

FELIPE CRUVINEL COSTA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO OMBRO E
ESCAPULARES EM ATLETAS OVERHEAD: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA**

UBERABA

2023

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

Felipe Cruvinel Costa

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO OMBRO E
ESCAPULARES EM ATLETAS OVERHEAD: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA**

Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-graduação em Educação Física, área de concentração “Educação Física, Esporte e Saúde” (Linha de Pesquisa: Comportamento Motor e Análise do Movimento Humano), da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para obtenção do título de mestre.

Orientadora: Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes

UBERABA

2023

Catálogo na fonte:

Biblioteca da Universidade Federal do Triângulo Mineiro

C773a Costa, Felipe Cruvinel
Análise eletromiográfica dos músculos do ombro e escapulares em atletas overhead: uma revisão sistemática / Felipe Cruvinel Costa. -- 2023.
65 p. : il., tab.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) -- Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Uberaba, MG, 2023
Orientadora: Profa. Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes

1. Ombros. 2. Força muscular. 3. Eletromiografia. 4. Fisioterapia. I. Fernandes, Luciane Fernanda Rodrigues Martinho. II. Universidade Federal do Triângulo Mineiro. III. Título.

CDU 617.571

Felipe Cruvinel Costa

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO OMBRO E ESCAPULARES EM ATLETAS OVERHEAD: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-graduação em Educação Física, área de concentração “Educação Física, Esporte e Saúde” (Linha de Pesquisa: Comportamento Motor e Análise do Movimento Humano), da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para obtenção do título de mestre.

11 de agosto de 2023

Banca examinadora:

Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes – orientadora
Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM)

Dr. Carlos Marcelo Pastre
Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Ciências
e Tecnologia de Presidente Prudente (FCT/UNESP)

Dra. Denise Martinelli Rossi
Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM)

RESUMO

A grande exigência de altos níveis de aceleração e força dos membros superiores nos esportes overhead contribui para a ocorrência de lesões no complexo do ombro. Nessa atividade esportiva, é necessário manter uma grande amplitude movimento (ADM), força e equilíbrio dinâmico do ombro para executar os movimentos de forma eficaz e segura. Devido a essa exigência dinâmica do ombro dos atletas de overhead, poderia haver diferenças na metodologia de análise e na resposta da atividade eletromiográfica dos músculos escapulotorácicos desses atletas? Portanto o objetivo do estudo foi revisar sistematicamente as evidências sobre a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos do ombro e cintura escapular em atletas overhead. Dois pesquisadores realizaram a revisão de forma independente, examinando os estudos para determinar se atendiam aos critérios de elegibilidade. A busca pelos estudos foi realizada em várias bases de dados, incluindo PubMed/MEDLINE, Embase, Scielo, CINAHL, SPORTDiscus e Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL). Inicialmente, foram identificados 1.953 artigos. Após a remoção de duplicatas e a triagem do título/resumo, foram analisados 53 artigos completos que atenderam aos critérios de inclusão. No entanto, 9 desses artigos não estavam disponíveis na íntegra, resultando em uma leitura completa de 44 artigos pelos avaliadores. Após a análise completa, 35 artigos foram considerados elegíveis para a revisão. Com base nos estudos analisados, concluiu-se que o tipo de contração muscular mais comumente utilizado na avaliação foi a contração isotônica. A eletromiografia de superfície foi o método mais utilizado para avaliar a atividade muscular. Quanto às posições e tarefas do braço, a flexão e extensão do ombro foram as mais frequentemente utilizadas para avaliar a ativação muscular. Isso se deve, em grande parte, ao fato de a natação ser o esporte mais avaliado nos estudos revisados.

Palavras-chaves: overhead; eletromiografia; ombro; fisioterapia.

ABSTRACT

The high demand for high levels of acceleration and force in the upper limbs in overhead sports contributes to shoulder complex injuries. In this sport activity, it is necessary to maintain a wide range of motion (ROM), strength, and dynamic shoulder balance to perform movements effectively and safely. Due to the dynamic shoulder requirement of overhead athletes, could there be differences in the analysis methodology and electromyographic (EMG) response of the scapulothoracic muscles in these athletes? Therefore, the aim of this study was to systematically review the evidence on electromyographic activity of the shoulder and scapular muscles in overhead athletes. Two researchers independently conducted the review, examining the studies to determine if they met the eligibility criteria. The search for studies was conducted in several databases, including PubMed/MEDLINE, Embase, Scielo, CINAHL, SPORTDiscus, and the Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL). Initially, 1,953 articles were identified. After removing duplicates and screening the title/abstract, 53 full-text articles that met the inclusion criteria were analyzed. However, 9 of these articles were not available in full, resulting in a complete reading of 44 articles by the reviewers. After the comprehensive analysis, 35 articles were considered eligible for the review. Based on the analyzed studies, it was concluded that the most commonly used type of muscle contraction is isotonic contraction. Surface electromyography was the most used method to evaluate muscle activity. Regarding arm positions and tasks, shoulder flexion and extension were most frequently used to assess muscle activation. This is largely due to swimming being the most evaluated sport in the reviewed studies.

Keywords: overhead; electromyography; shoulder; physiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

Figura

1- Fluxograma descrevendo seleção dos artigos.....	20
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela

1-	Palavras chaves para busca	18
2-	Escores da escala de avaliação EMG	23
3-	Tabela de evidências dos estudos incluídos	26
4-	Esportes avaliados	47
5-	Músculos avaliados.....	49
6-	Tipo de contração muscular, eletrodo utilizado, tarefa realizada e movimento realizado.....	52
7-	Avaliação da qualidade metodológica baseada no Joanna Briggs Institute (JBI).....	56
8-	Avaliação da qualidade metodológica baseada no Joanna Briggs Institute (JBI)	59

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	9
1.2 OBJETIVOS	10
1.2.1 Objetivo geral	10
1.2.2 Objetivos específicos	10
2. REFERENCIAL TEÓRICO	11
2.1 ATLETA OVERHEAD	11
2.2 ELETROMIOGRAFIA	12
3. MÉTODOS	15
3.1 PROTOCOLO E REGISTRO	15
3.1 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE	15
3.2 ESTRATÉGIA DE PESQUISA	15
3.3 PARTICIPANTES	16
3.4 DESFECHOS	16
3.6 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DO ESTUDO	16
3.6 ANÁLISE DOS DADOS	17
4. RESULTADOS	19
4.1 SELEÇÃO DE ESTUDOS	19
4.2 CARACTERÍSTICAS DOS ESTUDOS	21
4.3 RISCO DE VIÉS ENTRE OS ESTUDOS	55
5. DISCUSSÃO	59
6. CONCLUSÕES	61
7. REFERÊNCIAS	62

1. INTRODUÇÃO

Este estudo foi desenvolvido com o Grupo de Estudo e Pesquisa em Reabilitação da Mão e do Membro Superior, da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (GEPMão/UFTM) e as coletas foram realizadas por dois alunos do Programa de Pós Graduação em Educação Física da Universidade Federal do Triângulo Mineiro.

O atleta overhead é aquele que realiza um movimento acima da cabeça, sendo considerado o movimento mais rápido nos esportes (DUGAS; MATHIS, 2016). Vários movimentos overhead, ou seja, realizados acima da cabeça, como por exemplo arremesso, saque e spiking exigem uma fase desaceleração intensa que gera um impacto das estruturas posteriores do ombro, como a cápsula glenoumeral posterior e inferior (BURKHART; MORGAN; BEN KIBLER, 2003) . Para que ocorra o movimento de desaceleração da rotação interna do ombro, os músculos infraespinhal, redondo menor e maior, deltoide posterior e grande dorsal precisam ser ativados (ESCAMILLA; ANDREWS, 2009)

A grande exigência de altos níveis de aceleração e força nos membros superiores nos esportes overhead contribui para ocorrer lesões no ombro (CHALMERS et al., 2017). Cerca de 75% dos nadadores já tiveram dor no ombro ao longo de sua carreira atlética (MATZKIN; SUSLAVICH; WES, 2016), no vôlei é a terceira queixa de dor em jogadores profissionais por uso excessivo (BAHR; REESER, 2003). Portanto é importante que os atletas mantenham uma amplitude de movimento (ADM), força e equilíbrio dinâmico do ombro para uma execução do movimento mais eficaz e segura (SHANLEY et al., 2015).

