

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA

Gabriella Lapresa Ribas

**ANÁLISE POSTURAL E ELETROMIOGRÁFICA SOBRE O
EFEITO AGUDO DO EZZEBIKE EM CICLISTAS
RECREACIONAIS**

Porto Alegre

2023

Gabriella Lapresa Ribas

**ANÁLISE POSTURAL E ELETROMIOGRÁFICA SOBRE O
EFEITO AGUDO DO EZZEBIKE EM CICLISTAS
RECREACIONAIS**

Trabalho de conclusão apresentado à Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2023

RESUMO

O "EzzeBike" é um acessório acoplado ao guidão da bicicleta que tem como objetivo proporcionar para os ciclistas recreacionais a possibilidade de alternar a postura durante a pedalada. O acessório permite que o ciclista pedale com a coluna mais ereta, alternativamente à postura com o tronco mais inclinado à frente. Entretanto, até o momento, não há trabalhos na literatura que analisem objetivamente os efeitos do uso desse acessório sobre a postura e a atividade elétrica dos músculos do ciclista. O objetivo desta pesquisa é avaliar as mudanças agudas na postura e na atividade elétrica dos músculos de ciclistas recreacionais ao utilizarem o EzzeBike. A amostra foi do tipo consecutiva e não probabilística, composta por 11 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, com idade entre 20 e 30 anos, praticantes de ciclismo recreacional. O protocolo de análise consistiu em 17 minutos de pedalada em um rolo. Após 15 minutos de aquecimento e familiarização, foram coletados dados de cinemetria (nove câmeras infravermelho) e eletromiografia de superfície (12 músculos) durante dois minutos: um minuto na posição tradicional e um minuto na posição utilizando o EzzeBike, pedalando com carga auto selecionada. De um modo geral constatou-se uma baixa ativação muscular durante a atividade de pedalada podendo ser atribuída à baixa intensidade da atividade realizada, com exceção do músculo esplênio, que apresentou uma ativação significativamente maior pedalando na posição tradicional comparativamente à situação com o uso do EzzeBike. Além disso, a utilização do acessório EzzeBike resultou em uma maior proximidade da cervical à posição ortostática e uma menor inclinação anterior do tronco em comparação com a pedalada na posição tradicional.

Palavras-chave: EzzeBike, extensor de guidão, postura, EMG, ciclismo recreacional.

ABSTRACT

The "EzzeBike" is an accessory attached to the handlebars of a bicycle that aims to provide recreational cyclists with the possibility of changing their posture during pedaling. The accessory allows the cyclist to pedal with an upright spine, alternatively to the posture with the torso more inclined forward. However, to date, there are no studies in the literature that objectively analyze the effects of using this accessory on the cyclist's posture and muscle activity. The aim of this research is to evaluate the acute changes in posture and muscle activity of recreational cyclists when using the EzzeBike. The sample was consecutive and non-probabilistic, composed of 11 healthy individuals of both sexes, aged between 20 and 30 years, practicing recreational cycling. The analysis protocol consisted of 17 minutes of cycling on a roller. After 15 minutes of warm-up and familiarization, kinematic data (nine infrared cameras) and surface electromyography (12 muscles) were collected for two minutes: one minute in the traditional position and one minute in the position using the EzzeBike, pedaling with self-selected load. In general, a low muscle activation during the pedaling activity can be attributed to the low intensity of the activity performed, except for the splenius muscle, which showed significantly higher activation when pedaling in the traditional position compared to the situation with the use of EzzeBike. In addition, the use of the EzzeBike accessory resulted in a closer proximity of the cervical spine to the orthostatic position and a lower anterior inclination of the trunk compared to pedaling in the traditional position.

Key words: EzzeBike, handlebar extender, posture, EMG, recreational cycling.

1. INTRODUÇÃO

O ciclismo é uma das atividades físicas recreativas mais populares tanto no Brasil quanto no mundo (SINGLETON, 2019). Ele é utilizado como meio de transporte, lazer, treinamento físico, competição e reabilitação. O ciclismo surgiu no século XIX na Inglaterra e faz parte dos Jogos Olímpicos desde a primeira edição moderna em 1896, em Atenas. A bicicleta é uma escolha importante para o mundo moderno, pois é sustentável e amigável ao meio ambiente. Ela é uma forma econômica e ecologicamente correta de se deslocar, uma vez que não emite CO₂. Com o avanço tecnológico, novas bicicletas elétricas estão sendo desenvolvidas para percursos mais longos, sem emitir gases poluentes. Além disso, o uso de bicicletas no transporte pode contribuir significativamente para a redução do trânsito e a melhoria da qualidade do ar nas cidades. Devido à sua capacidade de acesso a locais inacessíveis aos veículos motorizados e à sua agilidade em áreas urbanas, ela é mais eficiente na entrega, resultando em uma redução nos custos. Além disso, tem sido adotada em serviços de patrulhamento policial em várias cidades, permitindo que os policiais se desloquem rapidamente por áreas urbanas e patrulhem de forma eficiente em locais de difícil acesso para veículos motorizados.

Além de ser uma forma eficiente de exercício aeróbio, é uma ótima opção para pessoas que procuram uma prática com pouco impacto e desejam fortalecer a musculatura, principalmente dos membros inferiores e melhorar sua saúde geral (ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005). A parte inferior do corpo é a mais ativada durante o ciclismo, mas a superior também é importante para estabilizar o tronco e manter uma boa postura durante o exercício. É importante prestar atenção na técnica de pedalada, e usar o tórax para estabilizar o corpo como um todo, contrair o abdômen e os músculos das costas. Durante a pedalada, os músculos mais ativados são os do membro inferior, incluindo quadríceps, isquiotibiais, glúteo máximo e gastrocnêmio (HOLLIDAY et al., 2019). Pedalar regularmente pode melhorar a capacidade cardiovascular, reduzir o risco de doenças crônicas e ajudar a manter um peso saudável.

Não obstante, o ato de pedalar pode causar lesões que são muito comuns entre os praticantes, como tipos de traumatismos nos joelhos e coluna, por exemplo (DE VEY MESTDAGH, 1998; RUBY et al., 1992), podendo estar relacionados ao processo repetitivo da prática e/ou ao desajuste da bicicleta com o ciclista, resultando em uma má postura e, por consequência, causando dores na região da cervical e lombar. A posição do corpo na bicicleta

é essencial para que os praticantes tenham conforto ao pedalar, se não estiver ajustado corretamente à bicicleta pode causar dores e, posteriormente, lesões na lombar, cervical e ombros (DEDIEU et al., 2020). Inclusive dores sentidas por praticantes em diversas áreas do corpo como lombar e cervical são muito comuns na prática do ciclismo, sendo considerado justificativa de abandono do esporte por ciclistas recreacionais (CLARSEN; KROSSHAUG; BAHR, 2010).

No ciclismo recreacional, a postura corporal adotada, com o tronco inclinado à frente e a cervical estendida por períodos prolongados, pode levar a dores musculares e, em casos graves, lesões nas áreas cervical e dorsal superior (ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005). Visando dar ao ciclista uma opção alternativa de postura durante a pedalada, foi desenvolvido o "EzzeBike", um dispositivo acoplado ao guidão da bicicleta que permite ao ciclista pedalar com uma postura mais ereta (Figura 1). No entanto, não foram encontrados estudos na literatura que analisem objetivamente os efeitos agudos do uso deste acessório sobre a postura ou a atividade muscular do ciclista recreacional.



Figura 1: Extensor de guidão EzzeBike. Extraído de <https://www.ezebike.com.br/>

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

Avaliar as mudanças agudas na postura e na atividade elétrica da musculatura de ciclistas recreacionais com o uso do EzzeBike.

2.2. Objetivos Específicos

- Avaliar as alterações no ângulo da cabeça, inclinação anterior do tronco, ângulos do quadril e joelho com a utilização do EzzeBike;
- Avaliar e comparar as alterações na ativação dos músculos do tronco, braços e pernas com e sem a utilização do EzzeBike.

2.3 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Qual é o efeito agudo do acessório EzzeBike acoplado ao guidão da bicicleta na postura e atividade elétrica dos músculos de ciclistas recreacionais?

2.4. Definição das Variáveis

- Variável Independente: postura tradicional ao pedalar e postura com o EzzeBike;
- Variáveis Dependentes: atividade elétrica dos músculos esplênio, tríceps braquial, cabeça longa, multífido lombar, reto abdominal, bíceps femoral e reto femoral, ângulo da cabeça, inclinação anterior do tronco, ângulo do quadril, ângulo do joelho;
- Variáveis Intervenientes: ajuste da bicicleta, temperatura do ambiente, umidade relativa do ar, sudorese, impedância da pele e engrama motor individual.

