISCONTI, A. V.; SCHENA, F.; ESPOSITO, F. Specific Adaptations in Performance and Muscle Architecture After Weighted Jump-Squat vs. Body Mass Squat Jump Training in Recreational Soccer Players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 32, n. 4, p. 921–929, 2018.

CORATELLA, G.; LONGO, S.; BORRELLI, M.; DORIA, C.; CÈ, E.; ESPOSITO, F. Vastus intermedius muscle architecture predicts the late phase of the knee extension rate of force development in recreationally resistance-trained men. **Journal of science and medicine in sport**, v. 23, n. 11, p. 1100–1104, 2020a.

CORATELLA, G.; LONGO, S.; RAMPICHINI, S.; LIMONTA, E.; SHOKOHYAR, S.; BISCONTI, A. V.; CÈ, E.; ESPOSITO, F. Quadriceps and Gastrocnemii Anatomical Cross-Sectional Area and Vastus Lateralis Fascicle Length Predict Peak-Power and Time-To-Peak-Power. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 91, n. 1, p. 158-165, 2020b.

CORMIE, P.; MCGUIGAN, M. R.; NEWTON, R. U. Developing Maximal Neuromuscular Power. **Sports Medicine**, v. 41, n. 1, p. 17–38, 2011.

COSSICH, V.; MAFFIULETTI, N. A. Early vs. late rate of torque development: Relation with maximal strength and influencing factors. **Journal of electromyography and kinesiology**: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, v. 55, p. 102486, 2020.

COUPPÉ, C.; KONGSGAARD, M.; AAGAARD, P.; HANSEN, P.; BOJSEN-MOLLER, J.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Habitual loading results in tendon hypertrophy

and increased stiffness of the human patellar tendon. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 105, n. 3, p. 805–810, 2008.

CUBA-DORADO, A.; ÁLVAREZ-YATES, T.; GARCÍA-GARCÍA, O. Elite Triathlete Profiles in Draft-Legal Triathlons as a Basis for Talent Identification. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 19, n. 2, p. 881, 2022.

DAN, M.; PARR, W.; BROE, D.; CROSS, M.; WALSH, W. R. Biomechanics of the knee extensor mechanism and its relationship to patella tendinopathy: A review. **Journal of orthopaedic research**: official publication of the Orthopaedic Research Society, v. 36, n. 12, p. 3105–3112, 2018.

DE BOER, M. D.; SEYNNES, O. R.; DI PRAMPERO, P. E.; PISOT, R.; MEKJAVIĆ, I. B.; BIOLO, G.; NARICI, M. V. Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 2, p. 401–407, 2008.

DEL BAÑO, M. E.; MARTÍNEZ-PAYÁ, J. J.; RÍOS-DÍAZ, J.; MEJÍAS-SUÁREZ, S.; SERRANO-CARMONA, S.; GROOT-FERRANDO, A. Ultrasound measures of tendon thickness: Intra-rater, Inter-rater and Inter-machine reliability. **Muscles Ligaments Tendons J**, v. 7, n. 1, p. 192-199, 2017.

DEL COSO, J.; GONZÁLEZ-MILLÁN, C.; SALINERO, J. J.; ABIÁN-VICÉN, J.; SORIANO, L.; GARDE, S.; PÉREZ-GONZÁLEZ, B. Muscle damage and its relationship with muscle fatigue during a half-iron triathlon. **PLoS ONE**, v. 7, n. 8, p. 1–7, 2012.

DIEFENTHAELER, F.; CANDOTTI, C. T.; RIBEIRO, J.; OLIVEIRA, A. R. Comparação de respostas fisiológicas absolutas e relativas entre ciclistas e triatletas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 3, p. 205-208, 2007.

EDMAN, K. A.; JOSEPHSON, R. K. Determinants of force rise time during isometric contraction of frog muscle fibres. **The Journal of physiology**, v. 580(Pt.3), p. 1007–1019, 2007.

EKIZOS, A.; PAPANIKOLAOU, F.; CHARCHARIS, G.; BOHM, S.; MERSMANN, F.; ARAMPATZIS, A. Ultrasound does not provide reliable results for the measurement of the patellar tendon cross sectional area. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 6, p. 1278-1282, 2013.

ELMER, S. J.; BARRATT, P. R.; KORFF, T.; MARTIN, J. C. Joint-specific power production during submaximal and maximal cycling. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 43, n. 10, p. 1940–1947, 2011.

EMA, R.; AKAGI, R.; WAKAHARA, T.; KAWAKAMI, Y. Training-induced changes in architecture of human skeletal muscles: current evidence and unresolved issues. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 5, n. 1, p. 37–46, 2016.

EMA, R.; WAKAHARA, T.; MOGI, Y.; MIYAMOTO, N.; KOMATSU, T.; KANEHISA, H.; KAWAKAMI, Y. In vivo measurement of human rectus femoris architecture by

ultrasonography: Validity and applicability. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 33, n. 4, p. 267–273, 2013.

FARUP, J.; SØRENSEN, H.; KJØLHEDE, T. Similar changes in muscle fiber phenotype with differentiated consequences for rate of force development: endurance versus resistance training. **Human movement science**, 34, p. 109–119, 2014.

FINNI, T. Structural and functional features of human muscle-tendon unit. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 16, n. 3, p. 147–158, 2006.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. Methodological issues with the interpolated twitch technique. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, 17(3), p. 317–327, 2007a.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. The Adaptations to Strength Training. **Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 145–168, 2007b.

FRANCHI, M. V.; LONGO, S.; MALLINSON, J.; QUINLAN, J. I.; TAYLOR, T.; GREENHAFF, P. L.; NARICI, M. V. Muscle thickness correlates to muscle cross-sectional area in the assessment of strength training-induced hypertrophy. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 28, n. 3, p. 846–853, 2018.

FRASSON, V. B.; RASSIER, D. E.; HERZOG, W.; VAZ, M. A. Dorsiflexor and Plantarflexor Torque-Angle and Torque-Velocity Relationships of Classical Ballet Dancers and Volleyball Players. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 8, n. 14, p. 31–37, 2008.

FREDBERG, U.; BOLVIG, L.; ANDERSEN, N. T.; STENGAARD-PEDERSEN, K. Ultrasonography in evaluation of Achilles and patella tendon thickness. **Ultraschall in der Medizin (Stuttgart, Germany : 1980)**, v. 29, n. 1, p. 60–65, 2008.

FRIZZIERO, A.; TRAINITO, S.; OLIVA, F.; ALDINI, N. N.; MASIERO, S.; MAFFULLI, N. The role of eccentric exercise in sport injuries rehabilitation. **British Medical Bulletin**, v. 110, n. 1, p. 47–75, 2014.

FUKUNAGA, T.; KAWAKAMI, Y.; KUNO, S.; FUNATO, K.; FUKASHIRO, S. Muscle architecture and function in humans. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 457–463, 1997.

FUKUNAGA, T.; MIYATANI, M.; TACHI, M.; KOUZAKI, M.; KAWAKAMI, Y.; KANEHISA, H. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 172, n. 4, p. 249–255, 2001.

GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological reviews**, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001.

GARRANDES, F.; COLSON, S. S.; PENSINI, M.; SEYNNES, O.; LEGROS, P.

Neuromuscular Fatigue Profile in Endurance-Trained and Power-Trained Athletes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 39, n. 1, p. 149-158, 2007.

GELLHORN, A. C.; CARLSON, M. J. Inter-Rater, Intra-Rater, and Inter-Machine Reliability of Quantitative Ultrasound Measurements of the Patellar Tendon. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 39, n. 5, p. 791-796, 2013.

GOLMAN, M.; WRIGHT, M. L.; WONG, T. T.; SEAN LYNCH, T.; AHMAD, C. S.; THOMOPOULOS, S.; POPKIN, C. A. Rethinking Patellar Tendinopathy and Partial Patellar Tendon Tears: A Novel Classification System. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 2, p. 359-369, 2020.

GOUGH, J. M. A.; HAMRELL, M. Standard Operating Procedures (SOPs): How Companies Can Determine Which Documents They Must Put in Place. **Drug Information Journal**, v. 44, p. 49-54, 2010.

HANSEN, P.; BOJSEN-MOLLER, J.; AAGAARD, P.; KJAER, M.; MAGNUSSEN, S. P. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 1, p. 54–58, 2006.

HEINEMEIER, K. M.; KJAER, M. In vivo investigation of tendon responses to mechanical loading. **Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions**, v. 11, n. 2, p. 115–123, 2011.

HERZOG, W.; GUIMARAES, A. C.; ANTON, M. G.; CARTER-ERDMAN, K. A. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 23, n. 11, p. 1289–1296, 1991.

HIRSCHMÜLLER, A.; FREY, V.; DEIBERT, P.; KONSTANTINIDIS, L.; MAYER, F.; SÜDKAMP, N.; HELWIG, P. Achilles tendon power Doppler sonography in 953 long distance runners - a cross sectional study. **Ultraschall in der Medizin (Stuttgart, Germany) : 1980**, v. 31, n. 4, p. 387–393, 2010.