A eletromiografia de superfície (EMGs) é uma ferramenta confiável para os pesquisadores avaliarem os complexos padrões de ativação dos músculos, durante diferentes movimentos. Entretanto a validade da EMG de superfície em comparação à eletromiografia de agulha pode ser alterada devido a presença de crosstalk (JOHNSON; HALAKI; GINN, 2011) devido ao deslocamento geométrico, na hora da execução de algum movimento (HACKETT et al., 2014) comum nos eletrodos de superfície.

A eletromiografia de superfície vem sendo usada a bastante tempo como um método de análise da função muscular, e a cada ano vem evoluindo mais. Os fisioterapeutas são os que mais usam essa técnica afim de avaliar a atividade

muscular. Sendo que a EMG pode ser usada em atividades específicas como: avaliação da função muscular durante ou como resultado de algum exercício; fornecer “biofeedback” para pacientes; avaliar a marcha; determinar questões relacionadas da fadiga e outros.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Revisar sistematicamente as evidências sobre a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos do ombro e cintura escapular em atletas overhead.

1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos da revisão foram: a) identificar quais os músculos mais avaliados nas avaliações eletromiográficas b) identificar qual tipo de contração muscular mais comumente utilizado nas avaliações eletromiográficas de atletas overhead, c) identificar os procedimentos técnicos utilizados na avaliação eletromiográfica dos músculos do ombro e da escápula, e d) verificar as posições e/ou tarefas do membro superior mais frequentemente utilizadas para avaliar a ativação dos músculos ombro e/ou da musculatura escapular nos atletas overhead.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 ATLETA OVERHEAD

A ação de lançar acima da cabeça é realizada por meio de uma sequência coordenada de movimentos e cadeias cinéticas específicas para a tarefa de gerar força. Essas cadeias cinéticas abrangem todas as partes do corpo, permitindo a soma, regulação e transferência das forças e movimentos ao longo dos segmentos, resultando no lançamento ou rebatida da bola. O termo "cadeia cinética" é utilizado para descrever essa interconexão mecânica. Essas definições e terminologia proporcionam um conceito unificador para compreender a mecânica geral.

Uma cadeia cinética eficiente no contexto atlético é caracterizada por três elementos principais: (1) anatomia otimizada em todos os segmentos corporais; (2) fisiologia otimizada, incluindo flexibilidade muscular, força e padrões motores específicos e eficientes para ativar os músculos; e (3) mecânica otimizada, que consiste na geração sequencial de forças distribuídas de maneira adequada nos movimentos, resultando na função atlética desejada (KIBLER; WILKES; SCIASCIA, 2013)

No caso do lançamento acima da cabeça, são executados movimentos coordenados, frequentemente próximos aos limites fisiológicos. No beisebol, o lançamento é uma das atividades acima da cabeça mais bem estudadas e foi dividido em seis fases distintas: preparação, passo, preparação, aceleração, desaceleração e acompanhamento. O objetivo é realizar uma transição suave entre as fases, mantendo a máxima quantidade de energia cinética até a bola ser lançada. Lesões no ombro podem ocorrer em várias fases do lançamento, mas as fases de preparação e aceleração são as mais frequentemente envolvidas, devido à excessiva abdução e rotação externa da articulação glenoumeral. Repetidamente posicionar o ombro dessa maneira pode enfraquecer as estruturas capsulares anteriores e, ao longo do tempo, levar à contração das estruturas capsulares posteriores e do manguito rotador (TOMANEK; LANZ, 2021)

A velocidade incomparável alcançada pelos lançadores acima da cabeça submete o ombro a forças extremas, resultando em adaptações e patologias que podem ser identificadas em exames de imagem. Embora o beisebol seja

amplamente estudado como o arquétipo da atividade repetitiva acima da cabeça, movimentos e lesões semelhantes também foram observados em esportes como tênis, vôlei, dardo e futebol americano.

O ombro é a região do corpo mais frequentemente lesionada em lançadores (representando 31% de todas as lesões), seguido de perto pelo cotovelo (26%). Essa tendência também é observada em níveis escolares, onde o ombro é o local mais comum de lesões em todas as posições, especialmente entre os lançadores (LIN; WONG; KAZAM, 2018),

2.2 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia (EMG) é uma representação coletiva do sinal elétrico gerado pelos músculos, controlado pelo sistema nervoso e produzido durante a contração muscular. Esse sinal reflete as características anatômicas e fisiológicas dos músculos, sendo composto por duas formas: EMG de superfície e EMG intramuscular. A captação dos sinais de EMG é realizada por meio de eletrodos não invasivos para EMG de superfície e eletrodos invasivos para EMG intramuscular. Atualmente, os sinais obtidos por meio da EMG de superfície são preferencialmente utilizados para obter informações sobre a ativação superficial do músculo em relação ao tempo e à intensidade. Esses sinais eletrofisiológicos são considerados extremamente úteis tanto no campo médico quanto na engenharia.

O registro dos sinais de EMG fornece um método fundamental para compreender os comportamentos do corpo humano em condições normais e patológicas. No entanto, durante a aquisição do sinal de EMG de um músculo, diversos tipos de ruídos o contaminam, o que torna a análise e classificação dos sinais de EMG desafiadoras. Esse desafio é particularmente complexo quando ocorre o movimento EMG.

Os sinais de EMG têm sido empregados na geração de comandos para o controle de dispositivos em aplicações de reabilitação, como próteses robóticas, bem como em interfaces genéricas homem-máquina para a área de Interface Computador-Humano (HCI). Além disso, esses sinais encontram aplicação em diversas áreas clínicas e industriais. Para processar e classificar os sinais de EMG, utiliza-se a técnica de Controle Eletromiográfico. Os sistemas de controle baseados na classificação dos sinais de EMG são comumente conhecidos como

Sistemas de Controle Mioelétrico (MCSs), e suas principais aplicações potenciais são as próteses superiores alimentadas e as cadeiras de rodas elétricas. No entanto, para utilizar essas aplicações de forma eficaz, é necessário adquirir o sinal de EMG de forma precisa. Durante a aquisição do sinal de EMG, é comum receber diversos ruídos de fundo, causados pela presença de equipamentos eletrônicos e fatores fisiológicos. (CHOWDHURY et al., 2013)

A técnica de eletromiografia com agulha (EMG) consiste em registrar e analisar os sinais elétricos provenientes das fibras musculares individuais das unidades motoras, tanto em repouso quanto durante a contração voluntária. Isso é realizado inserindo-se um eletrodo de agulha no músculo para capturar os sinais. Durante a EMG com agulha, várias variáveis influenciam as características dos sinais registrados.

Esses fatores incluem aspectos técnicos, como o tipo de eletrodo de agulha utilizado, as configurações do amplificador e dos filtros, além das características do músculo examinado, a idade do paciente e a posição do eletrodo de agulha em relação à zona da placa terminal. Além disso, habilidades técnicas, como o movimento preciso da agulha, a capacidade de isolar os potenciais individuais e técnicas para reduzir o desconforto do paciente, também desempenham um papel crucial na obtenção de sinais de alta qualidade durante o procedimento de registro da EMG com agulha (RUBIN, 2019).

No passado, a técnica conhecida como eletromiografia de superfície (sEMG) tem sido empregada para investigar as respostas neuromusculares em uma variedade de atividades realizadas por pessoas saudáveis, bem como para identificar possíveis alterações decorrentes de condições patológicas ou durante processos de reabilitação. O sinal capturado pela sEMG superficial reflete as particularidades do funcionamento dos músculos e fornece insights sobre suas atividades. A análise minuciosa desse sinal pode prover aos profissionais da saúde informações de diagnóstico relevantes, auxiliando na definição de um plano de tratamento adequado para casos de disfunção muscular (PAPAGIANNIS et al., 2019).

Antes de realizar a avaliação eletromiográfica é necessário levar algumas considerações, como o objetivo do estudo, cabeamento ou telemetria e tipo de eletrodos. Primeiramente em relação ao objetivo do estudo, ela irá determinar qual tipo de eletrodos irá ser usado, podendo ser os eletrodos de superfície ou

eletrodos internos. A segunda consideração que é de usar cabeamento ou telemetria, vai depender muito também de como será o estudo, porque dependendo do movimento que o paciente for fazer seria mais ideal usar uma telemetria, sendo que as informações EMG são enviadas por sinal através do ar para um receptor pequeno, ficando livre para executar tal movimento, mas a desvantagem é que o custo é mais caro. (SODERBERG; KNUTSON, 2000)

3. MÉTODOS

3.1 PROTOCOLO E REGISTRO

A revisão sistemática foi realizada segundo as recomendações PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-analysis) (MOHER et al., 2009). O protocolo de revisão está registrado no Prospective Register of Systematic Reviews (PROSPERO) sob o número CRD 42022347497.