3. REVISÃO LITERÁRIA

A bicicleta moderna, leve e sofisticada, teve sua origem em 1817 com a invenção de Karl von Drais, chamada de "Hobby Horse". No entanto, este protótipo era bastante diferente das bicicletas que vemos hoje nas ruas. O objetivo de von Drais era proporcionar um meio de transporte mais acessível e fácil de manter em comparação com os cavalos. No entanto, o protótipo original não tinha pedais, que só foram adicionados em 1839. Em 1870, surgiram as primeiras bicicletas com rodas grandes e altas, mas eram fabricadas totalmente em metal. Porém, esses modelos eram considerados perigosos devido ao alto risco de quedas. Em 1888, John Dunlop adicionou pneus nas rodas, tornando os trajetos mais confortáveis e seguros. Com essas inovações, as bicicletas passaram a se parecer cada vez mais com as de hoje, tornando-se uma forma popular de transporte e esporte. Outras inovações importantes na história da bicicleta incluem a adição de freios, primeiramente à roda dianteira e depois à roda traseira. Além disso, as bicicletas de estrada surgiram no início do século XX, com quadros mais leves e eficientes para uso em competições. A popularidade das bicicletas também cresceu com o desenvolvimento de ciclovias, tornando-as mais seguras e acessíveis para as pessoas usá-las como meio de transporte diário. Hoje em dia existem diversos tipos de bicicletas, como urbanas, elétricas, de montanha, speed, entre outras, cada uma com sua finalidade específica. Além disso, a bicicleta também se tornou uma forma popular de exercício e lazer, com eventos e competições acontecendo em todo o mundo. Com todas essas inovações e aprimoramentos, a bicicleta continua a evoluir e a se adaptar às necessidades dos usuários, oferecendo uma forma eficiente e sustentável de transporte e lazer. Singleton (2019) investigou a relação entre o uso da bicicleta como meio de transporte e o bem-estar subjetivo durante o deslocamento diário. Com base em uma pesquisa com cerca de 18 mil indivíduos na Inglaterra, o autor descobriu que aqueles que usam a bicicleta apresentam níveis mais elevados de bem-estar subjetivo em comparação com outros meios de transporte. O artigo destaca a relação entre ciclismo e bem-estar subjetivo durante o deslocamento diário, sugerindo que a bicicleta pode contribuir para uma sensação de prazer e satisfação durante a comunicação.

O uso da bicicleta tem crescido entre os praticantes, mas junto com ela, tem aumentado também o número de lesões não traumáticas causadas pelo uso excessivo da prática e mau ajuste do corpo na bicicleta. A prevalência dessas lesões pode chegar a 85% (WEISS, 1985). Os locais mais comuns são joelho, pescoço/ombro, mãos, nádegas, períneo e região lombar (CLARSEN; KROSSHAUG; BAHR, 2010; DETTORI; NORVELL, 2006).

Além disso, também podem ocorrer lesões mais graves, como paralisia de nervos e disfunção erétil (DETTORI; NORVELL, 2006; LOWE; SCHRADER; BREITENSTEIN, 2004). A dor pode ser causada por períodos prolongados de pedalada ou por postura incorreta devido a um mau ajuste da bicicleta (BURNETT et al., 2004; SRINIVASAN; BALASUBRAMANIAN, 2007). O estudo de Salai e colaboradores (1999) teve como objetivo investigar a relação entre a inclinação do selim e a dor lombar em ciclistas recreacionais. Para isso, 42 ciclistas com queixas de dor lombar durante o ciclismo foram selecionados para participar do estudo, no qual foram submetidos a um teste de pedalada em bicicleta estacionária com o selim ajustado em diferentes ângulos. Os resultados indicaram que a mudança do ângulo do selim teve um efeito significativo na distribuição de pressão e força no selim, e que uma posição inclinada para trás do selim levou a uma maior distribuição de pressão. Os resultados mostraram que uma posição inclinada para trás do selim reduziu significativamente a incidência de dor lombar em comparação com uma posição inclinada para a frente. O estudo de Visentini et al. (2022) é uma revisão sistemática que buscou identificar os fatores de risco associados a lesões por esforço repetitivo em ciclistas. Para isso, foram incluídos 44 estudos que avaliaram diversos fatores, como ajuste da bicicleta, posição do ciclista, volume de treinamento, força muscular e flexibilidade. Os resultados da revisão indicaram que o ajuste inadequado da bicicleta, incluindo altura e posição do selim, ângulo do guidão e posição dos pedais, foi um fator de risco significativo para lesões por esforço repetitivo em ciclistas. Além disso, a posição do ciclista na bicicleta, incluindo a inclinação do tronco e a flexão do quadril, também foi associada a um risco aumentado de lesões por esforço repetitivo. Os resultados sugerem que um ajuste adequado da bicicleta, uma posição do ciclista adequada, volume de treinamento adequado, além da força muscular e flexibilidade podem ser cruciais para a prevenção de lesões por esforço repetitivo em ciclistas (VISENTINI; MCDOWELL; PIZZARI, 2022)

O estudo de lesões não traumáticas em ciclistas é um tema frequentemente investigado por autores. Um método comum utilizado para coletar dados é a aplicação de questionários. Em 1985, Weiss realizou uma pesquisa durante uma competição de ciclismo amador com o objetivo de determinar a frequência e gravidade das lesões não traumáticas sofridas pelos participantes. 113 indivíduos (86% dos 132 participantes) foram analisados durante uma competição de 8 dias, totalizando 500 milhas. A maioria dos ciclistas era saudável, com apenas 5% tendo doenças cardíacas e participando da competição como parte de um programa de reabilitação. Dores na região do pescoço e ombro foram comuns, com 66,4%

dos ciclistas relatando algum tipo de desconforto nesta área, sendo que 20,4% consideraram essa dor intensa. Somente 2,7% dos competidores relataram dor na região lombar. Dores no joelho devido ao uso excessivo foram relatadas por 40 (35,4%) dos participantes e 24 (20,7%) relataram dor intensa. Um estudo de Wilber e colaboradores (1995) foi realizado com o objetivo de investigar a incidência e tipos de lesões por uso excessivo em ciclistas recreativos. O estudo contou com a participação de 114 ciclistas que foram acompanhados por um período de 8 semanas após um evento de ciclismo de longa distância. Os resultados indicaram que 29% dos ciclistas relataram pelo menos uma lesão por uso excessivo durante o período de acompanhamento. A dor no joelho foi a lesão mais comum, relatada por 25% dos participantes, seguida pela dor na região lombar, relatada por 21% dos participantes. A frequência semanal de treinamento e a quilometragem percorrida durante o evento de ciclismo foram identificadas como os fatores de maior risco para o desenvolvimento de lesões por uso excessivo. Os achados deste estudo evidenciam a preocupação significativa das lesões por uso excessivo entre ciclistas recreativos, indicando que lesões no joelho e na região lombar são as mais comuns. Como resultado, torna-se necessário que os ciclistas adotem uma abordagem cuidadosa e preventiva para o ciclismo, incluindo a configuração adequada da bicicleta, treinamento progressivo e o uso de técnicas de recuperação e descanso para evitar lesões por uso excessivo (WILBER et al., 1995). Os resultados obtidos no estudo de Villavicencio e colaboradores (2006), através de questionários online com a população do triatlo, mostraram que 78 (47,6%) dos colaboradores apresentavam dor na região cervical (VILLAVICENCIO et al., 2006). Ana Conceição e colaboradores (2022) investigaram o efeito da altura do guidão e do comprimento do quadro da bicicleta na atividade muscular durante o ciclismo. No estudo, foram recrutados 10 ciclistas recreacionais e foram realizados testes em um simulador de bicicleta estática com diferentes ajustes de altura do guidão e comprimento do quadro. A atividade muscular dos ciclistas foi avaliada por meio de eletromiografia de superfície em três músculos principais: vasto lateral, bíceps femoral e glúteo máximo. Os autores concluíram que o ajuste adequado da altura do guidão e do comprimento do quadro pode influenciar a atividade muscular durante o ciclismo e, portanto, pode ter implicações importantes para o conforto e desempenho do ciclista (CONCEIÇÃO et al., 2022).