HORTOBÁGYI, T.; HILL, J. P.; HOUMARD, J. A.; FRASER, D. D.; LAMBERT, N. J.; ISRAEL, R. G. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. **Journal of applied physiology**, v. 80, n. 3, p. 765–772, 1996.

HUNTER, G. R.; KATSOULIS, K.; MCCARTHY, J. P.; OGARD, W. K.; BAMMAN, M. M.; WOOD, D. S.; DEN HOLLANDER, J. A.; BLAUDEAU, T. E.; NEWCOMER, B. R. Tendon length and joint flexibility are related to running economy. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 43, n. 8, p. 1492–1499, 2011.

INTZIEGIANNI, K.; CASSEL, M.; RAUF, S.; WHITE, S.; RECTOR, M.; KAPLICK, H.; WAHMKOW, G.; KRATZENSTEIN, S.; MAYER, F. Influence of Age and Pathology on Achilles Tendon Properties During a Single-leg Jump. **International journal of sports medicine**, v. 37, n. 12, p. 973-978, 2016.

JENKINS, N. D.; HOUSH, T. J.; TRAYLOR, D. A.; COCHRANE, K. C.; BERGSTROM, H. C.; LEWIS, R. W.; SCHMIDT, R. J.; JOHNSON, G. O.; CRAMER,

J. T. The rate of torque development: a unique, non-invasive indicator of eccentric-induced muscle damage? **International journal of sports medicine**, v. 35, n. 14, p. 1190–1195, 2014.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 3, p. 406–417, 2006.

KAWAKAMI, Y. The Effects of Strength Training on Muscle Architecture in Humans. **International Journal of Sport and Health Science**, v. 3, n. Special_Issue_2, p. 208–217, 2005.

KELLIS, E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. **Sports Medicine**, v. 25, n. 1, p. 37–62, 1998.

KENNEALLY-DABROWSKI, C. J. B.; BROWN, N. A. T.; LAI, A. K. M.; PERRIMAN, D.; SPRATFORD, W.; SERPELL, B. G. Late swing or early stance? A narrative review of hamstring injury mechanisms during high-speed running. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 29, n. 8, p. 1083–1091, 2019.

KLICH, S.; FICEK, K.; KRYMSKI, I.; KLIMEK, A.; KAWCZYŃSKI, A.; MADELEINE, P.; FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C. Quadriceps and Patellar Tendon Thickness and Stiffness in Elite Track Cyclists: An Ultrasonographic and Myotonometric Evaluation. **Frontiers in Physiology**, v. 11, n. 607208, p. 1–12, 2020.

KOCEJA, D. M.; DAVISON, E.; ROBERTSON, C. T. Neuromuscular Characteristics of Endurance- and Power-Trained Athletes, **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 75, n. 1, p. 23-30, 2004.

KONGSGAARD, M.; REITELSEDER, S.; PEDERSEN, T. G.; HOLM, L.; AAGAARD, P.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. **Acta physiologica**, v. 191, n. 2, p. 111-121, 2007.

KULIG, K.; CHANG, Y. J.; WINIARSKI, S.; BASHFORD, G. R. Ultrasound-Based Tendon Micromorphology Predicts Mechanical Characteristics of Degenerated Tendons. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 42, n. 3, p. 664–673, 2016.

KUMAGAI, K.; ABE, T.; BRECHUE, W. F.; RYUSHI, T.; TAKANO, S.; MIZUNO, M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. **Journal of applied physiology** (Bethesda, Md.: 1985), v. 88, n. 3, p. 811–816, 2000.

KUOPPASALMI, K. Plasma testosterone and sex-hormone-binding globulin capacity in physical exercise. **Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation**, v. 40, n. 5, p. 411–418, 1980.

LAETT, C. T.; COSSICH, V.; GOES, R. A.; GAVILÃO, U.; RITES, A.; OLIVEIRA, C.G. Relationship between vastus lateralis muscle ultrasound echography, knee extensors rate of torque development, and jump height in professional soccer

athletes. **Sport Science Health**, v. 17, p. 299–306, 2021.

LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometria**, v. 33, n. 1, p. 159-174, 1977.

LANZA, M. B.; BALSHAW, T. G.; MASSEY, G. J.; FOLLAND, J. P. Does normalization of voluntary EMG amplitude to MMAX account for the influence of electrode location and adiposity? **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 28, n. 12, p. 2558–2566, 2018.

LATASH, M. **Neurophysiological basis of movement**. 2nd. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008.

LATTIER, G.; MILLET, G. Y.; MAFFIULETTI, N. A.; BABAULT, N.; LEPERS, R. Neuromuscular differences between endurance-trained, power-trained, and sedentary subjects. **Journal of strength and conditioning research**, v. 17, n. 3, p. 514–521, 2003.

LEE, H. J.; LEE, K. W.; TAKESHI, K.; LEE, Y. W.; KIM, H. J. Correlation analysis between lower limb muscle architectures and cycling power via ultrasonography. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, p. 1–12, 2021.

LEE, M.; GANDEVIA, S. C.; CARROLL, T. J. Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. **Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 120, n. 4, p. 802–808, 2009.

LEPERS, R. Interest and limits of percutaneous nerve electrical stimulation in the evaluation of muscle fatigue. **Science & Motricité**, v. 70, p. 31-37, 2010.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 383, n. 1, p. 140–151, 2001.

LIEBER, R. L.; FRIDEN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & Nerve**, v. 23, n. 11, p. 1647–1666, 2000.

LUNARDI, M.; FURTADO, F. E.; SAKUGAWA, R. L.; SONDA, F. C.; SAMPAIO, L. T.; DIEFENTHAELER, F. Reliability of a special device for measuring the cross-sectional area of the patellar tendon by ultrasonography. **Journal of Ultrasound**, v. 26, n. 4, p. 897-903, 2023.

LUO, Z.; ZHANG, X.; WANG, J.; YANG, Y.; XU, Y.; FU, W. Changes in ground reaction forces, joint mechanics, and stiffness during treadmill running to fatigue. **Applied Sciences**, v. 9, n. 24, p. 5493, 2019.

MACINTOSH, B. R. Recent developments in understanding the length dependence of contractile response of skeletal muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 6, p. 1059–1071, 2017.

MADEN-WILKINSON, T. M.; BALSHAW, T. G.; MASSEY, G. J.; FOLLAND, J. P.

What makes long-term resistance-trained individuals so strong? A comparison of skeletal muscle morphology, architecture, and joint mechanics. **Journal of Applied Physiology**, v. 128, n. 4, p. 1000–1011, 1 abr. 2020.

MAFFIULETTI, N. A. The use of electrostimulation exercise in competitive sport. **International journal of sports physiology and performance**, v. 1, n. 4, p. 406–407, 2006.

MAFFIULETTI, N. A.; AAGAARD, P.; BLAZEVIČH, A. J.; FOLLAND, J.; TILLIN, N.; DUCHATEAU, J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European journal of applied physiology**, v. 116, n. 6, p. 1091–1116, 2016.

MAFFIULETTI, N. A.; BIZZINI, M.; WIDLER, K.; MUNZINGER, U. Asymmetry in quadriceps rate of force development as a functional outcome measure in TKA. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 468, n. 1, p. 191–198, 2010.

MAFFIULETTI, N. A.; MINETTO, M. A.; FARINA, D.; BOTTINELLI, R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. **European journal of applied physiology**, v. 111, n. 10, p. 2391–2397, 2011.

MAGANARIS, C. N.; PAUL, J. P. In vivo human tendon mechanical properties. *The Journal of physiology*, v. 521, Pt 1(Pt 1), p. 307–313, 1999.

MAGNUSSON, S. P.; HANSEN, P.; KJAER, M. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 13, n. 4, p. 211–223, 2003.

MALLIARAS, P.; COOK, J. Changes in anteroposterior patellar tendon diameter support a continuum of pathological changes. **British journal of sports medicine**, v. 45, n. 13, p. 1048–1051, 2011.

MALLIARAS, P.; KAMAL, B.; NOWELL, A.; FARLEY, T.; DHAMU, H.; SIMPSON, V.; MORRISSEY, D.; LANGBERG, H.; MAFFULLI, N.; REEVES, N. D. Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 11, p. 1893–1899, 2013.

MARTIN, V.; KERHERVE, H.; MESSONNIER, L. A.; BANFI, J. C.; GEYSSANT, A.; BONNEFOY, R.; FEASSON, L.; MILLET, G. Y. Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. **Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 5, p. 1224–1233, 2010.

MC AULIFFE, S.; MC CREESH, K.; PURTILL, H.; O'SULLIVAN, K. A systematic review of the reliability of diagnostic ultrasound imaging in measuring tendon size: Is the error clinically acceptable? **Physical Therapy in Sport**, v. 26, p. 52-63, 2017.