3.2 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

Em relação aos participantes foram incluídos atletas de overhead de beisebol/softball, jogadores de futebol americano/running backs, jogadores de basquete, jogadores de vôlei, goleiros de futebol, nadadores, jogadores de tênis, jogadores de lacrosse, arremessos de peso e saltos com vara e outros, independente do sexo, idade, tempo de prática, estatura, massa corporal, sem dor no ombro e que foram submetidos a uma análise eletromiográfica dos músculos do ombro e cintura escapular. Apenas estudos publicados em inglês foram avaliados, e nenhuma data de publicação ou restrições de status foram impostas.

3.3 ESTRATÉGIA DE PESQUISA

Os estudos foram identificados por meio de pesquisa nas seguintes bases de dados: PubMed/MEDLINE, Embase, Scielo, CINAHL, SPORTDiscus e Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL) até o mês de fevereiro do ano de 2023.

A estratégia de busca e definição das palavras chaves foi realizada por 3 pesquisadores (FC, BA e LF) e estão apresentadas na Tabela 1. O desfecho de interesse neste estudo foram os parâmetros de padrão de ativação dos músculos do ombro e cintura escapular obtidos pela eletromiografia. Para garantir que todos os estudos relevantes foram considerados, como aqueles em que a EMG não aparece no título ou no resumo, esta será uma revisão de escopo aberto.

Dois pesquisadores independentemente (FC e BA) examinaram os estudos para determinar se eles atendiam aos critérios de elegibilidade. Em caso de discordância entre os dois pesquisadores, um terceiro pesquisador (LF) foi consultado para obtenção de consenso. Apenas os estudos que atenderam a

todos os critérios de elegibilidade foram considerados para revisão. As duplicatas foram removidas.

Durante a coleta dos dados alguns cuidados foram tomados pelos dois pesquisadores: usar as mesmas palavras-chave; os computadores foram conectados na mesma rede; a busca de dados aconteceu ao mesmo tempo; e não houve nenhuma comunicação entre os pesquisadores durante a coleta.

3.3 PARTICIPANTES

Os sujeitos foram atletas overhead que realizaram uma análise eletromiográfica dos músculos do ombro e cintura escapular, durante uma tarefa do membro superior. Em cada estudo foram coletados: quais músculos avaliados, tipo de contração muscular da tarefa (isométrica ou isotônica), tipo de eletrodos usados, tarefa realizada e movimentos do ombro e cintura escapular.

3.4. DESCFECHOS

A atividade eletromiográfica foi o resultado primordial desta revisão sistemática. Foram examinadas e extraídos diversas variáveis, tais como os músculos mais avaliados em atletas, os esportes mais frequentemente avaliados, o tipo de contração utilizado nas avaliações eletromiográficas, os tipos de eletrodos empregados, as tarefas executadas nas avaliações e os movimentos avaliados.

3.5 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DO ESTUDO

A qualidade metodológica dos estudos foi avaliada de acordo com a tabela realizada pelo grupo de estudos do Joanna Briggs Institute (JBI), tanto para estudos coorte (Tabela 7) para transversais (Tabela 8). Dois pesquisadores independentemente (FC e BA) analisaram os estudos usando a tabela do Joanna Briggs Institute (JBI). Cada domínio específico foi discutido abertamente para chegar a um consenso. Após uma concordância entre os avaliadores foi calculada os escores finais.

A avaliação da qualidade metodológica dos procedimentos de eletromiografia foi avaliada pela escala de avaliação crítica para relato de EMG (DE OLIVEIRA *et al.*, 2017) (TABELA 2). Esta escala é composta por 13 itens

relacionados a eletrodos, amplificação, filtragem, retificação, amostragem em computadores, normalização, crosstalk EMG.

3.6 ANÁLISE DOS DADOS

Uma síntese narrativa foi criada descrevendo os achados em cada estudo.

Tabela 1: Palavras chaves para busca

<p>"Electromyography" OR "Electromyographies" OR "Surface Electromyography" OR "Electromyographies, Surface" OR "Electromyography, Surface" OR "Surface Electromyographies" OR "Electromyogram" OR "Electromyograms" OR "EMG" OR "EMG activation" OR "electromyographic activity" OR "electromyographic"</p>	<p>AND</p>	<p>"Overhead practice" OR "overhead activities" OR "Overhead sports practice" OR "overhead athlete" OR "overhead athletes" OR "overhead athlete shoulder" OR "Recreational Overhead Athletes" OR "Baseball players" OR "softball players" OR "football running backs" OR "football quarter" OR "basketball players" OR "volleyball players" OR "soccer goalkeepers" OR "swimmers" OR "tennis players" OR "lacrosse players" OR "shotput" OR "pole- vaulters"</p>
---	------------	---

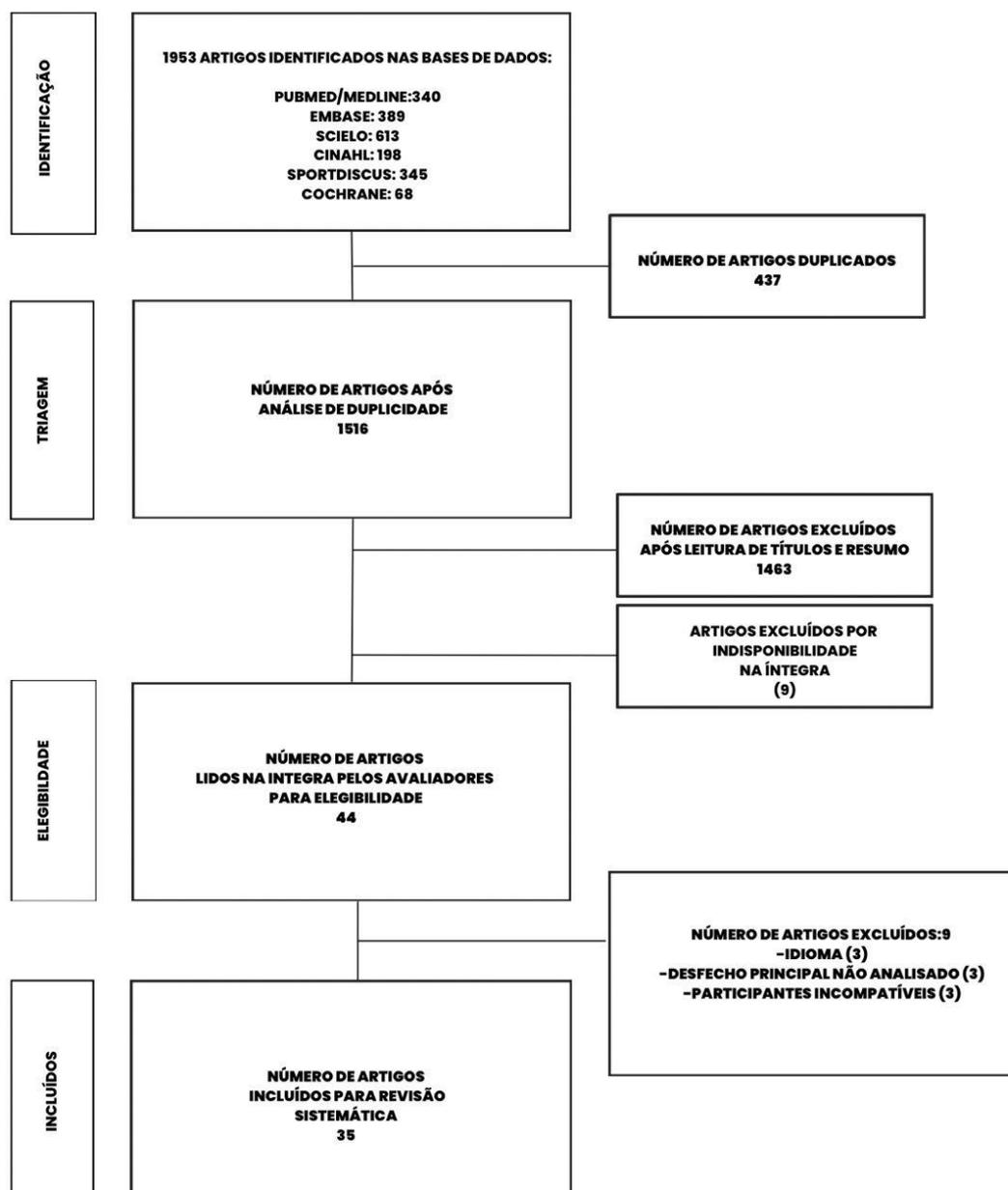
Fonte: elaborado pelos autores, 2023

4. RESULTADOS

4.1. SELEÇÃO DE ESTUDOS

Mil novecentos e cinquenta e três artigos foram selecionados. Após a remoção de duplicatas, triagem do título/resumo e análise do texto completo, 53 artigos atenderam os critérios de inclusão, mas 9 estavam indisponíveis na íntegra, sendo assim somente 44 artigos foram lidos na íntegra pelos avaliadores para elegibilidade, e após análise do texto completo, 35 artigos atenderam os critérios de inclusão (Figura 1). Os resumos dos artigos incluídos estão disponíveis na tabela 3.