Os ciclistas estão sujeitos a sofrer dores tanto na coluna vertebral quanto nos membros inferiores, como resultado da postura mantida durante o pedalar e do prolongado período em que essa postura é mantida. De acordo com estudos realizados por Asplund et al. (2005) e

Burnett et al. (2004), a postura adotada pelos ciclistas pode ser influenciada pelas dimensões do equipamento utilizado, bem como pelos ajustes feitos pelo próprio ciclista. Além disso, o uso excessivo da bicicleta pode causar lesões, e para prevenir estas lesões, é importante realizar ajustes nos componentes da bicicleta de acordo com as dimensões do ciclista, como sugere Callaghan (2005). Para aumentar o desempenho e/ou prevenir lesões, foram realizados estudos para criar protocolos de ajuste dos equipamentos de acordo com as características antropométricas dos ciclistas, visando obter uma postura adequada, como mencionado por Christiaans e Bremner (1998). Estes estudos mostraram que ajustes precisos dos equipamentos de bicicleta podem ajudar a aliviar dores e prevenir lesões, bem como aumentar o desempenho dos ciclistas. Artigos recentes apresentam evidências adicionais sobre a importância do ajuste da bicicleta na prevenção de dores e lesões, bem como no aumento do desempenho dos ciclistas (PRIEGO QUESADA et al., 2017). Este estudo foi realizado para avaliar o efeito do ajuste da bicicleta na percepção de conforto, fadiga e dor, e os resultados mostraram que o ajuste correto da bicicleta melhora a percepção de conforto e diminui a fadiga e a dor. Wadsworth e Weinrauch (2019) destacam a importância do ajuste da bicicleta na prevenção de dores na região lombar e quadril, e como o ajuste correto da bicicleta pode ajudar a aliviar essas dores (WADSWORTH; WEINRAUCH, 2019). Bini (2020) também mostrou que as alterações na altura do selim afetam significativamente o conforto percebido durante o ciclismo, e que é importante considerar as dimensões antropométricas dos ciclistas e os ajustes de bicicleta para garantir uma postura adequada e evitar dores e lesões (BINI, 2020).

A posição do guidão da bicicleta tem um impacto significativo na postura do corpo durante o ciclismo. A posição horizontal do guidão é geralmente fixa e afeta o ângulo de flexão da parte superior do corpo. A posição vertical do guidão também é relevante, pois está relacionada à soma dos comprimentos do tronco e do braço (BRESSEL; CRONIN, 2005). De Vey Mestdagh (1998) sugere que a combinação da posição horizontal e vertical do guidão determina os ângulos do tronco e da pelve. Estudos têm mostrado que muitos ciclistas relatam altas taxas de dores nas costas devido à flexão do tronco e da cifose lombar durante períodos prolongados de exercício em comparação com a posição ereta. Além disso, o formato do selim e seu ângulo de inclinação também podem afetar a angulação da pelve, o que afeta também a relação entre a inclinação da coluna e a dor nas costas (BRESSEL; LARSON, 2003; SALAI et al., 1999). A altura do selim para o ciclista pode ser determinada usando medidas como a distância do trocâter maior ao chão, a distância do púbis ao chão e a

distância do tubérculo isquiático ao chão (BINI; HUME; CROFT, 2011). Com o objetivo de minimizar o risco de lesões decorrentes da prática do ciclismo, torna-se essencial configurar a altura do selim de maneira precisa. Nesse sentido, estudos têm recomendado o uso do intervalo de ângulo de flexão do joelho entre 25-30 graus como uma referência para tal configuração (BINI; CARPES, 2014; PEVELER, 2008). Esse intervalo corresponde à posição angular ideal do joelho durante a pedalada, quando o ciclista se encontra sentado na bicicleta e realiza movimentos cíclicos com as pernas. Além disso, ao ajustar a altura do selim de acordo com o referido intervalo, é possível proporcionar uma posição confortável e segura para a prática do ciclismo, o que é fundamental para a prevenção de lesões nessa atividade física. Além das considerações sobre a posição do guidão e do selim, é fundamental destacar a relevância dos demais ajustes na bicicleta, tais como a posição dos pedais e a distância entre os pedais e o selim. Esses ajustes também podem influenciar a postura do corpo e a distribuição de força durante o ciclismo, e devem ser levados em conta para assegurar o conforto e prevenir lesões.

Como já foi mencionado, o ciclismo está associado a riscos de lesões, muitas delas não traumáticas devido ao uso excessivo e à postura inadequada do ciclista na bicicleta. A busca pela posição ideal no ciclismo tem sido um tema de interesse há muito tempo, com os primeiros trabalhos publicados sobre adaptação da bicicleta às medidas antropométricas dos ciclistas datando de 1967 (FONDA; SARABON; LI, 2014; HAMLEY; THOMAS, 1967). O "Bike Fit" é uma técnica cujo objetivo é adaptar uma bicicleta às dimensões e características individuais de um ciclista, a fim de maximizar o desempenho e o conforto enquanto se reduzem as dores e lesões não traumáticas relacionadas à prática (AYACHI; DOREY; GUASTAVINO, 2015; BAINO, 2011). Para isso, são realizadas várias medições antropométricas e observações do ciclista enquanto ele pedala, com o objetivo de ajustar os componentes da bicicleta de acordo com as características individuais. Esse serviço é realizado por um profissional conhecido como "bike fitter", que, por meio de medições, equipamentos e valores de referência, avalia todos os membros envolvidos, incluindo pernas, braços, tronco e postura durante o pedal, para realizar ajustes na bicicleta. O "bikefit" pode ser realizado de forma estática, no qual o ciclista é colocado em uma posição estática enquanto os ajustes são feitos, ou dinâmica, quando observa o ciclista enquanto ele pedala, permitindo que sejam feitos ajustes mais precisos. A avaliação dinâmica pode ser realizada em 2D, apenas no plano sagital, ou em 3D, utilizando equipamentos de captura de movimento (FERRER-ROCA et al., 2012; PEVELER et al., 2012; SWART; HOLLIDAY, 2019). É

importante mencionar que realizar um Bike Fit não é um privilégio exclusivo para ciclistas profissionais, mas sim, um serviço recomendado para qualquer pessoa que pratique ciclismo com frequência, visando maximizar o desempenho e prevenir lesões.

No mundo do ciclismo, além dos ajustes que podem ser realizados na bicicleta, existe a possibilidade de adquirir inúmeros acessórios que visam melhorar a segurança, o lazer, o conforto e o desempenho do ciclista. Um exemplo comum é o uso de extensores de guidão, também conhecidos como "aerobar" ou "clip de guidão" (Figura 2), especialmente comuns no triatlo. Esses acessórios são acoplados ao guidão e permitem que o ciclista apoie os antebraços à frente do guidão, flexionando o tronco e proporcionando uma melhor aerodinâmica.



Figura 2: Clip de guidão ou Aerobar.

Vários estudos têm sido desenvolvidos para investigar os efeitos do uso do aerobar em comparação com outras formas de segurar o guidão da bicicleta. Por exemplo, Jensen (2007) avaliou os níveis de atividade muscular através da eletromiografia de superfície em músculos como o trapézio, deltóide, eretor da espinha, glúteos, quadríceps e isquiotibiais em três posições diferentes: mãos no freio, na parte curva do guidão abaixo dos freios e no clip de guidão. Outro estudo comparou as mesmas três formas de segurar o guidão com uma quarta posição chamada "Posição Superman" (SWANTON; SHAFAT; ANDERSON, 2006). Essa posição é caracterizada pelos antebraços estendidos sobre o aerobar com a cabeça entre os braços, e é comum entre os atletas de triatlo durante as competições. A utilização do aerobar, também conhecido como "clip de guidão", tem sido objeto de diversos estudos visando avaliar sua eficácia em comparação com outras formas de se apoiar no guidão da bicicleta.

Estudos como o de Jensen (2007) e Swanton et al. (2006) investigaram os níveis de atividade muscular e os ângulos dos membros inferiores e superiores, respectivamente, durante o uso do aerobar e outras formas de segurar o guidão. Por outro lado, Sheel et al. (1996) realizou um estudo comparando o aerobar e posições tradicionais no ciclismo em parâmetros fisiológicos, como o gasto energético e consumo de oxigênio. Os resultados mostraram que o uso do aerobar pode proporcionar benefícios aerodinâmicos, no entanto, é importante levar em consideração os efeitos sobre a postura e a atividade muscular durante o uso deste acessório. Recentemente, foi desenvolvido um tipo de extensor de guidão chamado "EzzeBike", voltado para o ciclismo recreacional. Este acessório é acoplado no guidão e permite que o ciclista adote uma postura mais ereta, supostamente aliviando dores e tensões nos ombros, cervical e lombar. No entanto, até o momento, não foram encontrados na literatura acadêmica estudos que analisem objetivamente os efeitos do uso deste acessório sobre a postura ou atividade elétrica de músculos dos ciclistas.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. Tipo de Estudo

Estudo descritivo com abordagem quantitativa, transversal, de caráter comparativo (GAYA, 2008).