MCCARTHY, J. P.; HUNTER, G. R.; LARSON-MEYER, D. E.; BAMMAN, M. M.; LANDERS, K. A.; NEWCOMER, B. R. Ethnic differences in triceps surae muscle-tendon complex and walking economy. **Journal of strength and conditioning**

research, v. 20, n. 3, p. 511-518, 2006.

MCHUGH, M. P. Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 13, n. 2, p. 88–97, 2003.

MERTON, P. A. Voluntary strength and fatigue. **The Journal of physiology**, v. 123, n. 3, p. 553–564, 1954.

MILLET, G. Y.; MARTIN, V.; LATTIER, G.; BALLAY, Y. Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 1, p. 193–198, 2003.

MIYAKE, Y.; SUGA, T.; OTSUKA, M.; TANAKA, T.; MISAKI, J.; KUDO, S.; NAGANO, A.; ISAKA, T. The knee extensor moment arm is associated with performance in male sprinters. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 3, p. 533–539, 2017.

NARICI, M. V.; HOPPELER, H.; KAYSER, B.; LANDONI, L.; CLAASSEN, H.; GAVARDI, C.; CONTI, M.; CERRETELLI, P. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 157, n. 2, p. 175–186, 1996.

NICOL, C.; AVELA, J.; KOMI, P. V. The stretch-shortening cycle: a model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Medicine*, v. 36, n. 11, p. 977–99, 2006.

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČH, A. J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 631–639, 2010.

NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, v. 7, n. 1, p. 77–95, 1998.

O'BRIEN, M. Structure and metabolism of tendons. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 7, n. 2, p. 55–61, jan. 1997.

O'BRIEN, T. D.; REEVES, N. D.; BALZPOPOULOS, V.; JONES, D. A., MAGANARIS, C. N. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 6, p. 1190–1195, 2010.

O'CONNOR, H.; OLDS, T.; MAUGHAN, R. J.; INTERNATIONAL ASSOCIATION OF ATHLETICS FEDERATIONS. Physique and performance for track and field events. **Journal of Sports Sciences**, v. 25, n. 1, p. S49–S60, 2007.

O'CONNOR, P. J.; GRAINGER, A. J.; MORGAN, S. R.; SMITH, K. L.; SMITH, K. L.; WATERTON, J. C.; NASH, A. F. P. Ultrasound assessment of tendons in asymptomatic volunteers: a study of reproducibility. **Eur Radiol**, v. 14, n. 11, p. 1968-1973, 2004.

OLESEN, J. L.; HEINEMEIER, K. M.; GEMMER, C.; KJAER, M.; FLYVBJERG, A.; LANGBERG, H. Exercise-dependent IGF-I, IGFBPs, and type I collagen changes in human peritendinous connective tissue determined by microdialysis. **Journal of Applied Physiology**, v. 102, p. 214-220, 2007.

ORANCHUK, D. J.; NELSON, A. R.; STOREY, A. G.; CRONIN, J. B. Variability of Regional Quadriceps Architecture in Trained Men Assessed by B-Mode, and Extended-Field-of-View Ultrasonography. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 15, n. 3, p. 430–436, 2020.

PEARSON, S. J.; ONAMBELE, G. N. Influence of time of day on tendon compliance and estimations of voluntary activation levels. **Muscle & nerve**, v. 33, n. 6, p. 792–800, 2006.

PEÑAILILLO, L.; BLAZEVIČH, A.; NUMAZAWA, H.; NOSAKA, K. Rate of force development as a measure of muscle damage. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 25, n. 3, p. 417–427, 2015.

PLACE, N.; LEPERS, R.; DELEY, G.; MILLET, G. Y. Time Course of Neuromuscular Alterations during a Prolonged Running Exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 36, n. 8, p. 1347–1356, 2004.

PLACE, N.; MAFFIULETTI, N. A.; MARTIN, A.; LEPERS, R. Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. **Muscle & nerve**, v. 35, n. 4, p. 486–495, 2007.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. **J Physiol-Lond**, v. 548, n. 3, p. 971-981, 2003.

RODRÍGUEZ-ROSELL, D.; PAREJA-BLANCO, F.; AAGAARD, P.; GONZÁLEZ-BADILLO, J. J. Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. **Clinical physiology and functional imaging**, v. 38, n. 5, p. 743–762, 2018.

RONNESTAD, B. R.; HANSEN, E. A.; RAASTAD, T. Effect of heavy strength training on thigh muscle cross-sectional area, performance determinants, and performance in well-trained cyclists. **European journal of applied physiology**, v. 108, p. 965–975, 2010.

RONNESTAD, B. R.; KOJEDAL, O.; LOSNEGARD, T.; KVAMME, B.; RAASTAD, T. Effect of heavy strength training on muscle thickness, strength, jump performance, and endurance performance in well-trained Nordic Combined athletes. **European journal of applied physiology**, v. 112, p. 2341–2352, 2012.

ROSAGER, S.; AAGAARD, P.; DYHRE-POULSEN, P.; NEERGAARD, K.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 12, p. 90–98, 2002.

- ROSENGARTEN, S. D.; COOK, J. L.; BRYANT, A. L.; CORDY, J. T.; DAFFY, J.; DOCKING, S. I. Australian football players' Achilles tendons respond to game loads within 2 days: an ultrasound tissue characterisation (UTC) study. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, p. 183-187, 2015.
- ROZAND, V.; PAGEAUX, B.; MARCORA, S. M.; PAPAXANTHIS, C.; LEPERS, R. Does mental exertion alter maximal muscle activation? **Frontiers in human neuroscience**, v. 8, p. 755, 2014.
- SANZ-LÓPEZ, F.; BERZOSA, C.; HITTA-CONTRERAS, F.; MARTÍNEZ-AMAT, A. Effects of eccentric overload training on patellar tendon and vastus lateralis in three days of consecutive running. **The Knee**, v. 24, n. 3, p. 570–579, 2017.
- SARTO, F.; SPÖRRI, J.; FITZE, D. P.; QUINLAN, J. I.; NARICI, M. V.; FRANCHI, M. V. Implementing Ultrasound Imaging for the Assessment of Muscle and Tendon Properties in Elite Sports: Practical Aspects, Methodological Considerations and Future Directions. **Sports Medicine**, v. 51, n. 6, p. 1151–1170, 2021.
- SARWAL, A.; PARRY, S. M.; BERRY, M. J.; HSU, F. C.; LEWIS, M. T.; JUSTUS, N. W.; MORRIS, P. E.; DENEHY, L.; BERNEY, S.; DHAR, S.; CARTWRIGHT, M. S. Interobserver reliability of quantitative muscle sonographic analysis in the critically ill population. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 34, n. 7, p. 1191-1200, 2015.
- SCHMIDT, W. A.; SCHMIDT, H.; SCHICKE, B.; GROMNICA-IHLE, E. Standard reference values for musculoskeletal ultrasonography. **Annals of the rheumatic diseases**, v. 63, n. 8, p. 988–994, 2004.
- SEDREZ, J. A.; CANDOTTI, C. T.; ROSA, M. I. Z.; MEDEIROS, F. S.; MARQUES, M. T.; LOS, J. F. Assessment of Vert-3D repeatability and reproducibility for evaluating the scoliosis of children with different nutritional profiles. **Fisioter Mov**, v. 30, n. 4, p. 715-723, 2018.
- SEYNNES, O. R.; ERSKINE, R. M.; MAGANARIS, C. N.; LONGO, S.; SIMONEAU, E. M.; GROSSET, J. F.; NARICI, M. V. Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. **Journal of applied physiology** (Bethesda, Md.: 1985), v. 107, n. 2, p. 523-530, 2009.
- SKOU, S. T.; AALKJAER, J. M. Ultrasonographic measurement of patellar tendon thickness—a study of intra- and interobserver reliability. **Clinical Imaging**, v. 37, n. 5, p. 934-937, 2013.
- SOARES L. F.; RIBEIRO L. O. P.; SEIXAS, M. T. T.; AUGUSTO, V. G.; AQUINO, C. F.; PERNAMBUCO, A. P.; LIMA, V. V. A. F. Low back pain and joint position changes in cyclists: a cross-sectional study. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 29, p. e2021_0413, 2023.
- SPRING, J. N.; PLACE, N.; BORRANI, F.; KAYSER, B.; BARRAL, J. Movement-Related Cortical Potential Amplitude Reduction after Cycling Exercise Relates to the Extent of Neuromuscular Fatigue. **Frontiers in human neuroscience**, v. 10, p. 257, 2016.

STAPELFELDT, B.; SCHWIRTZ, A.; SCHUMACHER, Y. O.; HILLEBRECHT, M. Workload Demands in Mountain Bike Racing. **International journal of sports medicine**, v. 25, n. 4, p. 294-300, 2004.

SWINNEN, W.; KIPP, S.; KRAM, R. Comparison of running and cycling economy in runners, cyclists, and triathletes. **European journal of applied physiology**, v. 118, n. 7, p. 1331–1338, 2018.