Figura 1: Fluxograma descrevendo seleção dos artigos



Fonte: elaborado pelos autores, 2023

4.2 CARACTERÍSTICAS DOS ESTUDOS

As variáveis dos resultados abordados nos estudos foram qual esporte o atleta praticava (Tabela 4), músculos do ombro e cintura escapular avaliados (Tabela 5), tipo de contração muscular, eletrodo utilizado, tarefa realizada na avaliação, movimento realizado na avaliação (Tabela 8).

Com base nos estudos mencionados, foi observado que a natação foi o esporte mais avaliado, sendo mencionado em 20 estudos, seguido pelo tênis em 10 estudos. Entre os músculos mais analisados, destacam-se o peitoral maior em 19 estudos, seguido pelo trapézio superior em 15 estudos e o grande dorsal em 14 estudos. O movimento mais avaliado foi a flexão e extensão do ombro, presente em 18 estudos.

No que diz respeito aos métodos utilizados, 29 estudos utilizaram eletrodos de superfície para avaliação eletromiográfica (AOYAMA; AE; KOHNO, 2022; CHAINOK *et al.*, 2022; CHOW *et al.*, 1999, 2007; DE MEY *et al.*, 2013; FIGUEIREDO, P *et al.*, 2013; FIGUEIREDO, Pedro *et al.*, 2013; GANTER *et al.*, 2007; GARCIA-MASSO; COLADO, 2010; HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016; HERMANN, 1960; IKUTA *et al.*, 2012; JOSHI *et al.*, 2011; JULIENNE *et al.*, 2007; JULIENNE; GAUTHIER; DAVENNE, 2012; KHAL *et al.*, 2020; KING *et al.*, 2022; KLICH *et al.*, 2021; LAJTAI *et al.*, 2012; MARTENS *et al.*, 2015, 2016; OLIVER; WEIMAR; HENNING, 2016; OLSTAD *et al.*, 2017; OLSTAD *et al.*, 2017; ROUARD *et al.*, 1997; SERENZA *et al.*, 2018; STIRN *et al.*, 2011, 2013; VANECKOVA; KABESOVA, 2022), enquanto três estudos utilizaram eletrodos intramusculares através da técnica da agulha única de Basmajian (PINK, M *et al.*, 1991; RUWE *et al.*, 1994; RYU *et al.*, 1988). Um estudo combinou eletrodos de superfície e eletrodos de inserção introduzidos através de uma agulha hipodérmica (KIBLER *et al.*, 2007), outro estudo utilizou eletrodos de superfície e eletrodos em gancho de fio fino intramusculares (GILLET *et al.*, 2019), e outro usaram eletrodos de superfície e EMG interno (ORTEGA-CEBRIÁN *et al.*, 2019).

Em relação ao tipo de contração, a contração isotônica foi realizada em trinta e um estudos (AOYAMA; AE; KOHNO, 2022; CHAINOK *et al.*, 2022; CHOW *et al.*, 1999, 2007; DE MEY *et al.*, 2013; FIGUEIREDO, P *et al.*, 2013; FIGUEIREDO, Pedro *et al.*, 2013; GANTER *et al.*, 2007; GILLET *et al.*, 2019; HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016; HERMANN, 1960; IKUTA *et al.*, 2012; JULIENNE *et al.*, 2007; JULIENNE; GAUTHIER; DAVENNE, 2012; KHAL *et al.*,

2020; KIBLER *et al.*, 2007; KING *et al.*, 2022; KLICH *et al.*, 2021; LAJTAI *et al.*, 2012; MARTENS *et al.*, 2015, 2016; OLIVER; WEIMAR; HENNING, 2016; OLSTAD *et al.*, 2017; OLSTAD *et al.*, 2017; ORTEGA-CEBRIÁN *et al.*, 2019; PINK, M *et al.*, 1991; ROUARD *et al.*, 1997; RYU *et al.*, 1988; SERENZA *et al.*, 2018; STIRN *et al.*, 2011; VANECKOVA; KABESOVA, 2022), a contração isométrica em três estudos (GARCIA-MASSO; COLADO, 2010; JOSHI *et al.*, 2011; RUWE *et al.*, 1994), e um estudo avaliou ambas as contrações (STIRN *et al.*, 2013).

Tabela 2: Escores da escala de avaliação EMG

Estudos	Tipos de eletrodos	Técnicas gerais sobre eletrodos	Procedimento de amplificação	Processamento de ruído	Passagem de banda e tipos de filtros	Frequência de acordo com os padrões ISEK	Retificação de ondas	Processamento EMG	Teorema de Nyquist	Placa A/D	Preliminares para obtenção do MVC?	Detalhes contração	Diafonia EMG	Total (0 a 26)	Pontuação final
(AOYAMA; AE; KOHNO, 2022)	S	S	N	N	S	P	S	P	N	N	N	N	N	10	0,38
(CHAINOK <i>et al.</i> , 2022)	S	S	S	P	S	P	S	S	S	S	S	P	N	21	0,80
(CHOW <i>et al.</i> , 1999)	S	P	S	S	S	S	S	S	N	S	P	P	P	20	0,76
(CHOW <i>et al.</i> , 2007)	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	N	P	P	20	0,76
(DE MEY <i>et al.</i> , 2013)	S	S	S	S	N	N	N	S	S	S	N	P	N	15	0,57
(FIGUEIREDO, P <i>et al.</i> , 2013)	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	P	P	P	21	0,80
(FIGUEIREDO, Pedro <i>et al.</i> , 2013)	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	P	P	P	21	0,80
(GANTER <i>et al.</i> , 2007)	S	S	N	N	S	S	N	P	S	N	N	P	N	12	0,46
(GARCIA-MASSO; COLADO, 2010)	S	S	S	N	N	N	N	S	S	P	N	P	N	12	0,46
(GILLET <i>et al.</i> , 2019)	S	P	P	N	S	P	N	P	N	N	P	P	N	10	0,38
(HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016)	S	S	P	S	P	N	S	N	N	N	P	P	P	13	0,5
(HERMANN, 1960)	P	P	P	N	N	N	N	P	N	N	N	N	N	4	0,15
(IKUTA <i>et al.</i> , 2012)	S	S	S	S	S	P	S	S	S	S	N	P	P	21	0,80
(JOSHI <i>et al.</i> , 2011)	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S	N	P	N	19	0,73
(JULIENNE <i>et al.</i> , 2007)	S	S	S	S	S	P	N	P	N	N	S	P	N	15	0,57
(JULIENNE; GAUTHIER; DAVENNE, 2012)	S	S	S	S	N	N	N	S	N	N	N	P	N	11	0,42