5.2. População e Amostra

A amostra foi consecutiva, não probabilística e voluntária, constituída por 11 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, entre 20 e 30 anos de idade, praticantes de ciclismo recreacional. Para estimativa do número amostral dos indivíduos não foram localizados estudos que avaliaram as mesmas variáveis cinemáticas e neuromusculares selecionadas. Desta forma, utilizando o software G*Power 3.1.7, com base na família de testes t, pareado, uni caudal, um erro estimado em 5% e um poder de 95%, considerando uma expectativa de mudança da inclinação do tronco em torno de 20°, foi calculado um n=2; considerando uma expectativa de mudança da angulação do quadril em torno de 25°, foi calculado um n=3; considerando uma expectativa de mudança do ângulo da cabeça em torno de 5°, foi calculado um n=5; considerando uma expectativa de mudança da angulação do joelho em torno de 5°, foi calculado um n=6; (todas estas informações baseadas na inspeção visual). Entretanto, considerando que Jensen (2007), que avaliou os níveis de atividade muscular por meio da

eletromiografia de superfície, variando a posição dos ciclistas com o uso do dispositivo aerobar, teve uma amostra de 9 indivíduos, e considerando ainda o trabalho de Swanton e colaboradores (2006), que avaliaram as questões cinemáticas também variando a posição dos ciclistas, teve uma amostra de 10 indivíduos, optamos por uma amostra similar, com 11 ciclistas recreacionais, visando uma eventual perda de sinal, principalmente relacionada à eletromiografia de superfície. Histórico de cirurgias prévias em membros inferiores e coluna, lesões de membros inferiores nos últimos seis meses e doenças neurológicas foram considerados fatores para não inclusão na amostra. Os participantes tiveram, em média, uma estatura de $1,73 \pm 0,11$ m, massa corporal de $71,1 \pm 9,8$ kg e idade de 24 ± 3 anos.

5.3 Aspecto Ético

Os indivíduos foram incluídos na amostra somente após a leitura do termo de consentimento livre esclarecido e respectiva confirmação de consentimento, através de assinatura.

Os procedimentos de coleta dos dados foram realizados no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, após a aprovação do comitê de ética, cujo projeto foi registrado na Plataforma Brasil sob o número CAEE 64488522.3.0000.5347.

O tratamento e o armazenamento dos dados coletados em ambas as etapas seguiram as orientações da cartilha de proteção de dados pessoais e privacidade da UFRGS, com base na Lei Geral de Proteção de Dados Pessoais (13.709/2018).

5.4 Instrumentos de Pesquisa

- Bicicleta;
- Ciclossimulador magnético;
- *Notebook*;
- Doze canais eletromiográficos do sistema *BTS Free-EMG 1000* (BTS Bioengineering, ITA): sistema de aquisição utilizado para a captura dos dados eletromiográficos;
- Sistema 3D de avaliação de movimento *BTS Smart-DX* (BTS Bioengineering, Itália);

- Eletrodos de superfície, descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; 10 mm de diâmetro com adesivo de fixação, na configuração bipolar);
- Chave “Allen” para instalação do EzzeBike;
- Fita adesiva hipoalergênica;
- Fita adesiva dupla face de silicone 3M;
- Algodão;
- Álcool;
- Tesoura;
- Luvas descartáveis;
- Lâmina de barbear (Gillette);
- Balança digital com capacidade até 120 kg (Plenna, modelo Linea II – sensibilidade e resolução de 0,1 kg);
- Fita métrica (resolução de 0,01 m);
- *Software* SPSS 26.0;
- *Software Smart Analyser* (BTS Engineering, Itália).

5.5 Procedimentos da Coleta

Os indivíduos foram convidados, através das redes sociais WhatsApp, Facebook e Instagram a participarem da pesquisa, comparecendo em data e horário pré-estabelecidos. Primeiramente foram coletados dados antropométricos de estatura (m) e massa corporal (kg), através de fita métrica e balança digital. Logo após, foi feita a palpação e marcação das estruturas anatômicas de referência para colocação dos eletrodos de superfície e dos marcadores reflexivos, para então serem iniciados os procedimentos para a coleta de dados. O protocolo de execução foi dividido em cinco situações:

- 1- Repouso em decúbito dorsal, por 60 s;
- 2- Repouso na posição ortostática, por 60 s;
- 3- Pedalando sobre o rolo na posição tradicional, por 15 min;
- 4- Pedalando sobre o rolo, na posição tradicional, por 60 s;
- 5- Pedalando sobre o rolo, utilizando o Ezzebike, por 60s.

A etapa de pedalada com a bicicleta no rolo teve duração total de 17 minutos. Ao final dos primeiros 15 minutos, utilizados para aquecimento e familiarização, foram coletados os dados de cinemetria e eletromiografia de superfície por dois minutos: um minuto na posição tradicional e um minuto na posição utilizando o EzzeBike (Figura 3). Os participantes levaram sua própria bicicleta e pedalararam sobre o rolo em carga auto selecionada.



Figura 3: Posição tradicional e com o EzzeBike durante a coleta.

5.5.1 Etapa I: Eletromiografia (EMG)

Para a coleta dos dados eletromiográficos, conforme orientação do SENIAM (www.seniam.org) e do ISEK (*international Society of Electrophysiology and Kinesiology*) inicialmente foi feita a tricotomia da região onde foram fixados os eletrodos, seguida pela limpeza da pele com álcool e leve abrasão, com o objetivo de diminuir a impedância. Esta foi medida com um multímetro e foram aceitos valores menores que 5 K Ω . Foram utilizados um par de eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall (*Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 18 mm*) com adesivo de fixação, na configuração bipolar, para cada músculo. Também foram utilizadas fitas adesivas hipoalergênicas para evitar possíveis deslocamentos dos eletrodos. Os eletrodos foram colocados no ventre muscular, paralelos às fibras musculares, de forma a ficarem 20 mm distantes um do outro, bilateralmente em cada indivíduo.

O posicionamento dos eletrodos foi realizado conforme o SENIAM (Figura 4). Os eletrodos referentes à análise do esplênio da cabeça foram fixados entre a protuberância occipital externa e o processo mastoideo. Para o tríceps braquial - cabeça longa, foram localizados a 50% na linha entre a crista posterior do acrômio e o olécrano a 2 dedos de largura medial à linha em direção da linha entre a crista posterior do acrômio e do olécrano. Os eletrodos, para o multífido lombar, foram fixados e alinhados da ponta caudal posterior da espinha íliaca superior ao interespaço entre L1 e L2 no nível do processo espinhoso de L5. Para o reto abdominal foram fixados os eletrodos, em ambos os lados, a 2 cm da cicatriz umbilical (GRENIER; MCGILL, 2007). Para o bíceps femoral, os eletrodos foram localizados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia, em direção da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia. E, por fim, para o músculo reto femoral os eletrodos foram fixados a 50% na linha da espinha íliaca anterior superior à parte superior da patela, a direção da linha da espinha íliaca superior à parte superior da patela. Foram coletados os dados eletromiográficos de ambos os lados, direito e esquerdo.

Para a normalização dos dados eletromiográficos, foram coletados de forma aleatória, os valores referentes a duas contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) de 5 segundos, com intervalo de 3 minutos entre as mesmas, em todos os músculos avaliados. O maior valor encontrado para cada músculo foi utilizado como referência para a normalização dos valores RMS. A CVMI do esplênio foi coletada com o indivíduo em decúbito ventral com as mãos atrás da cabeça e, enquanto um avaliador estava executando uma resistência contra, o participante realizou uma extensão de cervical (BURNETT et al., 2004). A CVMI do tríceps braquial foi feita em decúbito ventral com ombro abduzido 90° e cotovelo fletido a 45°, com resistência no antebraço na direção de flexão do cotovelo (ESCAMILLA et al., 2006). A CVMI do multífido lombar o participante foi posicionado em decúbito ventral em cima da maca, com os braços estendidos ao lado do corpo e com as coxas e pernas fixas com auxílio de resistência manual imposta pelos avaliadores. Enquanto isso, outro avaliador aplicou uma resistência na região superior do dorso, na direção oposta ao movimento de extensão de tronco realizado pelo indivíduo (AROKOSKI et al., 1999). A CVMI do reto abdominal foi feita em decúbito dorsal, com o quadril e joelhos flexionados a 90°, e tronco flexionado ao máximo, com resistência fornecida nos ombros em direção de extensão por um avaliador (ESCAMILLA et al., 2010). A CVMI do bíceps femoral do participante foi coletada na posição sentada a 90° de flexão de joelho e quadril durante uma flexão de joelho de esforço

máximo (ESCAMILLA et al., 2022). A CVMI do reto femoral o participante foi posicionado sentado, com quadris e joelhos flexionados a 90°, com uma resistência na perna e um avaliador aplicando força contra em direção à flexão do joelho (ESCAMILLA et al., 2010).