TILLIN, N. A.; PAIN, M. T.; FOLLAND, J. Explosive force production during isometric squats correlates with athletic performance in rugby union players. **Journal of sports sciences**, v. 31, n. 1, p. 66–76, 2013.

UENO, H.; SUGA, T.; MIYAKE, Y.; TAKAO, K.; TANAKA, T.; MISAKI, J.; OTSUKA, M.; NAGANO, A.; ISAKA, T. Specific adaptations of patellar and Achilles tendons in male sprinters and endurance runners. **Translational Sports Medicine**, v. 1, n. 3, p. 104–109, 2018.

UENO, H.; SUGA, T.; TAKAO, K.; TANAKA, T.; MIYAKE, Y.; KUSAGAWA, Y.; TERADA, M.; NAGANO, A.; ISAKA, T. Association between patellar tendon moment arm and running performance in endurance runners. **Physiological reports**, v. 9, n. 15, p. e14981, 2021.

VILA-CHÃ, C.; FALLA, D.; CORREIA, M. V.; FARINA, D. Adjustments in motor unit properties during fatiguing contractions after training. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 44, n. 4, p. 616–624, 2012.

VIM. International Vocabulary of Metrology – **Basic and general concepts and associated terms** (3rd ed.). Joint Committee for Guides in Metrology, 2012.

VLECK, V. E.; GARBUTT, G. Injury and Training Characteristics of Male Elite, Development Squad, and Club Triathletes. **International journal of sports medicine**, v. 19, n. 1, p. 38-42.

WALTER, S. D.; ELIASZIW, M.; DONNER, A. Sample size and optimal designs for reliability studies. **Statistics in Medicine**, v. 17, n. 1, p. 101-110, 1998.

WANG, J. H. C. Mechanobiology of tendon. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 9, p. 1563-1582, 2006.

WEINREB, J. H.; SHETH, C.; APOSTOLAKOS, J.; MCCARTHY, M. B.; BARDEN, B.; COTE, M. P.; MAZZOCCA, A. D. Tendon structure, disease, and imaging. **Muscles, ligaments and tendons journal**, v. 4, n. 1, p. 66–73, 2014.

WESTH, E.; KONGSGAARD, M.; BOJSEN-MOLLER, J.; AAGAARD, P.; HANSEN, M.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 18, n. 1, p. 23–30, 2008.

WIESINGER, H. P.; RIEDER, F.; KÖSTERS, A.; MÜLLER, E.; SEYNNES, O. R. Are

Sport-Specific Profiles of Tendon Stiffness and Cross-Sectional Area Determined by Structural or Functional Integrity? **PLoS one**, v. 11, n. 6, p. e0158441, 2016.

WINTER, S. L.; CHALLIS, J. H. The force-length curves of the human rectus femoris and gastrocnemius muscles in vivo. **Journal of applied biomechanics**, v. 26, n. 1, p. 45–51, 2010.

WINTER. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4. ed. New Jersey: Wiley, 2005.

ZGHAL, F.; MARTIN, V.; THORKANI, A.; ARNAL, P. J.; TABKA, Z.; COTTIN, F. Effects of endurance training on the maximal voluntary activation level of the knee extensor muscles. **European journal of applied physiology**, v. 114, n. 4, p. 683–693, 2014.

ZWINGENBERGER, S.; VALLADARES, R. D.; WALTHER, A.; BECK, H.; STIEHLER, M.; KIRSCHNER, S.; ENGELHARDT, M.; KASTEN, P. An epidemiological investigation of training and injury patterns in triathletes. **Journal of sports sciences**, v. 32, n. 6, p. 583–590, 2014.

APÊNDICE A – TABELA SUPLEMENTAR ARTIGO 1

PARTICIPANTE	AST 25 % (cm ²)				AST 50 % (cm ²)				AST 75 % (cm ²)			
	AVALIADOR 1		AVALIADOR 2		AVALIADOR 1		AVALIADOR 2		AVALIADOR 1		AVALIADOR 2	
	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO
1	0,909	0,647	0,259	1,097	0,705	0,82	0,805	0,787	0,898	0,679	0,821	0,871
2	0,91	0,633	0,852	0,807	0,853	0,903	1,042	0,971	0,851	0,798	1,002	0,925
3	0,586	0,796	0,683	0,718	0,593	0,588	0,709	0,737	0,683	0,708	0,706	0,563
4	1,083	0,678	0,777	0,883	0,985	0,968	0,682	0,936	1,036	1,004	0,597	0,797
5	0,82	1,069	0,687	0,515	0,698	0,628	0,572	0,862	0,714	0,69	0,579	0,646
6	0,683	0,776	0,946	1,070	0,946	0,92	1,015	0,882	1,015	1,000	0,765	0,912
7	0,759	0,766	0,826	0,757	0,941	0,924	0,894	0,924	0,742	0,902	1,028	0,902
8	0,438	1,329	0,465	0,461	0,471	0,454	0,387	0,5	0,398	0,423	0,226	0,419
9	1,100	0,341	1,270	1,261	1,168	1,291	1,187	1,193	0,962	1,224	1,200	1,032
10	0,648	0,664	0,619	0,629	0,447	0,64	0,688	0,698	0,584	0,676	0,636	0,639
11	0,894	0,887	0,825	0,486	0,688	0,89	0,778	0,819	0,947	0,766	1,010	0,914
12	0,683	0,871	0,575	0,696	0,804	0,58	0,628	0,653	1,025	0,73	0,636	0,748
13	0,604	0,902	0,824	0,756	0,729	0,645	0,758	0,716	0,83	0,666	0,641	0,815
14	0,878	1,103	0,825	0,949	0,856	0,996	0,604	0,818	0,529	0,633	1,123	0,521
15	0,664	1,092	0,664	0,678	0,631	0,718	0,631	0,672	0,62	0,672	0,62	0,62
16	0,717	0,622	1,071	0,951	0,908	0,77	0,816	0,915	1,006	0,875	0,649	0,774
17	0,744	0,619	0,736	0,744	0,771	0,634	0,727	0,736	0,755	0,739	0,671	0,752
18	1,060	0,563	0,849	0,941	0,676	0,683	0,832	0,868	0,581	0,817	0,922	0,896
19	0,831	0,665	0,894	0,926	0,893	0,655	0,841	0,964	0,956	0,812	0,78	0,903
20	0,549	0,922	0,829	0,949	0,746	0,536	0,765	0,847	0,638	0,628	0,686	0,756
21	0,627	0,835	0,62	0,904	0,725	0,628	0,654	0,689	0,725	0,742	0,654	0,827
22	1,015	0,757	0,996	1,054	1,025	1,202	1,231	1,156	1,011	0,946	1,014	1,190
23	0,774	0,707	0,774	0,766	0,753	0,686	0,753	0,686	0,692	0,727	0,692	0,727
24	1,005	0,725	0,9	1,396	0,854	1,103	0,885	0,888	0,696	0,676	0,88	0,865
25	0,898	0,678	0,55	0,615	0,88	0,647	0,673	0,636	0,925	0,633	0,836	0,578
26	0,768	0,691	0,937	0,545	0,737	0,56	0,858	0,97	0,681	0,808	0,972	0,891
27	0,797	0,836	0,962	1,086	0,898	0,961	0,946	0,88	0,82	0,503	0,955	0,765
28	0,847	0,481	0,746	0,832	0,728	0,764	0,822	0,812	0,698	0,713	0,819	0,822
29	0,606	0,991	0,495	0,924	0,694	0,643	0,722	0,842	0,657	0,628	0,476	0,74
30	0,717	0,969	0,66	0,558	0,659	0,785	0,681	0,527	0,746	0,828	0,697	0,745
31	0,738	0,929	0,931	0,811	0,807	0,774	0,93	0,907	0,846	0,797	0,937	0,878
32	0,722	1,159	1,044	0,956	0,672	0,713	0,766	0,791	0,629	0,451	0,57	0,543
33	1,017	0,585	1,053	0,793	0,978	1,028	0,972	1,146	1,094	1,023	0,915	1,074
34	0,764	0,902	1,050	0,73	0,76	0,748	0,826	1,141	0,788	0,86	0,948	0,844
35	0,573	0,611	0,803	0,766	0,748	0,852	0,681	0,765	0,778	0,968	0,939	0,682
36	0,621	0,632	0,71	1,064	0,767	0,824	0,879	0,77	0,606	0,796	0,68	0,755
37	0,813	0,556	0,884	1,119	0,751	0,675	0,776	0,932	0,739	0,87	0,714	0,902
38	0,584	0,705	0,557	0,501	0,575	0,509	0,535	0,543	0,565	0,5	0,516	0,498
39	0,995	1,217	0,892	1,017	1,207	0,858	0,789	0,807	0,899	1,055	0,77	0,717
40	1,019	0,851	0,933	0,912	0,888	1,001	1,044	1,009	0,759	1,066	1,006	1,004
	AST 25 % (cm ²)				AST 50 % (cm ²)				AST 75 % (cm ²)			
	AVALIADOR 1		AVALIADOR 2		AVALIADOR 1		AVALIADOR 2		AVALIADOR 1		AVALIADOR 2	
	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO	SEM DISPOSITIVO	COM DISPOSITIVO
MÉDIA	0,787	0,794	0,799	0,841	0,790	0,778	0,794	0,837	0,776	0,775	0,784	0,786
DP	0,166	0,210	0,195	0,216	0,156	0,191	0,163	0,169	0,158	0,175	0,197	0,163
	AVALIADOR 1 vs. 2											
	SEM DISPOSITIVO		COM DISPOSITIVO		SEM DISPOSITIVO		COM DISPOSITIVO		SEM DISPOSITIVO		COM DISPOSITIVO	
MÉDIA	0,793		0,817		0,792		0,807		0,78		0,78	
DP	0,18		0,213		0,158		0,182		0,178		0,168	