(KHAL <i>et al.</i> , 2020)	S	S	P	S	P	P	N	S	N	N	N	P	S	14	0,53
(KIBLER <i>et al.</i> , 2007)	S	S	P	N	N	N	N	P	N	S	N	P	P	10	0,38
(KING <i>et al.</i> , 2022)	S	P	N	N	S	S	S	S	N	N	S	P	P	15	0,57
(KLICH <i>et al.</i> , 2021)	S	S	P	P	S	S	S	P	N	S	P	P	P	18	0,69
(LAJTAI <i>et al.</i> , 2012)	P	P	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	2	0,08
(MARTENS <i>et al.</i> , 2015)	S	S	S	S	S	P	S	S	N	S	N	P	N	18	0,69
(MARTENS <i>et al.</i> , 2016)	S	S	S	S	S	P	S	S	N	S	N	P	N	18	0,69
(OLIVER; WEIMAR; HENNING, 2016)	S	S	N	N	N	P	S	S	N	N	P	P	N	11	0,42
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	S	S	S	S	S	P	S	S	N	N	N	P	N	17	0,65
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	S	S	S	S	S	P	S	S	N	P	P	P	P	19	0,73
(ORTEGA-CEBRIÁN <i>et al.</i> , 2019)	S	S	S	S	P	P	N	P	P	N	N	P	P	14	0,53
(PINK, M. <i>et al.</i> , 1991)	S	P	N	S	S	P	N	S	S	P	N	P	P	15	0,57
(ROUARD <i>et al.</i> , 1997)	S	S	S	S	S	P	S	S	N	N	N	P	N	16	0,61
(RUWE <i>et al.</i> , 1994)	S	P	N	S	S	P	N	S	S	P	N	P	P	15	0,57
(RYU <i>et al.</i> , 1988)	S	S	P	N	N	N	N	S	N	N	P	P	N	9	0,34
(SERENZA <i>et al.</i> , 2018)	S	S	N	S	S	P	N	S	P	N	P	P	P	15	0,57
(STIRN <i>et al.</i> , 2011)	S	S	S	S	S	S	N	S	N	P	N	P	P	17	0,65
(STIRN <i>et al.</i> , 2013)	S	S	N	N	S	S	N	P	S	N	S	P	P	15	0,57
(VANECKOVA; KABESOVA, 2022)	S	S	P	N	P	S	N	P	N	N	N	N	N	9	0,34

Estudos apresentados em ordem alfabética. S: sim (2 pontos); P: parcial (1 ponto); N: não (0 pontos); n/a: não aplicável. Os pontos significam a soma das pontuações de cada item. Pontuação são os pontos divididos pela pontuação máxima possível (26). PFemg foi calculado dividindo-se a

soma total (ST) das taxas pelo escore máximo possível (PS). $ST = \text{"número de sim"} * 2 \text{ pontos} + \text{"número parcial"}$. $PS = (26) - \text{"número de não aplicável"} * 2$.

Tabela 3: Apresentação dos estudos incluídos

AUTORES	AMOSTRA	OBJETIVOS	TAREFA	TÉCNICA EMG	MUSCULOS AVALIADOS	NORMALIZAÇÃO	RESULTADOS (EMG)	(ANÁLISE)	CONCLUSÃO
(AOYAMA; AE; KOHNO, 2022)	n=11 (11 homens) Idade: 18 a 21 anos (média, 19,8 anos)	Determinar a composição e o padrão de ativação temporal dos módulos motores para o arremesso de beisebol por meio da análise de sinergia muscular usando o algoritmo de fatoração de matriz não negativa (NMF).	Os atletas foram solicitados a lançar a bola o mais forte possível em direção a um alvo em uma rede a 5 metros de distância	Eletrodos de superfície	Grande dorsal, deltoide anterior, deltoide posterior, trapézio superior, trapézio médio, peitoral maior, infraespinhal, trapézio inferior e deltoide médio	A atividade EMG média de cada músculo foi normalizada para variância unitária, de modo que a variabilidade foi igualmente ponderada para extração de módulos motores e padrões de ativação temporal.	As atividades dos músculos TS, TM, DM e DP foram altamente ponderadas no Cluster 1; atividades de TI, IS, no Cluster 2; atividades de DA e PM no Cluster 3; e atividades de GD no Cluster 4.		O estudo apresenta evidências baseadas na análise da sinergia muscular de que existem quatro módulos motores básicos que são ativados sequencialmente durante o movimento de arremesso do beisebol.
(CHAINOK <i>et al.</i> , 2022)	n=8 (8 homens) Idade: 12,38 ± 0,55 anos	Comparar os níveis de atividade EMG de quatro voltas de costas para nado de peito. Além disso, foi proposto observar as eventuais relações entre a eletromiografia integrada (iEMG) e o tempo de rotação e pushoff, índice de tuck e velocidade final de pushoff	Virada do nado costas para o nado peito.	Eletrodos de superfície	Grande dorsal	Para a normalização foi definido o valor máximo de três medições de contrações isométricas voluntárias máximas. A integração EMG retificada foi calculada por unidade de tempo (iEMG/T) para cada fase de rotação para eliminar o efeito de duração de fase e os sinais EMG foram particionados em janelas de 40 ms para encontrar os valores máximos de iEMG (iEMG máximo) para todos os músculos estudados	Valores de reprodutibilidade de iEMG e tempo de ativação relativos de justo a bom foram alcançados entre as tentativas por fase de giro para as técnicas de giro aberto, cambalhota, balde e cruzado. Abrir (7,91±5,22), cambalhota (8,41±5,26), balde (7,89±4,41), cruzamento (50,88±22,42)		A maior ativação muscular iEMG ocorreu no cruzamento ao longo das fases de rotação e push-off;
(CHOW <i>et al.</i> , 1999)	n=7 (7 homens)	Avaliar a atividade de músculos selecionados do braço e ombro,	Movimento de voleio no tênis	Eletrodos de superfície	Deltoide anterior, deltoide posterior,	Para obter os níveis máximos de EMG dos músculos	Diferenças significativas foram encontradas entre as tentativas de forehand e backhand no DA		Doze músculos foram monitorados neste estudo, e eles se mostraram

	Idade: 24,7 ± 7,1 anos	parte inferior do tronco e pernas durante o voleio de tênis sob diferentes condições de velocidade, altura e localização lateral da bola.			deltoide médio e peitoral maior	selecionados para normalização, foram realizadas contrações isométricas de esforço máximo para cada músculo/grupo de músculos antes das tentativas experimentais. Cada contração durou aproximadamente 3 s.	para as fases de reação (P = 0,026), backswing (P = 0,040) e forward swing (P = 0,013), e no DP para o golpe (P = 0,035), empurrando (P = 0,037) e fases de backswing (P = 0,010). Na fase de reação, a atividade do DA foi muito maior do que a atividade de DP nas tentativas de backhand e o oposto foi encontrado nas tentativas de forehand. Em geral, atividade moderada de PM foi observada durante todo o voleio de tênis. Uma diferença significativa foi encontrada entre as tentativas de forehand e backhand no PM para a fase de balanço para frente (P = 0,037).	ativos durante diferentes fases do vôlei de tênis. A atividade desses músculos sob diferentes condições de velocidade, altura e localização lateral da bola ampliam a compreensão das funções musculares durante o voleio de tênis.
(CHOW <i>et al.</i> , 2007)	n=24 (18 homens e 6 mulheres) Idade: 24 ± 5 anos	Investigar para comparar a ativação muscular selecionada da extremidade superior imediatamente antes e depois do impacto bola-raquete no voleio de tênis em tipos de bola, velocidade da bola e lados do corpo	Os atletas tinham que acertar um voleio (movimento do tênis) em diferentes tipos de bola	Eletrodos de superfície	Deltoide anterior, deltoide posterior, deltoide médio	Os níveis médios normalizados de EMG (NEMG) para as fases pré e pós-impacto foram determinados para cada músculo em cada tentativa experimental. A média de duas tentativas para cada condição de bola foi usada em análises estatísticas.	Todos os cinco músculos monitorados foram moderadamente ativos (25-65% no máximo) nas fases pré e pós-impacto para diferentes condições de bola. Vários graus de coatividade dos músculos deltoides estiveram presentes em ambas as fases. Valores de média relativamente grandes foram observados significando diferenças individuais nos padrões de ativação muscular exibidos nesses jogadores.	Maior atividade muscular foi observada em voleios de forehand usando bolas regulares. Voleios de forehand exigem maior ativação muscular do braço que bate do que voleios de backhand
(DE MEY <i>et al.</i> , 2013)	n=30 (17 homens e 13 mulheres) Idade: 20 ± 3,5 anos	Analisar os níveis de ativação dos músculos TS e TI em atletas overhead durante oito variações de um movimento de alta retração escapular	Oito exercícios de retração escapular em ordem aleatória na frente de um aparelho de polia	Eletrodos de superfície	Trapézio superior e trapézio inferior	Os participantes realizaram três CIVMs de 5 segundos contra resistência manual do pesquisador. Uma pausa de 5 segundos ocorreu entre as contrações musculares. Um	Em nenhum dos exercícios a ativação muscular foi significativamente diferente entre as fases, e nenhum dos exercícios ativou uma determinada parte do músculo (TS ou TI) em maior intensidade em relação ao outro. O trapézio inferior	Os resultados mostram maior ativação do LT em comparação com o TS em todos os exercícios. Podemos concluir que ficar em posição de agachamento na perna contralateral estimula níveis mais altos de