Todos os músculos avaliados durante as situações de pedalada sobre o rolo (na posição tradicional e com o Ezzebike) também foram mensurados durante a situação de repouso em decúbito dorsal e na posição ortostática. Partindo do pressuposto que a atividade de pedalada é simétrica, e considerando ainda eventuais diferenças referentes a variações na colocação dos eletrodos (posicionamento, impedância e angulação em relação às fibras), foi feito uma média dos valores entre os lados direito e esquerdo, sendo cada músculo expresso por um único valor, sem distinção referente à lateralidade.

5.5.2 Etapa II: Cinemetria

Em conjunto com a medição da atividade elétrica dos músculos foi realizada uma avaliação cinemática, a partir de 9 câmeras infravermelho do sistema tridimensional *BTS Smart-DX*. Foram utilizados marcadores reflexivos posicionados nas estruturas ósseas pertinentes que permitam monitorar o movimento de cada um dos exercícios a serem analisados. Foram monitorados nos indivíduos 34 pontos anatômicos: acrômios, epicôndilo lateral (cotovelo), processo estilóide da ulna, espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) e pósterosuperior (EIPS), trocânter maior do fêmur, côndilo femoral lateral e maléolo lateral, calcâneo e base 5º metatarso, bilateralmente; quatro pontos na cabeça (dois anteriores e dois posteriores), fixados através de uma fita elástica, e os processos espinhosos das vértebras C7, T2, T4, T6, T8, T10, T12, L2, L4 e S2 (Figura 4). Também foram monitorados mais 2 pontos sobre as laterais do guidão da bicicleta.



Figura 4: Posições dos eletrodos e marcadores reflexivos no participante- porção anterior e posterior.

Inclinação do tronco

Para avaliação da inclinação do tronco foi construído um sistema de referência local (SRL) com base nos dois trocanteres do fêmur e nos dois acrômios. Com base nas recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002), o eixo x do SRL foi posicionado no sentido pósterio-anterior do tronco, o eixo y na direção longitudinal (sentido caudal-cranial) e o eixo z na direção médio-lateral (apontado para a direita) (Figura 5). A inclinação do tronco foi calculada entre o eixo x do SFL e o eixo y do Sistema de Referência Global (SFG) alinhado com a vertical.

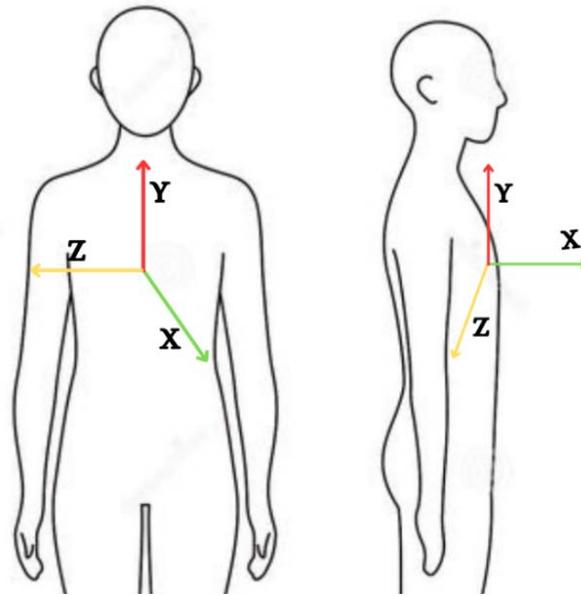


Figura 5: Sistema de Coordenadas Local situado no ponto central do tronco – plano frontal e sagital.

Ângulo da cabeça

Com o intuito de avaliar a posição da cabeça em relação ao tronco, foi construído um sistema de referência local (SRL) na cabeça, com base nos quatro marcadores deste segmento. O eixo x do SRL foi localizado no sentido pósterio-anterior da cabeça, o eixo y na direção longitudinal (sentido caudal-cranial) e o eixo z na direção médio-lateral (apontado para a direita). O ângulo da cabeça foi considerado como o ângulo medido entre o eixo x do SRL da cabeça e o eixo x do SRL do tronco (Figura 6).

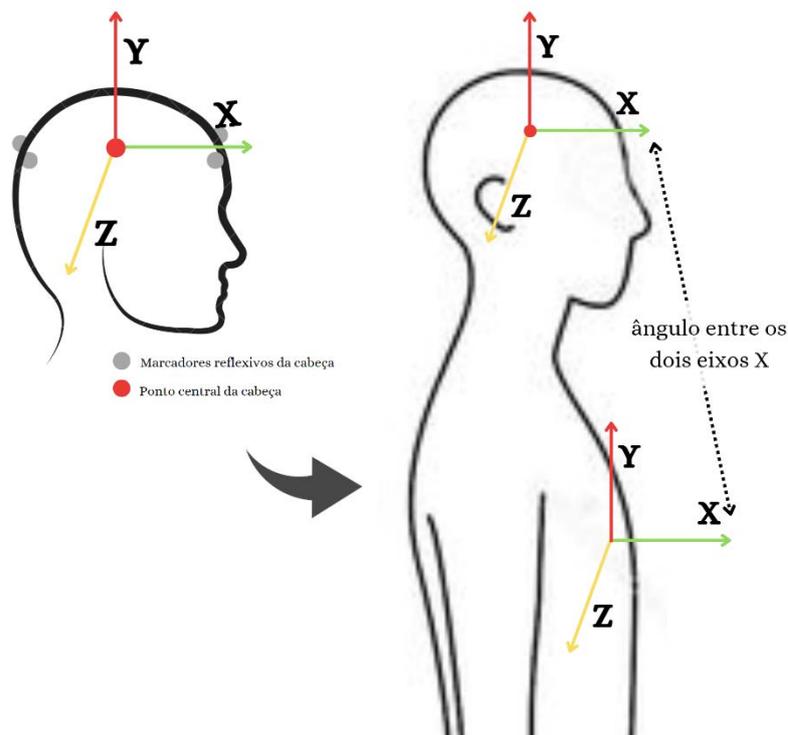


Figura 6: Ângulo da cabeça medido entre o eixo x do SRF da cabeça e o eixo x do SRF do tronco.

Ângulo de flexão do quadril

A avaliação do ângulo de flexão do quadril foi realizada a partir do ângulo entre uma reta unindo os pontos anatômicos do trocânter ao côndilo lateral do fêmur e o eixo Y do SRL do tronco, para cada um dos lados.

Ângulo de flexão do joelho

A avaliação do ângulo de flexão do joelho foi realizada a partir do ângulo entre uma reta que une os pontos do trocânter ao côndilo lateral do fêmur e outra reta que une os pontos da face lateral da tíbia e o maléolo lateral de cada lado.

Todas as variáveis avaliadas durante as situações de pedalada sobre o rolo (na posição tradicional e com o EzzeBike) também foram mensuradas durante a situação de repouso na posição ortostática. Na posição de decúbito dorsal não foram mensuradas variáveis cinemáticas. Partindo do pressuposto que a atividade de pedalada é simétrica, e considerando ainda eventuais diferenças referentes a variações na colocação dos marcados anatômicos, foi feito uma média dos valores angulares entre os lados direito e esquerdo para os ângulos do

quadril e do joelho, sendo estas variáveis expressas por um único valor, sem distinção referente à lateralidade. Os ângulos do quadril e do joelho foram ainda expressos de três formas: o máximo valor encontrado, o mínimo valor encontrado, e a média dos valores durante o período analisado.

5.6 Procedimentos de Análise

Para a filtragem e processamento dos dados, foi utilizado o *software SmartAnalyzer* (BTS *Engineering*). Os sinais de EMG foram filtrados através do filtro passa-banda *Butterworth*, quarta ordem, com frequências de corte entre 20 e 500 Hz. Os sinais de CVMI foram suavizados com janelamento móvel RMS com janelas de 1 segundo. O maior valor de cada CVMI foi utilizado como referência para a normalização. Para representar o valor da atividade eletromiográfica em cada situação (posição tradicional e utilização o Ezzebike) foram calculados os valores RMS da atividade muscular correspondente aos 40 segundos centrais (descartados os 10 segundos iniciais e finais de cada minuto) de cada situação, pelas respectivas CVMIs. Para fins de comparação, também foram quantificados os valores RMS de repouso muscular, obtidos em decúbito dorsal e na posição ortostática.