ANEXO A – Artigo 1

Journal of Ultrasound
<https://doi.org/10.1007/s40477-023-00829-w>

ORIGINAL PAPER



Reliability of a special device for measuring the cross-sectional area of the patellar tendon by ultrasonography

Morgana Lunardi¹ · Franklin Everaldo Furtado¹ · Raphael Luiz Sakugawa¹ · Francesca Chaida Sonda² · Lucas Tavares Sampaio¹ · Fernando Diefenthaler¹

Received: 29 July 2023 / Accepted: 29 August 2023
 © Società Italiana di Ultrasonologia in Medicina e Biologia (SIUMB) 2023

Abstract

The objective of this study was to evaluate the intra- and inter-rater reliability and agreement between conditions with and without a special device (SD) in the evaluation of the patellar tendon (PT) cross-sectional area (CSA). Forty trained adult volunteers participated in the study. With the knee positioned at 90°, the ultrasound probe was placed in the transverse plane at 25, 50, and 75% of the PT length. Two raters and one analyzer obtained the images. We use a two-way ANOVA with a significance level of $\alpha = 0.05$. No significant differences were found between raters or conditions. Intra-rater reliability ranged from moderate to good. Inter-rater reliability without the SD ranged from low to good, improving from moderate to good when the SD was used. Evaluation of the PT ends showed a lower coefficient of variation with the SD. We observed a moderate correlation at the ends and a strong correlation in the middle between conditions. The mean difference in the three positions is small ($\sim 0.013 \text{ cm}^2 / \sim 1.7\%$) with an upper limit of 43.2% and a lower limit of 32.5%. Therefore, we conclude that the use of the SD can be employed for evaluating the PT ends, while for the central region, it becomes optional.

Keywords Tendon morphology · Reproducibility · Tendon · Knee · Intra-rater · Inter-rater

Introduction

The patellar tendon transmits the force produced by the quadriceps muscle during contraction to the tibia, generating a moment around the knee joint [1]. Due to its crucial role in human locomotion, high and continuous loads are imposed on the patellar tendon during daily activities as well as during sports activities [1]. Therefore, the evaluation and analysis of the patellar tendon's cross-sectional area (CSA) are frequently used in studies to identify changes resulting from exercises or injuries.

The hypertrophy of the patellar tendon (observed through CSA) after increased load requires highly precise measures to be detected [1]. Intervention studies have shown an increase in CSA of the patellar tendon by 4–7% following

strength training [2, 3]. However, there is also evidence indicating that the CSA of the tendon remained unchanged after training [4]. These observed differences in CSA of the patellar tendon between groups varied from 4 to 13% across different age ranges [5], 22–36% between genders [5, 6], and approximately 7% between trained and untrained subjects [6]. In other words, the differences in CSA of the patellar tendon among these groups are smaller than the variation caused by ultrasound analysis (37–55%), and therefore may not be detected.

Ultrasound is an economically accessible and easy-to-use device that has been frequently used to measure the patellar tendon CSA. Ultrasound has advantages that include high axial resolution, short testing time, real-time image capture, absence of ionizing radiation, wide availability, and relatively low cost [7, 8]. However, the main technical limitation of ultrasound is related to the dependence on the perception of raters and analyzers, which can lead to measurement errors and inadequate interpretation of results [7, 9, 10]. Small changes or displacements resulting from probe placement, as well as different pressures or orientations of the transducer, can significantly influence image acquisition [11]. Additionally, there are

✉ Fernando Diefenthaler
 fernando.diefenthaler@ufsc.br

¹ Laboratório de Biomecânica, Centro de Desportos, Universidade Federal de Santa Catarina, Campus Universitário, Trindade, Florianópolis, SC 88040-900, Brazil

² Laboratório de Pesquisa do Exercício, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brazil

inevitably some artifacts and blurred areas in the images. During patellar tendon assessment, it is crucial to avoid excessive pressure application on the transducer to prevent subcutaneous fluid displacement, a significant issue with the technique's application by the rater [12]. The low clarity of ultrasound images results in ambiguous accuracy of the measured CSA.

To assess the reliability of the conditions, several approaches have been described in the literature. Intra-rater reliability compares the data collected by the same rater at different time points [13, 14]. Inter-rater reliability compares the data collected by different raters (up to three distinct raters) on the same day [15]. Inter-analyst reliability compares the analysis performed by different analysts, using images regardless of who collected them [16]. A previous study evaluated the overall reliability of the assessment of the patellar tendon's CSA and obtained combined values of intraclass correlation coefficient (ICC) between raters and analysts. The results showed that the ICC ranged from 0.58 to 0.92, with a standard error of measurement ranging from 3.33 to 7.39% [17].

Regarding the raters, Gellhorn and Carlson found high levels of inter- and intra-rater reliability ($ICC > 0.87$) [7]. However, regarding the analyzers, Ekizos et al. identified low reliability of the method for assessing CSA ($ICC = 0.59$), regardless of the position (proximal, central, or distal), affected by technical limitations of ultrasound (unclear image of the bilateral and deep boundaries of the patellar tendon) [1]. On the other hand, Mc Auliffe et al. through a systematic literature review, identified that overall intra-analyzer ICC values (0.59–0.99) were slightly higher than inter-analyzer values (0.45–0.99) [17]. There seems to be lower reliability for the analyzers than the raters. This is justified due to the difficulty in observing and identifying the edges of the patellar tendon, which increases measurement error and consequently makes it more challenging to observe the effects of an intervention program.

In this way, devices that aim to improve the image quality obtained by ultrasound and facilitate assessment are essential in both clinical and scientific environments. However, the lack of studies on device reliability hinders results comparison and highlights the need for a common reproducible methodology for applied research. Although Ekizos et al. used a gel pad for patellar tendon evaluation, there was no comparison between conditions (with and without the gel pad) with many details [1]. Based on this, we present a proposed device to enhance the image quality of the Achilles tendon obtained by ultrasound. The device makes it possible to enlarge the obtained image, allowing for a quick and easy marking of the patellar tendon edges during the analysis of the Achilles tendon. However, it is unknown whether this will affect the reliability of the patellar tendon's Achilles tendon thickness measurement.

The determination of reliability and measurement error in the assessment and analysis of the morphological properties of the patellar tendon, as well as tissue adaptations under increased or decreased use conditions, is of fundamental importance. Therefore, the present study aims to evaluate intra- and inter-rater reliability and agreement between conditions with and without a special device for assessing the patellar tendon's CSA. We hypothesize that there will be high reliability in both intra- and inter-rater.

Material and methods

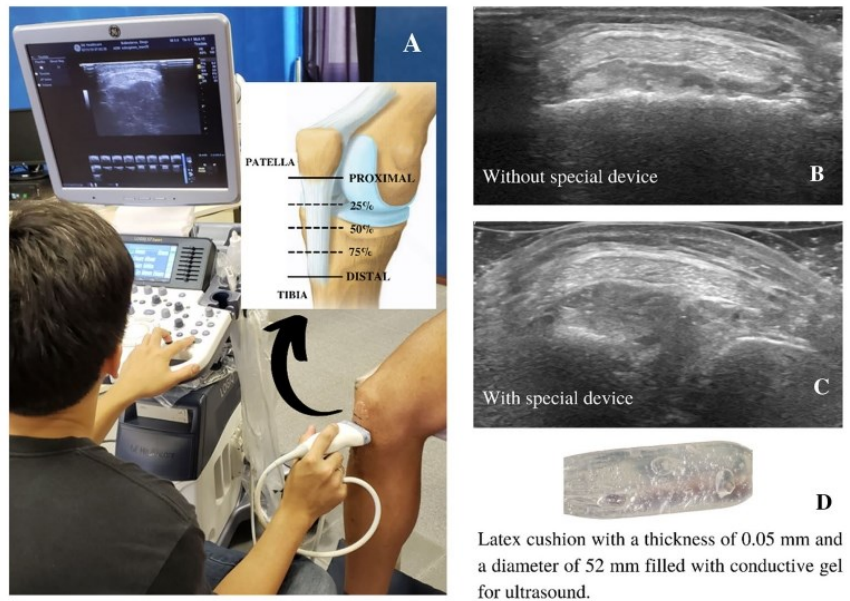
Forty physically active volunteers, both men and women, aged between 18 and 50 years (30.35 ± 8.62 years), participated in the study. The selection of study volunteers was non-probabilistic (non-random) and intentional. The inclusion and exclusion criteria for the study were as follows: no musculoskeletal injuries in the lower limbs in the past 12 months, no previous knee pain, and no training in the past 24 h. Prior to data collection, all volunteers were informed about the procedures and signed the informed consent form. The study was approved by the local Research Ethics Committee for Human Subjects (Approval: 2.695.031).