						metrônomo foi usado para controlar a duração das contrações. Após retificação, redução e suavização do eletrocardiograma, o valor eletromiográfico (EMG) médio em uma janela de 2 s foi calculado para cada tentativa. Cálculos adicionais foram realizados com a média das tentativas repetidas como valor de normalização (100%).	apresentou ativação muscular significativamente maior entre os exercícios em comparação com o UT com uma diferença média de 9,34% CIVM ($p < 0,001$). Ficar em pé em uma posição de agachamento unipodal na perna contralateral resultou em uma ativação do músculo trapézio significativamente maior em comparação com o desempenho sentado convencional do exercício (diferença média = 3,93% CIVM; $p = 0,019$).	ativação do músculo trapézio em comparação com a execução sentada do exercício, sugerindo influências da cadeia cinética no nível de ativação do músculo do ombro
(FIGUEIREDO, P <i>et al.</i> , 2013)	n=10 (10 homens) Idade: 21,6 ± 2,4 anos	Investigar as alterações cinemáticas e eletromiográficas durante um crawl máximo de 200 m em ritmo de corrida	Nado crawl máximo de 200 metros	Eletrodo de superfície	Peitoral maior e trapézio superior	Para normalizar os resultados, iEMG/t foi expresso como uma porcentagem do valor máximo de iEMG obtido durante os 200 m	As diferenças encontradas no PM para a fase de puxada entre a terceira e a quarta volta ($F_{3,27} = 4,60$, $p = 0,01$, $f = 0,30$); e o TS para a fase de recuperação entre a primeira e quarta volta e a segunda e quarta volta ($F_{3,27} = 5,19$, $p = 0,01$, $f = 0,29$)	Mudanças na cinemática espacial e temporal ocorreram durante os 200 m crawl. Além disso, a ativação muscular dos músculos do membro superior aumentou durante o evento nas fases em que foram exigidos.
(FIGUEIREDO, Pedro <i>et al.</i> , 2013)	n= 10 (10 homens) Idade: 21,6 ± 2,4 anos	Investigar como a fadiga muscular se desenvolve na natação estilo crawl de 200 metros, por meio de uma análise de amplitude e frequência em relação ao envolvimento dos diferentes músculos dos membros superiores e inferiores	Os nadadores realizaram um nado crawl de 200 metros com intensidade máxima, como em competições.	Eletrodos de superfície	Peitoral maior, trapézio superior	Para analisar as mudanças desde o início até o final do esforço, foi realizada uma normalização dos resultados entre os sujeitos; todos os valores (FI ou iEMG) foram expressos como porcentagem dos valores iniciais.	Os resultados de EMG indicaram aumentos significativos nos parâmetros de amplitude e frequência para os músculos TS entre a primeira e a última volta dos 200 metros, e um aumento nos parâmetros de frequência sem alterações na amplitude para o músculo PM entre a primeira e a última volta dos 200 metros.	A comparação entre a primeira e a última volta dos 200 metros indicou aumentos no iEMG (atividade eletromiográfica integrada) e no FI (diminuição do espectro de frequência) no músculo dos membros superiores (FRC, TB BB, e TS), mas apenas no TA nos músculos dos membros inferiores, confirmando o maior envolvimento dos músculos dos membros superiores em

(GANTER <i>et al.</i> , 2007)	n= 10 (4 homens, 6 mulheres) Idade: 17,3 ± 4,1 anos	Examinar as mudanças no desempenho e nos parâmetros espectrais da eletromiografia (EMG) dos músculos propulsores durante um exercício de natação em banco de natação.	Movimentos de braço estilo "borboleta" por 30 segundos em um sistema de banco de natação isocinético (Biometer Isokinetic Trainer, Fahnmann, Alemanha). Os participantes foram solicitados a realizar o teste com esforço máximo e com uma frequência de braçada livremente escolhida. A resistência do banco de natação foi ajustada para um nível específico de natação (Nível 5: velocidade de braçada de 1,7 m/s; ver Edelmann-Nusser <i>et al.</i> , 2003)	Eletrodos de superfície	Grande dorsal	Os ciclos de movimento individuais foram extraídos utilizando as curvas de força-tempo amostradas. O ponto de disparo foi definido no momento de maior inclinação positiva da curva de força durante a braçada. Para garantir a inclusão do período de maior atividade muscular, os ciclos de movimento foram cortados 300 ms antes e 700 ms depois do ponto de disparo. No próximo passo, foram calculadas curvas médias de EMG a partir dos ciclos de EMG brutos retificados para cada teste e músculo.	A ocorrência de fadiga pôde ser observada mesmo durante a curta duração do teste de 30 segundos no banco de natação. Levando em consideração os ciclos de movimento individuais, as forças máximas dos movimentos diminuiram ligeiramente ao longo do teste	comparação com os músculos dos membros inferiores. A evolução do desempenho no banco de natação mostrou mudanças distintas ao longo da temporada de treinamento, especialmente para os atletas de elite. Para os atletas juniores, foi observada uma tendência de aumento constante no desempenho ao longo da temporada.
(GARCIA-MASSO; COLADO, 2010)	n=1 (1 homem) Idade: 23 anos	Avaliar as diferenças na atividade muscular do ombro produzida no nado crawl em comparação com a mudança na força dos grupos musculares que produzem abdução horizontal do ombro usando Hydro-tone	Exercícios em terra firme uni articulares e o nado crawl	Eletrodos de superfície	Deltoide posterior	registraram o sinal bruto usando uma frequência de amostragem de 1000 Hz e aplicaram um procedimento de suavização de média quadrática (RMS) em intervalos de 0,05 s.	Atividade muscular do deltoide posterior foi maior na abdução horizontal do ombro (terra seca – 3001,73 μ V \pm 450,11- e meio aquático –2643,18 μ V \pm 317,89) do que na natação crawl em velocidade máxima (750,82 μ V \pm 141,58). Esses valores correspondem a	Os valores EMG observados não foram suficientes para gerar um efeito de treinamento local para melhorar a força muscular, já que o registro obtidos indicaram que a atividade média de ativação muscular

Bells na água. E avaliaram um exercício semelhante em terra seca usando uma faixa elástica como referência do grupo controle para interpretar os resultados da atividade muscular.

74,84%, 65,46% e 18,72% do MVC, respectivamente

alcançada foi bastante baixa, representando apenas 18,72% do MVC. a prescrição de exercícios para melhorar a força muscular com base apenas em nados crawl é um erro, uma vez que, em pessoas saudáveis, níveis de atividade suficientes para produzir o efeito desejado mudanças de treinamento para força em músculos agonistas ou sinérgicos não são alcançadas

(GILLET <i>et al.</i> , 2019)	n=15 (15 homens) Idade: 23,8 ± 3,4 anos	Avaliar a influência da fraqueza do TI na cinemática umeral e escapular e na atividade da musculatura do ombro durante o saque no tênis	Saque de tênis sem a bola	Eletrodos de superfície e eletrodos em gancho de fio fino intramusculares	Deltoide anterior, deltoide posterior, deltoide médio, peitoral maior, grande dorsal, serrátil anterior, trapézio superior, trapézio inferior, supraespinhal, infraespinhal e subescapular	Os valores do envelope EMG foram calculados usando uma janela deslizante de 250 ms para a MVIC e uma janela deslizante de 50 ms para o saque. Para cada músculo, os envelopes foram normalizados pela ativação muscular voluntária máxima obtida nas duas repetições dos testes de CIVM	O teste t pareado mostrou uma diminuição significativa nos valores de força do TI, de $22,5\% \pm 10,4\%$, após eletroestimulação muscular (ES = 1,26, grande efeito; P = 0,001). Após a segunda série de saques, a diminuição da força do TI foi de $4,0\% \pm 15,2\%$, não diferindo significativamente do valor inicial. Não foram encontradas diferenças significativas para duração e desempenho do saque antes e depois da fadiga seletiva do TI	Apesar da fraqueza do TI, os jogadores ainda conseguiram um saque de tênis rápido, mantendo sua cinemática umeral. No entanto, eles apresentaram uma diminuição na ativação do LT que pode alterar a cinemática escapular e a ativação da musculatura anterior do ombro durante as fases de aceleração e follow-through.
(HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016)	n=22 (22 mulheres) Idade: 19,91 ± 1,04 anos	Determinar a ativação de músculos escapulares selecionados durante três atividades de arremesso; variáveis independentes: arremesso típico acima da cabeça com bola de 7 oz + lançamento (arremesso de 7 oz),	Arremesso de bola de peso	Eletrodos de superfície	Trapézio superior, trapézio médio, trapézio inferior, serrátil anterior	Os dados EMG de superfície de cada músculo foram normalizados e expressos como uma contribuição percentual da MVIC.	A ativação para TI aumentou de moderada para alta ativação (aproximadamente 39%MVIC no arremesso de 7 oz para 41%MVIC na retenção de 7 oz e 43%MVIC na retenção de 12 oz); TM aumentou de moderada para alta ativação (aproximadamente 31%MVIC no arremesso de 7 oz para	Os resultados do presente estudo mostraram alta ativação do TI (41,3%CIVM) e ativação moderada para TS (39,8%CIVM) nos exercícios de pegadas reguladas e em TI (43,74%CIVM), TM (41,30%CIVM) e TS (44,93%MVIC) nos