Os dados de cinemetria foram filtrados com filtro digital *Butterworth* de quarta ordem, passa-baixa, com frequência de corte definida pelo critério de resíduos (WINTER, 2009).

5.7 Análise Estatística

Os resultados foram descritos em termos de média e desvio padrão. A normalidade dos dados foi avaliada utilizando o teste de Shapiro-Wilk e as diferenças nas ativações musculares e dados cinemáticos foram avaliadas através da ANOVA One-Way de medidas repetidas. Para investigar possíveis diferenças entre as situações (pedalando na posição tradicional, pedalando com o EzzeBike, repouso na posição ortostática e repouso em decúbito dorsal), foi utilizado o teste post hoc com correção de Bonferroni. Um nível de significância de 0,05 foi adotado e todos os testes estatísticos foram realizados utilizando o software SPSS, versão 22.

6. RESULTADOS

6.1. Variáveis Cinemáticas

O Ezzebike afetou praticamente todas as variáveis analisadas, com exceção do ângulo do joelho. Pedalando na posição tradicional, o ângulo médio da cabeça foi maior resultando em uma hiperextensão de cervical, o tronco fica mais inclinado à frente, reduzindo de forma significativa também os ângulos do quadril (Tabela 1).

Tabela 1: Valores das variáveis cinemáticas nas situações de repouso ortostático, pedalada na posição tradicional e pedalada com o EzzeBike. Letras (sobrescrito) diferentes indicam diferenças significativas entre situações.

Variável	Situações		
	Repouso na posição ortostática	Pedalando na posição tradicional	Pedalando com o EzzeBike
Ângulo da cabeça [graus]	9,1 ^a (± 5,3)	28,5 ^b (± 6,5)	17,4 ^c (± 6,4)
Inclinação anterior do tronco [graus]	86,3 ^a (± 1,1)	121,9 ^b (± 5,5)	94,0 ^c (± 5,9)
Ângulo médio do quadril [graus]	170,8 ^a (± 3,3)	103,6 ^b (± 4,3)	129,7 ^c (± 5,1)
Ângulo máximo do quadril [graus]	---	113,7 ^a (± 5,8)	140,6 ^b (± 5,8)
Ângulo mínimo do quadril [graus]	---	92,7 ^a (± 7,1)	119,2 ^b (± 7,0)
Ângulo médio do joelho [graus]	4,7 ^a (± 2,3)	68,4 ^b (± 3,8)	69,5 ^b (± 4,5)
Ângulo máximo do joelho [graus]	---	86,0 ^a (± 9,1)	85,4 ^a (± 9,0)
Ângulo mínimo do joelho [graus]	---	51,0 ^a (± 10,0)	52,7 ^a (± 8,5)

*Para a posição ortostática foram apontados apenas os “valores médios” dos ângulos do joelho e quadril, não sendo computados os valores mínimos e máximos.

6.2. Eletromiografia (EMG)

Os valores apresentados correspondem às médias da atividade muscular, expressos em percentual da CVMI, de cada músculo em cada situação, acompanhados do respectivo desvio padrão. A contração muscular demonstrou baixa ativação, com valores abaixo de 10% da CVMI, provavelmente em virtude da baixa intensidade da atividade executada. Observou-se diferença significativa apenas no músculo esplênio durante a comparação entre a pedalada na posição tradicional e com o uso da EzzeBike (Tabela 2).

Tabela 2: Valores da ativação muscular para cada uma das situações analisadas. Letras (sobrescrito) diferentes indicam diferenças significativas entre situações, para um mesmo músculo.

Músculo	Situações			
	Repouso em decúbito dorsal	Repouso na posição ortostática	Pedalando na posição tradicional	Pedalando com o EzzeBike
Esplênio	2,7 ^a (± 0,5)	3,8 ^{a,b} (±1,1)	7,4 ^c (±1,3)	4,8 ^b (±2,0)
Multífido Lombar	2,4 ^a (±1,1)	2,6 ^a (±1,2)	3,4 ^a (±1,5)	3,8 ^a (± 1,4)
Reto Abdominal	2,2 ^a (± 0,5)	2,9 ^a (± 1,1)	5,2 ^b (± 2,3)	5,3 ^b (± 2,2)
Tríceps Braquial	0,9 ^a (± 0,4)	1,5 ^a (± 0,9)	4,9 ^b (± 2,5)	5,2 ^b (± 2,3)
Reto Femoral	1,6 ^a (± 0,5)	1,7 ^a (± 0,5)	6,0 ^b (± 1,3)	6,2 ^b (± 1,6)
Bíceps Femoral	1,8 ^a (± 0,6)	2,6 ^{a,b} (± 1,0)	4,2 ^b (± 2,4)	4,8 ^b (± 3,1)

7. DISCUSSÃO

Dentre os músculos analisados, apenas o esplênio apresentou ativação significativamente maior durante a posição tradicional comparativamente a utilização do EzzeBike. A maior ativação do esplênio na posição tradicional pode ser atribuída à maior inclinação anterior do tronco nesta posição. Assim, para manter a visão na horizontal é necessária uma hiperextensão da cervical, o que demandaria uma maior ativação elétrica do esplênio para sustentação da cabeça (ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005; KOLEHMAINEN; HARMS-RINGDAHL; LANSHAMMART, 1989). A hiperextensão cervical é mencionada no trabalho de Asplund e colaboradores (2005) como uma possível causa de dor no pescoço em ciclistas, que ocorre quando o pescoço é estendido para trás além da sua posição neutra, resultando em uma curvatura excessiva da coluna cervical. Os autores explicam que esta hiperextensão pode ocorrer em ciclistas quando eles adotam uma posição muito inclinada para frente na bicicleta, com a cabeça erguida para enxergar à frente. Essa postura pode causar uma sobrecarga nos músculos do pescoço e levar a dor e desconforto. Nossos resultados confirmam esta posição da cabeça, com um aumento no ângulo da cabeça em torno de 20°, em média, na posição tradicional comparativamente à posição ortostática. Ao utilizar o EzzeBike, foi observada uma redução superior a 10°, em média, na hiperextensão cervical em comparação com a posição tradicional, além de uma maior aproximação da inclinação anterior do tronco com a posição ortostática, resultando em uma postura mais ereta.

Os músculos multífido lombar e reto abdominal são estabilizadores da coluna vertebral (NETTER, F. H., 2014). No protocolo de avaliação utilizado, observou-se que não houve diferença na ativação do multífido entre as posições analisadas, ou seja, tanto em repouso quanto pedalando o nível de ativação do multífido foi o mesmo. Já o reto abdominal, não houve diferença significativa de ativação entre a posição tradicional e a posição com o EzzeBike, mas houve mais ativação muscular nessas posições em comparação com a posição ortostática. Acreditamos que os baixíssimos níveis de ativação do multífido estejam associados à baixa demanda imposta à esta musculatura. Considerando que a pedalada, tanto na posição tradicional quanto utilizando o Ezzebike, foi realizada sobre um rolo, e considerando ainda que os braços são utilizados para auxiliar na estabilidade do tronco, parece que este músculo não é muito exigido mecanicamente. Assim, o uso do Ezzebike não afeta de forma significativa uma atividade que já é bastante reduzida. Talvez se a avaliação

fosse conduzida ao ar livre, com variação na inclinação do terreno ou mesmo variações na regularidade do solo, impondo uma maior instabilidade ao tronco, os resultados fossem diferentes. De forma similar, o reto abdominal também apresentou baixos índices de ativação muscular, embora a ativação tenha sido significativamente maior com o ciclista pedalando. No entanto, não houve diferença significativa entre a ativação muscular nas posições tradicional e com o EzzeBike. Assim como no caso do multífido acreditamos que o nível de instabilidade imposto ao tronco pelo protocolo utilizado não foi suficiente para identificar eventuais diferenças na utilização desta musculatura.

O tríceps braquial não apresentou diferença significativa em sua atividade entre as posições tradicional e com o uso do EzzeBike, sendo que ambas as situações apresentaram maior ativação muscular em comparação com a situação de repouso (Tabela 2). Durante a pedalada tradicional, com o tronco mais inclinado e as mãos apoiadas no guidão, a extensão de cotovelo se faz necessária para a sustentação da posição do tronco. Entretanto, nesta posição a articulação se encontra na posição de congruência articular, o que reduz a necessidade de ativação do tríceps braquial para manutenção da extensão do cotovelo. No presente estudo, o braço apoiado no guidão resultou em uma ativação elétrica do tríceps não tão elevada, porém ainda maior em comparação com a situação de repouso. Já com relação ao uso do EzzeBike, embora haja extensão do cotovelo, esta não é realizada de forma completa, ou seja, fora da posição de congruência articular, o que resulta em uma ativação do tríceps braquial suficiente para a manutenção do acessório. O mesmo raciocínio utilizado para os músculos estabilizadores da coluna se aplica aqui, se o estudo fosse conduzido em um ambiente externo, como em vias públicas, com o terreno desigual, poderia haver maior demanda na ativação do tríceps braquial para estabilizar o cotovelo durante a pedalada, tanto na posição tradicional quanto com a utilização do Ezzebike.