The evaluation protocols were conducted at the biomechanics laboratory of the institution where the project was approved. All ultrasound evaluations were performed by two independent raters (2 years of experience = more experienced; 6 months = beginner). Standard operating procedures were developed to systematize the data collection procedures among the assessors [18]. All data collection was carried out over 40 days. The assessors underwent a two-month training in measurement techniques before the study. The images were analyzed by a researcher with expertise in the analysis procedure (3 years).

The participants were positioned sitting on a stretcher with the hip and knee joints fixed at 90° (considered full extension as 180°). The patellar tendon was visualized using a 50 mm linear probe (6–15 MHz linear array) connected to an ultrasound system (LOGIC S7 Expert model, General Electric, USA). A conductive gel (colorless conductive gel, RMC Gel Clínico Ltda) was used for the acoustic coupling of the transducer.

In the present study, three anatomical points (proximal, medial, and distal) were selected and identified to provide representative information about the Patellar Tendon's Achilles Tendon (Fig. 1). Internal structures (patella and tibia) were used to standardize and control the experimental procedure. The proximal and distal edges of the patellar tendon were identified using palpation methods and marked with a skin pen. The proximal edge is considered the lower region of the patella, and the distal edge is located above the tibia bone (Fig. 1). The measurement of the total length

Fig. 1 Schematic drawing of data collection (A) and images without (B) and with (C) the special device (D)



was taken, and then measurements were calculated for 25% (proximal), 50% (medial), and 75% (distal) of the location where the tests will be performed. Three attempts were made in each of the positions, totaling nine attempts for each rater. The evaluation was done randomly, removing and repositioning the probe for each test. The order of the raters was also randomized.

For each attempt, the probe was placed perpendicular to the tendon (transverse plane) to examine the patellar tendon CSA. The evaluations were performed with and without the 0.05 mm thick latex pad with a diameter of 52 mm filled with ultrasound conductive gel. All captured videos were converted into images (frame by frame), and in each video, the image with the best tendon visibility was selected for further scanning. The ultrasound videos captured from all 36 examined trials—three trials in each of the three positions for rater 1 and rater 2, and under both conditions with and without the special device—from each participant were analyzed by an analyzer. During the analysis, the analyzer was blinded to the raters and the condition (with or without the special device). The scanning of CSA was manually performed using image processing software (ImageJ 1.52v, Wayne Rasband National Institutes of Health, USA). The analyzer performed a 4-month training.

The statistical analysis was conducted using SPSS 22.0 software. All data were presented as mean and standard deviation (SD). Data normality was assessed using the Shapiro–Wilk test. A two-way ANOVA (rater vs. condition) was performed to examine differences between raters and between conditions (with and without a special device)

for each patellar tendon CSA length (25%, 50%, and 75%). Additionally, to assess intra-rater reliability (same rater in two conditions), the ICC was calculated. Furthermore, to determine inter-rater reliability with and without the special device (different raters in the same condition) for each patellar tendon CSA length (25%, 50%, and 75%), the ICC, confidence interval (CI), standard error of measurement (SEM), minimal detectable change (MDC), and coefficient of variation (CV) were calculated.

The ICC values were classified according to the literature [19] as very low (<0.20), low (0.21–0.40), moderate (0.41–0.60), good (0.61–0.80), and excellent (0.81–1.00). The SEM was estimated using the following equation: $SEM = SD \cdot \sqrt{1 - ICC}$, where SD is the standard deviation of the measurements. The MDC was estimated based on a 95% confidence interval, where $MDC = 1.96 \cdot SEM$. The coefficient of variation was calculated using the equation: $CV = SD/X \cdot 100$, where X is the mean value. To assess the agreement between the conditions, Bland–Altman plots were used to illustrate the correlation between the measurements of the conditions at different lengths of the patellar tendon. A significance level of 5% was adopted for all analyses.

Results

Our results showed that there was no significant difference in the measurement of the patellar tendon between the raters and between the conditions (with and without the special device) (Table 1) for the three assessment

Table 1 Mean and standard deviation (SD) values of the cross-sectional area (CSA) measurements of the patellar tendon acquired under different conditions (with and without the special device) and by two different assessors

	Rater 1			Rater 2		
	Without device (Mean \pm SD)	With device (Mean \pm SD)	ICC	Without device (Mean \pm SD)	With device (Mean \pm SD)	ICC
CSA _{25%} (cm ²)	0.787 \pm 0.166	0.794 \pm 0.210	-0.35	0.799 \pm 0.195	0.841 \pm 0.216	0.41
CSA _{50%} (cm ²)	0.790 \pm 0.156	0.778 \pm 0.191	0.70	0.794 \pm 0.163	0.837 \pm 0.169	0.79
CSA _{75%} (cm ²)	0.776 \pm 0.159	0.775 \pm 0.175	0.63	0.783 \pm 0.197	0.786 \pm 0.163	0.62

ICC intraclass correlation coefficient

sites (25%, 50%, and 75%). Despite the lack of significant differences, rater 1 presented “low” reliability for CSA at 25% (CSA_{25%}) and “good” reliability for CSA at 50% (CSA_{50%}) and CSA at 75% (CSA_{75%}), while rater 2 presented “moderate” reliability for CSA_{25%} and “good” reliability for CSA_{50%} and CSA_{75%}.

In Table 2, it is possible to observe that the inter-rater evaluation without the special device shows “low” reliability for CSA_{25%} (ICC=0.36), “good” for CSA_{50%} (ICC=0.65), and “moderate” for CSA_{75%} (ICC=0.47). However, in the evaluations with the special device, an improvement in reliability is observed with “moderate” and “good” ICC values. The inter-rater evaluation with the special device showed “moderate” reliability for CSA_{25%} (ICC=0.46) and “good” for CSA_{50%} (ICC=0.65) and CSA_{75%} (ICC=0.73). It is also worth noting that for the evaluation of the extremities (CSA_{25%} and CSA_{75%}), the results showed a lower coefficient of variation when the special device was used.

The SEM between raters ranged from 10.3% to 18.4% in each condition (respectively without and with the special device) for the three locations (CSA_{25%} = 17.7%; 18.4%; CSA_{50%} = 11.4%; 12.4%; CSA_{75%} = 16.7%; 10.3%). The ICC between raters ranged from 32.8% to 52.6% in each condition (respectively without and with the special device) for the three locations (CSA_{25%} = 50.4% and 54.2%; CSA_{50%} = 32.8% and 36.6%; CSA_{75%} = 45.4% and 42.9%).

In Fig. 2, we observe a moderate correlation at the edges (CSA_{25%} and CSA_{75%}) and a strong correlation in the middle (CSA_{50%}) between the conditions with and without the

special device. It is worth noting that the average difference in the three positions is small (~ 0.013 cm² / $\sim 1.7\%$).