		arremesso acima da cabeça sem soltar uma bola de 7 oz (exercício de imobilização de 7 oz) e arremesso superior sem soltar uma bola de 12 oz (exercício de imobilização de 12 oz)					60% no arremesso de 7 oz e 41% no arremesso de 12 oz); O SA foi muito alta e aumentou de aproximadamente 74% no lançamento de 7 oz para 83% na retenção de 7 oz e 82% na retenção de 12 oz; e a ativação do TS foi moderada a alta, aumentando de aproximadamente 36% no arremesso de 7 oz para 39% na retenção de 7 oz e 45% na retenção de 12 oz.	exercícios de posse de bola ponderada. Os exercícios de imobilização também produziram ativações musculares escapulares semelhantes àquelas observadas ao lançar uma bola de softball.
(HERMANN, 1960)	n= 6 (6 homens) Idade: não informado	Investigar por meio da eletromiografia as funções do peitoral maior, deltóide, redondo maior e tríceps braquial na execução do arremesso; (b) comparar os resultados deste estudo com achados de uma análise mecânica da execução do arremesso de peso; e (c) comparar as ações musculares e padrões de movimento de arremessadores de peso	Arremesso de peso	Eletrodos de superfície	Deltoide anterior, deltoide posterior, peitoral maior, redondo maior, deltoide médio	Não informado	Para todos os sujeitos, o deltóide anterior registrou potenciais de ação fracos a moderadamente fortes durante todo o arremesso. Essa atividade no deltóide anterior continuou por algum tempo após o lançamento do. Para todos os sujeitos e para todos os músculos estudados, o deltóide posterior e o redondo maior exibiram a maior atividade quando o braço do arremessador estava totalmente estendido (ou seja, durante ou logo após o lançamento do arremesso). O deltóide posterior registrou potenciais de ação fracos a moderadamente fortes durante ou logo após o lançamento, e o redondo maior registrou atividade insignificante após o lançamento do peso.	Os músculos que contribuem com a maior força para um esforço máximo no arremesso parecem ser o peitoral maior, o tríceps braquial e o deltóide.
(IKUTA et al., 2012)	n=24(20 homens) Idade: 20,5 ± 1 anos	Avaliar as mudanças na atividade muscular associadas à fadiga fisiológica e diminuição da velocidade de nado (VN) durante 200 m de nado crawl. E	Nadar 200 metros em quatro voltas de 50 metros com intervalos de 10 segundos	Eletrodos de superfície	Peitoral maior, grande dorsal e deltoide posterior	Os dados de EMG foram normalizados por tempo para a duração do ciclo do curso (do sinal de troca de uma entrada da mão direita do	O valor médio da amplitude (VMA) da braçada inicial foi significativamente menor quando comparado com o da braçada final. Um efeito principal significativo foi observado entre as voltas para	O VMA do peitoral maior aumentou significativamente na volta 4 como compensação. O VMA do grande dorsal na braçada inicial estava significativamente

relacionar às diferenças entre os indivíduos.

sujeito para o seguinte sinal de troca da próxima entrada da mão direita) usando uma interpolação spline de 101 pontos.

o peitoral maior ($p < 0,01$) ($p < 0,05$). Em contraste, o valor médio da amplitude (MAV) da volta 4 foi significativamente maior do que o das voltas 2 e 3 para o peitoral maior. Não foi observado efeito principal significativo entre as voltas para o músculo grande dorsal ($p = 0,192$) ou deltoide posterior ($p = 0,315$) e anterior ($p = 0,600$). Um efeito principal significativo foi observado entre a braçada inicial e final para o peitoral maior e grande dorsal ($p < 0,01$), e os valores médios da amplitude (MAV) da braçada inicial foram significativamente menores do que os da braçada final. Não foi observado efeito principal significativo entre a braçada inicial e final para o deltoide posterior e anterior ($p = 0,088$ e $0,138$, respectivamente).

correlacionado com \blacktriangle SV e/ou \blacktriangle velocidade angular do braço (VAB).

(JOSHI *et al.*, 2011)

n=25 (15 homens e 10 mulheres)
Idade: 20 ± 2 anos

Investigar os efeitos da fadiga muscular da rotação externa (RE) glenoumeral (GU) em 90° de abdução sobre a ativação dos músculos trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior e infraespinhal, bem como sobre a cinemática escapular durante uma tarefa de movimento diagonal em atletas de alto rendimento

Os participantes deitaram em decúbito ventral em uma mesa ajustável. O ombro foi posicionado em 90° de abdução, e cintas foram usadas para estabilizar o tronco e o úmero distal. O exercício de fadiga envolveu rotação externa do ombro em uma amplitude de 0° a 75° , utilizando o mesmo peso do

Eletrodos de superfície

Trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior e infraespinhal

Não informado

Encontramos um efeito principal para a amplitude da EMG média da raiz quadrada média (ARMS) do trapézio inferior ($F_{1,25} = 5,098$, $P = .03$, $TE = 0,9$), um efeito de interação entre fase e condição para a amplitude da EMG (ARMS) do infraespinhal ($F_{1,25} = 5,534$, $P = .03$, $TE = 1,0$). Aumentos na atividade do infraespinhal tendiam a ocorrer com diminuições na atividade do trapézio inferior ($r = -0,43$, $P = .04$).

A importância dos pares de força do ombro e sua influência na cinemática. Enfatizaram a interdependência entre os músculos infraespinhal e trapézio inferior

(JULIENNE <i>et al.</i> , 2007)	n=16 (16 homens) Idade:	Explorar os efeitos da prática intensiva de tênis nas propriedades mecânicas e eletromiográficas dos rotadores externos (RE) e rotadores internos (RI) do ombro.	halteres (25% da força máxima de rotação externa do infraespinhal)	Rotação interna e externa de ombro no isocinético	Eletrodos de superfície	Peitoral maior e infraespinhal	Os valores de RMS dos músculos RE e RI foram normalizados com base no valor fornecido na velocidade angular de 60°/s. Finalmente, para cada RI do ombro, a coativação do RE foi calculada a partir do valor RMS do músculo antagonista que foi normalizado em relação ao seu valor RMS como agonista no esforço máximo para cada velocidade angular.	Em termos de valores RMS normalizados dos agonistas (IR), não houve efeito da velocidade angular ($F(4,48) = 2,36$; $p = 0,066$) ou qualquer diferença entre os grupos ($F(1,12) = 0,98$; $p = 0,34$) ou lados ($F(1,12) = 3,44$; $p = 0,08$), (Fig. 4). Quanto à coativação do RE, para ambos os grupos e lados foi observado um efeito de velocidade angular ($F(4,48) = 4,31$, $p < 0,01$).	Não indicaram nenhum efeito de velocidade nos valores normalizados de RMS do músculo agonista
(JULIENNE; GAUTHIER; DAVENNE, 2012)	n= 10 (10 homens) Idade: 22,8 ± 4,6 anos	Determinar se as respostas relativas à isocinética e à eletromiografia dos músculos rotadores internos (RI) no lado dominante são diferentes do lado não dominante durante um protocolo de fadiga isocinética.	Consistiu em 35 Ações Voluntárias Máximas (AVM) concêntricas no isocinético, compostas por rotações internas a 120°s e retornos passivos de rotação externa a 180°s. Durante cada uma das AVMs do protocolo de fadiga, o sinal eletromiográfico (EMG) do músculo peitoral maior foi registrado.	Eletrodos de superfície	Peitoral maior	Para cada sujeito em cada sessão, os valores de RMS calculados foram normalizados (RMSnorm) para o valor mais alto registrado das 35 contrações musculares. A eficiência neuromuscular (NME) foi calculada para o músculo peitoral maior como a relação entre o torque e os valores correspondentes de RMSnorm. Um Índice de Fadiga (FI), expresso em	Os valores de RMSnorm medidos para o lado dominante ($72,4 \pm 14,3\%$) foram mais altos do que aqueles medidos para o lado não dominante ($62,5 \pm 16,3\%$), indicando um efeito de lado ($F(1, 9) = 14,20$; $p < 0,01$) (Fig. 3). Nenhum efeito de fadiga ($F(34, 306) = 0,78$; $p = 0,81$) ou interação lado-fadiga ($F(34, 306) = 0,94$; $p = 0,57$) foi observado. Embora os valores de NME tenham diminuído significativamente durante o protocolo de fadiga ($F(34, 306) = 12,20$; $p < 0,001$) (Fig. 4), nenhum efeito de lado ($F(1, 9) = 0,33$; $p = 0,58$) ou interação lado-fadiga ($F(34, 306) = 0,84$; $p = 0,73$) foi observado. Para	Este estudo indica que não há efeito de lado na capacidade de resistência à fadiga do músculo na RI de ombro durante a realização de um protocolo de fadiga isocinética. Além disso, a análise das respostas eletromiográficas mostra que a diminuição do torque observada durante a realização do protocolo de fadiga se deve principalmente à fadiga periférica (devido a alterações metabólicas e iônicas). Esses resultados devem ser levados em consideração ao projetar programas de	