Não foi observada diferença significativa na angulação média do joelho entre a posição tradicional e com EzzeBike (Tabela 1), sugerindo que a inclinação anterior do tronco e a flexão do quadril não afetam o ângulo do joelho durante a pedalada. Vale destacar que não foi realizada análise da angulação máxima e mínima da posição ortostática no quadril e no joelho, devido ao fato de o indivíduo estar em repouso.

Não foi observada diferença significativa na ativação muscular do reto femoral e do bíceps femoral entre a posição tradicional e a posição com o EzzeBike (Tabela 2). Além disso, não houve diferença significativa na ativação do bíceps femoral entre a posição

ortostática e as posições pedalando. Embora a média da ativação muscular não tenha apresentado diferença significativa entre as posições pedalando, a análise individual dos sujeitos revelou variações em seus comportamentos musculares, como ilustrado na Figura 7. É possível perceber, com base nos valores de ativação muscular do sinal eletromiográfico bruto, que para o participante 1 teve um aumento na atividade deste músculo, com atividade menor durante a pedalada na posição tradicional comparativamente à posição com o Ezzebike, enquanto o participante 2, ao contrário, teve uma leve redução. O músculo reto femoral apresentou comportamento semelhante. Ou seja, o uso do Ezzebike parece ter causado alteração na ativação destes músculos, mas esta alteração não ocorreu da mesma forma em todos os participantes.

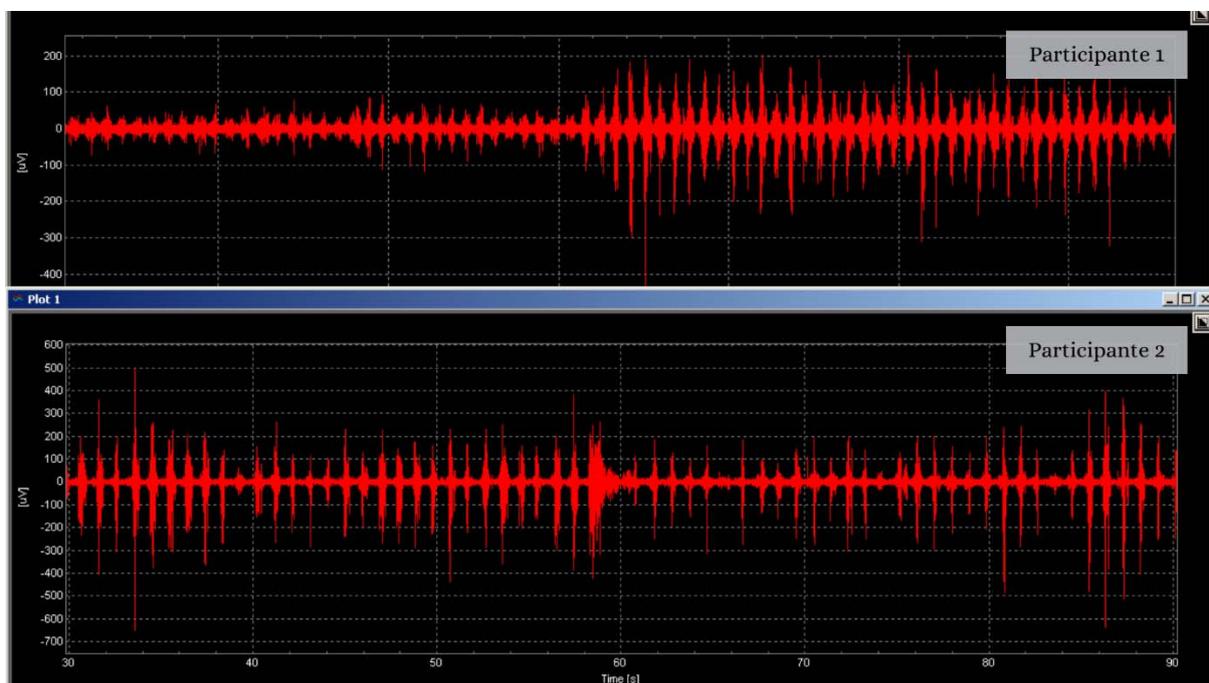


Figura 7: Recorte na ativação do Bíceps Femoral durante a pedalada, ilustrando os 30 segundos finais (30-60s) da pedala tradicional e os 30 segundos iniciais (60-90s) da pedalada com o Ezzebike.

O reto femoral é um músculo que atravessa duas articulações - o quadril e o joelho - e é mais ativo durante a flexão do quadril e extensão do joelho. Em contrapartida, o bíceps femoral é mais ativo durante a extensão do quadril e flexão do joelho (Neumann, 2010). No entanto, a ativação muscular depende não somente do movimento, mas também de outros fatores, tais como a intensidade do esforço muscular, a velocidade do movimento e a posição do corpo. Ademais, a posição do corpo em relação ao espaço também pode influenciar a

ativação muscular. Além disso, a posição do tronco também pode influenciar a ativação muscular durante os movimentos do quadril. Durante a flexão do quadril, o tronco inclinado para frente pode resultar em maior ativação do reto femoral, enquanto o tronco inclinado para trás pode resultar em maior ativação do bíceps femoral (Neumann, 2010). O presente estudo teve como objetivo investigar a ativação muscular durante o ciclismo recreacional enquanto os participantes pedalavam na sua própria bicicleta em carga auto selecionada. A variação individual na ativação muscular do reto femoral e do bíceps femoral pode ter sido influenciada por fatores não controlados, como altura dos participantes e sua respectiva posição relativa na bicicleta. Por exemplo, um participante com baixa estatura, pedalando em uma bicicleta com um quadro “grande”, pode ter sido influenciado de forma diferente que um indivíduo mais alto que estivesse pedalando em uma bicicleta com um quadro do mesmo tamanho.

Dos 11 participantes avaliados, quatro haviam se utilizado do BikeFit, fazendo o ajuste preconizado na bicicleta. Chama a atenção que justamente estes quatro participantes tiveram a ativação do reto femoral diminuída e do bíceps femoral aumentada com o uso do EzzeBike, em oposição ao nível de ativação muscular dos outros participantes. Como o uso do BikeFit não foi controlado, outras variáveis, também não controladas, podem ter influenciado nesta situação, como a altura do indivíduo, ou mesmo a altura do guidão e do banco, que foram mantidas nas posições usuais utilizadas por cada participante. Curiosamente, os participantes que já possuíam ajuste profissional em suas bicicletas, relataram desconforto ao utilizar o EzzeBike, enquanto que os participantes que não possuíam este ajuste prévio na sua bicicleta adaptaram-se bem ao acessório.

Limitações e possíveis melhorias para pesquisas futuras

O presente estudo apresentou algumas limitações que poderiam ser abordadas em pesquisas futuras. Em primeiro lugar, os participantes pedalaram em um ambiente e superfície controlados usando um ciclossimulador (rolo). Se por um lado padronizamos a atividade para todos os participantes, a falta de variações na inclinação do terreno ou mesmo a regularidade da superfície, não corresponde a situações que são enfrentadas quando pedalando em vias públicas, por exemplo. Uma maior demanda de instabilidade poderia acentuar mais as diferenças no uso do acessório, em especial na ativação da musculatura utilizada para estabilização do tronco. Outra limitação observada foi a falta de controle no ajuste da bicicleta à anatomia de cada participante. Caso o uso (ou não) do BikeFit fosse um critério de

elegibilidade, talvez os resultados da ativação muscular tivessem sido mais homogêneos. De forma complementar, alguns dos participantes relataram desconforto no uso do equipamento EzzeBike. Especulamos que isto possa ter ocorrido pelos diferentes tipos (e alturas) de guidão, e de relativa altura de cada participantes. Pedalar em uma posição “desconfortável”, pode ter influenciado na ativação muscular.