Discussion

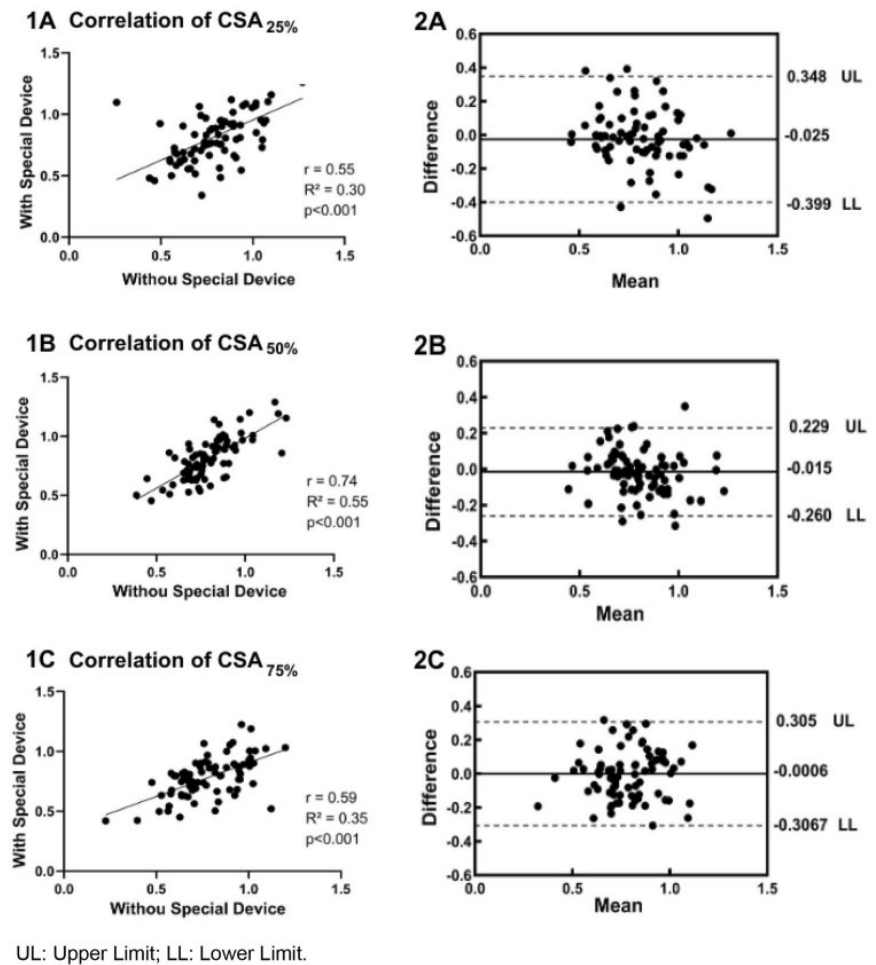
Implementations aimed at improving image quality are important for both clinical and scientific environments. With that in mind, we propose a special device that aims to enhance the image of the patellar tendon during CSA (Articular Surface Tension) analysis using ultrasound, allowing for an enlarged image that facilitates marking the tendon's edges. Therefore, the main objective of this study was to evaluate the intra- and inter-rater reliability and agreement between conditions, with and without the special device, for evaluating the patellar tendon's CSA.

Ultrasound has many advantages, however, its main technical limitation is related to the dependence on the perception and experience of the raters and analysts [7, 9, 10]. Ultrasound analysis is rater-dependent, so operators who follow the same protocol but have different levels of experience can lead to significant variations in the obtained image [20]. Small changes in the probe placement, as well as different pressures or orientations of the transducer, can significantly influence image acquisition [11]. When comparing an experienced rater and a novice one, our results show satisfactory reliability (Table 1), but with values below those reported in the literature (ICC > 0.87) [7]. Our values may have been influenced by

Table 2 Mean values and standard deviation (SD), intraclass correlation coefficient (ICC), 95% confidence interval (95% CI), standard error of measurement (SEM), minimal detectable change (MDC), and coefficient of variation (CV) for inter-rater measurements of the cross-sectional area (CSA) of the Patellar Tendon

	Mean \pm SD (cm ²)	ICC	95% CI	p value	SEM (cm ²)	MDC (cm ²)	CV (%)
Inter-rater–without device							
CSA _{25%}	0.793 \pm 0.181	0.36	0.11–0.58	0.02	0.14	0.40	22.65
CSA _{50%}	0.792 \pm 0.160	0.65	0.47–0.78	<0.001	0.09	0.26	13.10
CSA _{75%}	0.780 \pm 0.179	0.47	0.25–0.66	<0.001	0.13	0.36	20.96
Inter-rater–with device							
CSA _{25%}	0.817 \pm 0.213	0.46	0.21–0.64	<0.001	0.15	0.43	12.64
CSA _{50%}	0.807 \pm 0.180	0.65	0.47–0.78	<0.001	0.10	0.29	14.44
CSA _{75%}	0.780 \pm 0.169	0.73	0.58–0.83	<0.001	0.08	0.34	12.64

Fig. 2 Scatter plots (1) and Bland–Altman plots (2) compare cross-sectional area (CSA) at 25% (A), 50% (B), and 75% (C) of Patellar Tendon length with and without the special device. *UL* upper limit; *LL* lower limit



the analyzer, which in the literature presents lower ICC values, representing a limitation of our study in terms of the lack of verification of inter- and intra-examiner reliability.

Previous studies have shown that patellar tendon assessment has moderate reliability (ICC = 0.59), even with a gel pad, with a significant difference between assessments conducted on different days and with a significant effect of the analyzer [1]. The authors also found low reliability in the three examined positions. On the other hand, our results (Table 2) demonstrate that it is possible to observe that inter-rater assessment without the special device shows “low” reliability for CSA_{25%}, “good” reliability for CSA_{50%}, and “moderate” reliability for CSA_{75%}. However, in assessments with the special device, an improvement in reliability is observed with “moderate” and “good” ICC. The inter-rater assessment with the special device showed “moderate” reliability for CSA_{25%} and “good” reliability for CSA_{50%} and CSA_{75%}. We also highlight that for the assessment of the extremes

(CSA_{25%} and CSA_{75%}), the results demonstrated a lower coefficient of variation when the special device was used.

The SEM between raters ranged from 10.3 to 18.4% for each condition (without and with the special device) across the three locations, demonstrating a relatively high error regardless of the condition used. The ICC between raters ranged from 32.8 to 52.6% for each condition (without and with the special device) across the three locations. Similar values were observed between the conditions, leading us to believe that the use of the device does not have a negative influence, and its utilization is recommended as it facilitates the visualization of tendon edges. However, further studies are needed to evaluate the influence of the special device on the examiner.

Our findings highlight that the assessment of Patellar Tendon CSA (Arch and Strain Threshold) requires careful interpretation of its results due to the high variability in the reliability of the obtained outcomes. To facilitate data analysis and reduce measurement errors, we propose the

use of a special device, a latex pad, with a thickness of 0.05 mm and a diameter of 52 mm, filled with ultrasound-conductive gel. A moderate correlation was observed at the ends ($CSA_{25\%}$ and $CSA_{75\%}$), and a strong correlation in the middle ($CSA_{50\%}$), between the conditions with and without the special device. Additionally, the average difference in the three positions is small ($\sim 0.013 \text{ cm}^2 / \sim 1.7\%$). Given the similar results between the conditions, we recommend using the special device to evaluate the tendon's ends, while its use in the central region may be optional.

Clinicians and training professionals should pay attention to the MDC values when interpreting the results of a clinical trial that employs CSA with a special device for the patellar tendon. Although excellent reliability was not observed, ultrasound remains a cost-effective evaluation method for both clinical practice and scientific research. Therefore, it is important to develop methods to minimize measurement errors associated with this equipment. It would have been ideal to scan each subject's tendon on two different occasions to limit bias, but we were unable to do this given the time constraints of our subjects. Another point is interesting to add another analyzer. This could lead to greater reliability.

We concluded that the low reliability of the method was not influenced by the position (25%, 50%, or 75%), but it is affected by the technical limitations of ultrasound. Specifically, the low visibility caused using ultrasound affects the identification of the boundaries of the patellar tendon. In this sense, the use of the special device evaluated in this study is recommended both in clinical practice and in scientific research, as it demonstrated a higher reliability of CSA measurement at the ends of the patellar tendon (25% and 75%). In addition, the Patellar tendon might need a longer training period by different raters and analyzers to increase reliability.

Supplementary Information The online version supplementary material available at <https://doi.org/10.1007/s40477-023-00829-w>.

Acknowledgements This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-Brasil (CAPES)-Finance Code 001 and the National Council of Scientific Research (CNPq) Brazil.

Author contributions All authors contributed to the study conception and design. Material preparation, data collection and analysis were performed by ML, RLS, FEF, FCS and LTS. The first draft of the manuscript was written by ML and FEF and all authors commented on previous versions of the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

Funding The authors declare that no funds, grants, or other support were received during the preparation of this manuscript.

Data availability The authors confirm that the data supporting the findings of this study are available within the article and its supplementary materials.

Declarations

Conflict of interest The authors have not disclosed any competing interests.

References

- Ekizos A, Papatzika F, Charcharis G, Bohm S, Mersmann F, Arampatzis A (2013) Ultrasound does not provide reliable results for the measurement of the patellar tendon cross sectional area. *J Electromyogr Kinesiol* 23(6):1278–1282. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.08.004>
- Kongsgaard M, Reitelsheder S, Pedersen TG, Holm L, Aagaard P, Kjaer M et al (2007) Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol* 191(2):111–121. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2007.01714.x>
- Seynnes OR, Erskine RM, Maganaris CN, Longo S, Simoneau EM, Grosset JF et al (2009) Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *J Appl Physiol* 107(2):523–530. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00213.2009>
- Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV (2003) Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol-Lond* 548(3):971–981. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.035576>
- Carroll CC, Dickinson JM, Haus JM, Lee GA, Hollon CJ, Aagaard P et al (2008) Influence of aging on the in vivo properties of human patellar tendon. *J Appl Physiol* 105(6):1907–1915. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00059.2008>
- Westh E, Kongsgaard M, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Hansen M, Kjaer M et al (2008) Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. *Scand J Med Sci Sports* 18(1):23–30. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00638.x>
- Gellhorn AC, Carlson MJ (2013) Inter-rater, intra-rater, and inter-machine reliability of quantitative ultrasound measurements of the patellar tendon. *Ultrasound Med Biol* 39(5):791–796. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.12.001>
- Weinreb JH, Sheth C, Apostolakis J, Mccarthy M, Barden B, Cote MP et al (2014) Tendon structure, disease, and imaging. *Muscles Ligaments Tendons J* 4(1):66–73
- O'connor PJ, Grainger AJ, Morgan SR, Smith KL, Smith KL, Waterton JC, Nash AFP (2004) Ultrasound assessment of tendons in asymptomatic volunteers: a study of reproducibility. *Eur Radiol* 14(11):1968–1973. <https://doi.org/10.1007/s00330-004-2448-4>
- Skou ST, Aalkjaer JM (2013) Ultrasonographic measurement of patellar tendon thickness—a study of intra- and interobserver reliability. *Clin Imaging* 37(5):934–937. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2013.01.007>
- Castro J, Carvalho KL, Silva PE, Fachin-Martins E, Babault N, Marqueti RC et al (2019) Intra- and inter-rater reproducibility of ultrasound imaging of patellar and quadriceps tendons in critically ill patients. *PLoS ONE* 14(6):1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219057>
- Alves TI, Girish G, Kalume Brigido M, Jacobson JA (2016) US of the knee: scanning techniques, pitfalls, and pathologic conditions. *Radiographics* 36(6):1759–1775. <https://doi.org/10.1148/rg.2016160019>
- Walter SD, Eliasziw M, Donner A (1998) Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat Med* 17(1):101–110. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-0258\(19980115\)17:1%3c101::aid-sim727%3e3.0.co;2-e](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-0258(19980115)17:1%3c101::aid-sim727%3e3.0.co;2-e)

14. VIM (2012) International vocabulary of metrology: basic and general concepts and associated terms, 3rd edn. Joint Committee for Guides in Metrology
15. Sedrez JA, Candotti CT, Rosa MIZ, Medeiros FS, Marques MT, Los JF (2018) Assessment of Vert-3D repeatability and reproducibility for evaluating the scoliosis of children with different nutritional profiles. *Fisioter Mov* 30(4):715–723. <https://doi.org/10.1590/1980-5918.030.004.AO06>
16. Sarwal A, Parrrt SM, Berry MJ, Hsu FC, Lewis MT, Justus NW et al (2015) Interobserver reliability of quantitative muscle sonographic analysis in the critically ill population. *J Ultrasound Med* 34(7):1191–1200. <https://doi.org/10.7863/ultra.34.7.1191>
17. Mc Auliffe S, Mc Creesh K, Purtill H, O'sullivan K (2017) A systematic review of the reliability of diagnostic ultrasound imaging in measuring tendon size: is the error clinically acceptable? *Phys Therapy Sport* 26:52–63. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.12.002>
18. Gough JMA, Hamrell M (2010) Standard operating procedures (SOPs): how companies can determine which documents they must put in place. *Drug Inf J* 44:49–54. <https://doi.org/10.1177/009286151004400106>
19. Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometria* 33(1):159–174
20. Del Baño ME, Martínez-Payá JJ, Ríos-Díaz J, Mejías-Suárez S, Serrano-Carmona S, Groot-Ferrando A (2017) Ultrasound measures of tendon thickness: intra-rater, inter-rater and Inter-machine reliability. *Muscles Ligaments Tendons J* 7(1):192–199. <https://doi.org/10.11138/mltj/2017.7.1.192>

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Springer Nature or its licensor (e.g. a society or other partner) holds exclusive rights to this article under a publishing agreement with the author(s) or other rightsholder(s); author self-archiving of the accepted manuscript version of this article is solely governed by the terms of such publishing agreement and applicable law.

ANEXO B – Artigo 2

Dear Dr. Diefenthaeler,

I am pleased to inform you that your article "Morphological characteristics of the patellar tendon in runners, cyclists, triathletes, and physically active individuals" has been accepted for publication in Journal of Ultrasound and it has been forwarded to Springer.

The report has been sent to our Language Editors for the final editing. They will contact you for your approval of possible modifications.

Thanking you for your kind collaboration, I remain

Yours sincerely,

Boris Brkljacic, Prof.
Editor in Chief
Journal of Ultrasound

ANEXO C – Aprovação no CEP SH

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Contribuições dos fatores morfológicos e neurais para a produção de força em diferentes comprimentos musculares entre praticantes de diversas modalidades

Pesquisador: FERNANDO DIEFENTHAELER

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 86710718.0.0000.0121

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.695.031

Apresentação do Projeto:

Trata o presente projeto, intitulado “Contribuições dos fatores morfológicos e neurais para a produção de força em diferentes comprimentos musculares entre praticantes de diversas modalidades”, de uma pesquisa submetida pelo Prof. Fernando Diefenthaler, que assina a folha de rosto como pesquisador responsável, juntamente com o Prof. Antonio Renato Pereira Moro, Diretor do CDS/UFSC. Este estudo busca determinar as contribuições dos fatores morfológicos e neurais na relação de força comprimento em atletas de diferentes modalidades. Para tanto pretende-se recrutar 40 atletas (10 ciclistas, 10 corredores, 10 patinadores e 10 tri-atletas), bem como 10 não atletas, que terão os parâmetros neuromusculares (morfológico e neural) avaliados no Laboratório de Biomecânica e no Laboratório de Laboratório de Esforço Físico, ambos no CDS/UFSC. A participação dos voluntário se dará em duas visitas: na primeira ocorrerá familiarização com os procedimentos e na segunda, 48 horas depois, será feita a medida dos parâmetros neuromusculares em diferentes posições.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Geral: O objetivo do presente estudo é determinar as contribuições dos fatores morfológicos e neurais na relação de força comprimento em atletas de diferentes modalidades cíclicas.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 2.695.031

Objetivos Específicos:

- 1) Comparar o ângulo ótimo de produção de força entre as diferentes modalidades (Ciclistas, corredores, patinadores e o grupo controle).
- 2) Comparar a ativação dos músculos vasto medial, vasto lateral, reto femoral e bíceps femoral no ângulo ótimo de produção de força entre as diferentes modalidades.
- 3) Comparar o nível de ativação voluntária no ângulo ótimo de produção de força entre as diferentes modalidades.
- 4) Comparar o comprimento do fascículo no ângulo ótimo de produção de força entre as diferentes modalidades.
- 5) Avaliar a ativação dos músculos vasto medial, vasto lateral, reto femoral e bíceps femoral nos diferentes ângulos de quadril e joelho entre as diferentes modalidades.
- 6) Analisar o nível de ativação voluntária nos diferentes ângulos de quadril e joelho entre as diferentes modalidades.
- 7) Comparar o comprimento do fascículo nos diferentes ângulos de quadril e joelho entre as diferentes modalidades.
- 8) Avaliar o nível de coativação do músculo antagonista (bíceps femoral), durante a CVIM de extensores de joelho.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

De acordo com o que foi citado no PB apresentado:

RISCOS: Durante os testes de força podem gerar desconforto muscular devido à produção de força máxima; Quando a tricotomia (raspagem de pelos) e limpeza da pele com algodão e álcool forem realizadas, você poderá sofrer ardência no local; Durante a realização dos pulsos elétricos, pode haver pequeno desconforto. Será respeitado o limiar de dor, sem aplicação de estímulos mais fortes do que o tolerado pelo participante. Quanto aos riscos relacionados à ultrassonografia, ela não produz irradiação ionizante (não utiliza raios-X ou substância radiativa) e não causa dano aos tecidos.

BENEFÍCIOS: Será fornecido um relatório completo após duas semanas da segunda visita do participante com as informações da relação torque-ângulo, imagens de ultrassom, ativação voluntária máxima em diferentes ângulos e da ativação involuntária que serão fornecidas pelos testes.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC**



Continuação do Parecer: 2.695.031

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pode contribuir para o conhecimento generalizável sobre o tema.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados

Recomendações:

Sem recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Considerando que todas as pendências indicadas foram devidamente atendidas, não há nenhuma inadequação no presente processo.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1076142.pdf	10/05/2018 19:23:04		Aceito
Outros	Carta_resposta.doc	10/05/2018 19:22:10	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_corrigido.docx	10/05/2018 19:21:30	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Adaptacoes_corrigido.docx	10/05/2018 19:21:18	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao_instituicao_nova.pdf	25/04/2018 15:29:10	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
Orçamento	ORCAMENTO.docx	27/03/2018 10:49:38	RAPHAEL LUIZ SAKUGAWA	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.docx	27/03/2018 10:48:33	RAPHAEL LUIZ SAKUGAWA	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto_assinada.pdf	27/03/2018 08:29:11	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 2.695.031

Não

FLORIANOPOLIS, 06 de Junho de 2018

Assinado por:
Maria Luiza Bazzo
(Coordenador)

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vítor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br