8. CONCLUSÃO

Houve mudanças significativas na postura de ciclistas recreativos ao utilizarem o acessório EzzeBike em relação às variáveis analisadas. A utilização do EzzeBike resultou em uma significativa redução da hiperextensão cervical e da inclinação anterior do tronco, aumentando o ângulo do quadril. O ângulo de flexão do joelho não apresentou diferenças significativas com o uso do acessório. Em relação às ativações musculares, o músculo esplênio foi o único afetado pelo EzzeBike, sofrendo uma redução significativa. Os demais músculos do tronco e dos braços não apresentaram diferenças significativas entre as duas situações de pedalada. Perceberam-se diferenças individuais no comportamento do reto femoral e do bíceps femoral entre os participantes, mas não houve uma diferença sistemática nestes músculos quando comparadas as situações de pedalada com e sem o uso do Ezzebike

9. REFERÊNCIAS

AROKOSKI, J. P. et al. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 80, n. 7, p. 842–850, 1999.

ASPLUND, C.; WEBB, C.; BARKDULL, T. Neck and back pain in bicycling. **Current sports medicine reports**, v. 4, n. 5, p. 271–274, 2005.

AYACHI, F. S.; DOREY, J.; GUASTAVINO, C. Identifying factors of bicycle comfort: An online survey with enthusiast cyclists. **Applied ergonomics**, v. 46, p. 124–136, 2015.

BAINO, F. Evaluation of the relationship between the body positioning and the postural comfort of non-professional cyclists: a new approach. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 51, n. 1, p. 59–65, 2011.

BINI, R. Influence of saddle height in 3D knee loads commuter cyclists: A statistical

parametric mapping analysis. **Journal of Sports Sciences**, v. 39, n. 3, p. 275–288, 2021.

BINI, R.; HUME, P. A.; CROFT, J. L. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. **Sports medicine**, v. 41, n. 6, p. 463–476, 2011.

BINI, R. R. Acute effects from changes in saddle height in perceived comfort during cycling. **International Journal of Sports Science & Coaching**, v. 15, n. 3, p. 390–397, 2020.

BINI, R. R.; CARPES, F. P. **Biomechanics of cycling**. [s.l.] Springer, 2014.

BRESSEL, E.; CRONIN, J. Bicycle seat interface pressure: reliability, validity, and influence of hand position and workload. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 6, p. 1325–1331, 2005.

BRESSEL, E.; LARSON, B. J. Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle, and comfort. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 2, p. 327–332, 2003.

BURNETT, A. F. et al. Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects—a pilot investigation. **Manual therapy**, v. 9, n. 4, p. 211–219, 2004.

CALLAGHAN, M. J. Lower body problems and injury in cycling. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 9, n. 3, p. 226–236, 2005.

CLARSEN, B.; KROSSHAUG, T.; BAHR, R. Overuse injuries in professional road cyclists. **The American journal of sports medicine**, v. 38, n. 12, p. 2494–2501, 2010.

CONCEIÇÃO, A. et al. The Effect of Handlebar Height and Bicycle Frame Length on Muscular Activity during Cycling: A Pilot Study. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 19, n. 11, p. 6590, 2022.

DE VEY MESTDAGH, K. Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. **Applied ergonomics**, v. 29, n. 5, p. 325–334, 1998.

DEDIEU, P. et al. Effects of saddle height on muscular pattern and interlimb coordination in cycling. **Citius Altius Fortius–Journal of Physical Education and Sport**, v. 20, n. 1, p. 222–228, 2020.

DELWING, G. et al. **Modelo para quantificação das forças musculares e articulares na coluna cervical durante o ciclismo**. Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica. São

Paulo. **Anais...**2007.

DETTORI, N. J.; NORVELL, D. C. Non-traumatic bicycle injuries. **Sports medicine**, v. 36, n. 1, p. 7–18, 2006.

ENOKA, R. M. As bases neuromecânicas da cinesiologia. Em: **As bases neuromecânicas da cinesiologia**. [s.l: s.n.]. p. 450–450.

ESCAMILLA, R. et al. Patellofemoral Joint Loading During the Performance of the Forward and Side Lunge with Step Height Variations. **International journal of sports physical therapy**, v. 17, n. 2, p. 174, 2022.

ESCAMILLA, R. F. et al. An electromyographic analysis of commercial and common abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 36, n. 2, p. 45–57, 2006.

ESCAMILLA, R. F. et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 40, n. 5, p. 265–276, 2010.

FERRER-ROCA, V. et al. Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 11, p. 3025–3029, 2012.

FIELD, A. Descobrimos a Estatística Usando o SPSS (5a edição). **Porto Alegre: Penso**, 2020.

FONDA, B.; SARABON, N.; LI, F.-X. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. **Journal of sports sciences**, v. 32, n. 10, p. 940–946, 2014.

GRENIER, S. G.; MCGILL, S. M. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 88, n. 1, p. 54–62, 2007.

HAMLEY, E. J.; THOMAS, V. Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. **The Journal of physiology**, v. 191, n. 2, p. 55P-56P, 1967.

HOLLIDAY, W. et al. Cycling: Joint kinematics and muscle activity during differing intensities. **Sports biomechanics**, p. 1–15, 2019.

JENSEN, R. L. Power output, muscle activity, and frontal area of a cyclist in different cycling positions. 2007.

JENSEN, S. U. How to obtain a healthy journey to school. **Transportation research part A: policy and practice**, v. 42, n. 3, p. 475–486, 2008.

JORGE, M.; HULL, M. L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. **Journal of biomechanics**, v. 19, n. 9, p. 683–694, 1986.

KOLEHMAINEN, I.; HARMS-RINGDAHL, K.; LANSHAMMART, H. Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions. **Clinical Biomechanics**, v. 4, n. 2, p. 105–110, 1989.

LIMA, C. S.; PINTO, R. S. **Cinesiologia e musculação**. [s.l.] ArtmedEditora, 2009.

LOWE, B. D.; SCHRADER, S. M.; BREITENSTEIN, M. J. Effect of bicycle saddle designs on the pressure to the perineum of the bicyclist. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 36, n. 6, p. 1055–1062, 2004.

MENEZES, C. M. et al. Estudo comparativo do trofismo do multífido na artrodese lombar aberta versus minimamente invasiva. **Coluna/Columna**, v. 11, p. 35–38, 2012.

NETTER, F. H. Atlas de anatomia humana (6ª edição). **Elsevier**, 2014.

NEUMANN, D. A. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 82–94, 2010.

PATTON, K. T.; THIBODEAU, G. A. **Mosby's handbook of anatomy & physiology**. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2013.

PEVELER, W. W. Effects of saddle height on economy in cycling. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 22, n. 4, p. 1355–1359, 2008.

PEVELER, W. W. et al. A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 11, p. 3004–3009, 2012.

PRIEGO QUESADA, J. I. et al. Effect of bike-fit in the perception of comfort, fatigue and pain. **Journal of sports sciences**, v. 35, n. 14, p. 1459–1465, 2017.

RUBY, P. et al. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 10, p. 1195–1207, 1992.

SALAI, M. et al. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. **British journal of sports medicine**, v. 33, n. 6, p. 398–400, 1999.

SHEEL, A. W. et al. Comparison of aero-bars versus traditional cycling postures on physiological parameters during submaximal cycling. **Canadian journal of applied physiology**, v. 21, n. 1, p. 16–22, 1996.

SIMÃO, R. Fundamentos fisiológicos para o treinamento de força e potência. **São Paulo: Phorte**, 2003.

SINGLETON, P. A. Walking (and cycling) to well-being: Modal and other determinants of subjective well-being during the commute. **Travel behaviour and society**, v. 16, p. 249–261, 2019.

SRINIVASAN, J.; BALASUBRAMANIAN, V. Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—An sEMG study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 11, n. 3, p. 260–266, 2007.

SWANTON, A.; SHAFAT, A.; ANDERSON, R. **BIOMECHANICAL & PHYSIOLOGICAL CHARACTERISATION OF FOUR CYCLING POSITIONS**. ISBS-Conference Proceedings Archive. **Anais...**2006.

SWART, J.; HOLLIDAY, W. Cycling biomechanics optimization—the (r) evolution of bicycle fitting. **Current sports medicine reports**, v. 18, n. 12, p. 490–496, 2019.

VILLAVICENCIO, A. T. et al. Back and neck pain in triathletes. **Neurosurgical focus**, v. 21, n. 4, p. 1–7, 2006.

VISENTINI, P. J.; MCDOWELL, A. H.; PIZZARI, T. Factors associated with overuse injury in cyclists: A systematic review. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 25, n. 5, p. 391–398, 2022.

WADSWORTH, D. J.; WEINRAUCH, P. The role of a bike fit in cyclists with hip pain. A clinical commentary. **International journal of sports physical therapy**, v. 14, n. 3, p. 468, 2019.

WEISS, B. D. Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists. **The American journal of sports medicine**, v. 13, n. 3, p. 187–192, 1985.

WILBER, C. A. et al. An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. **International journal of sports medicine**, v. 16, n. 03, p. 201–206, 1995.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2009.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002.