						porcentagem (%), foi calculado a partir da diferença entre os valores de NME mais baixos e mais altos.	ambos os lados combinados, o valor médio de FI foi de $-36,5 \pm 9,2\%$.	condicionamento para jogadores de tênis, a fim de retardar e reduzir o início da fadiga periférica e, assim, melhorar sua capacidade de manter um alto nível de desempenho durante toda a partida.
(KHAL <i>et al.</i> , 2020)	n=6 (6 mulheres) Idade: $19,33 \pm 1,03$ anos	Examinar as mudanças na ativação do infraespinal e do trapézio inferior após a execução de saques repetitivos de salto e flutuação.	Saque de salto flutuante no vôlei	Eletrodos de superfície	Infraespinal e trapézio inferior	Não informado	Comparação do infraespinal MPF entre o intervalo de serviço 1 e o intervalo de serviço 13 mostraram uma estatística e clinicamente significativa diminuição na ativação muscular (alteração percentual média $20,7 \pm 19,3\%$), $t(1,5) = 2,82$, $p = 0,037$, $d = 1,05$, ultrapassando o indicador de 8% de fadiga muscular local. Comparação do trapézio inferior MPF entre saque intervalo 1 e intervalo de serviço 13 mostraram um clinicamente diminuição significativa na ativação muscular ($14,9 \pm 21,1\%$)	Os resultados do estudo atual oferecem informações sobre como os músculos posteriores do ombro respondem aos saques repetitivos do voleibol. Os dados de EMG demonstram fadiga muscular estatisticamente significativa e clinicamente significativa do infraespinal, enquanto a fadiga geral não foi detectada usando avaliações tradicionais de fadiga, incluindo FC, Borg RPE e uma escala de fadiga
(KIBLER <i>et al.</i> , 2007)	n=16 (16 homens) Idade: entre 18 e 40 anos	Avaliar a ativação muscular usando a análise eletromiográfica (EMG) "on/off", para elucidar os padrões de ativação, relacionar os padrões com os movimentos escapuloumerais observados e usar as informações para estabelecer condições clínicas apropriadas. aplicações para programas de condicionamento específicos do esporte	O treinador-alvo foi colocado à mesma distância do sujeito, pois a rede está localizada a partir da linha de base na quadra de tênis. Uma tentativa bem-sucedida ocorreu quando a bola passou pelo alvo. Cada sujeito teve que completar três tentativas de	Eletrodos de superfície e eletrodos de inserção introduzidos através de uma agulha hipodérmica	deltoide anterior, deltoide posterior, serrátil anterior, trapézio superior, trapézio inferior, supraespinal, infraespinal e redondo menor	Não informado	O sequenciamento do início médio de ativação revelou ativação do serrátil anterior (2286,98 ms), deltoide anterior (2250,3 ms) e trapézio superior (2234,45 ms) no início do movimento. A ativação no meio e no final do movimento incluiu redondo menor (2214,75 ms), deltoide posterior (2157,8 ms), inferior, trapézio (2119,7 ms) e supraespinal (2103,83 ms). O infraespinal foi ativado na desaceleração (+47,05 ms). O sequenciamento de compensação média revelou a desativação precoce de	A análise EMG usou um método de início/desvio para demonstrar que os músculos escapular e do ombro são ativados em padrões durante o movimento de serviço. Em wind-up, engatilhamento e aceleração, as sequências iniciais mostram que os estabilizadores escapulares e os estabilizadores excêntricos anteriores do ombro são ativados primeiro, seguidos pelo manguito rotador. Na

e programas de reabilitação específicos do esporte para desempenho ideal no tênis

serviço bem-sucedidas

deltoide anterior (+170,1 ms) e serrátil anterior (+199,97 ms). trapézio superior (+225,29) e infraespinhal (+230,95) foram desativados no meio do acompanhamento. A desativação tardia incluiu supraespinhal (+262,17), deltoide posterior (+281,54), trapézio inferior (+296,25) e redondo menor (+319,5).

desaceleração e no acompanhamento, as sequências de deslocamento mostram que a maioria dos músculos trabalha no acompanhamento para controlar as cargas de tração

(KING *et al.*, 2022)

n= 37 (37 mulheres)
n= 11 pólo aquático
Idade: 22.2 ± 5.6
n= 12 natação
Idade: 20.4 ± 2.5

Investigar se a experiência feminina de natação e pólo aquático está associada a padrões de ativação muscular do ombro durante e após a indução da fadiga

Rotação interna e externa de ombro no isocinético

Eletrodos de superfície

Grande dorsal (GD), deltoide anterior (DA), deltoide posterior (DP), trapézio superior, trapézio médio, peitoral maior (PM), supraespinhal (SS), infraespinhal (IS) e subescapular (SB)

Para cada rotação interna da tarefa fatigante, RMS valores foram calculados usando uma janela móvel de 100ms, e para cada músculo, foram normalizados para a pré-fadiga previamente determinada valor máximo RMS de pico de rotação. Os valores RMS para as últimas cinco rotações internas antes da marca de 50 segundos da primeira (T1), meio (T2) e último (T3) minuto da tarefa foram calculados para obter um valor RMS para cada um dos nove músculos. Se a tarefa foi realizada por um número par de minutos, a média dos dois minutos intermediários foram tomados para T2.

Para torque máximo de rotação externa, houve efeito principal da Condição (X21 = 10,216, p = 0,001) e do Grupo (X22 = 6,826, p = 0,033) (Figura 2A). Todos os grupos demonstraram diminuição do torque na condição fatigada (p = 0,001, g = 0,26) e WP produziu maior torque do que ambos CON (p = 0,031, g = 1,64).

Ao comparar o início, o meio e o fim de uma tarefa repetitiva de rotação interna, os nadadores exibiram menos alterações na ativação muscular em comparação com jogadores de pólo aquático e controles, que pareciam usar uma estratégia de inicialmente aumentar a ativação do agonista e depois reduzir a ativação do estabilizador para manter o desempenho. Padrões de EMG RMS em rotações máximas do ombro antes e depois da indução da fadiga, como bem como durante o protocolo de fadiga, sugerem que jogadores de pólo aquático e nadadores podem ter formas específicas de realizar as mesmas tarefas

(KLICH <i>et al.</i> , 2021)	N= 24 (24 homens) Idade: 21,75 ± 2,23 anos	Examinar a atividade muscular da cintura escapular após fadiga isocinética, que pode simular atividades musculares comumente ocorrendo durante atividades esportivas específicas em atletas assintomáticos	Rotação interna e externa de ombro no isocinético	Eletrodos de superfície	Déltoide anterior, deltoide posterior, trapézio superior, infraespinhal	Não informado	Todos os músculos investigados apresentaram sinais de fadiga muscular após três séries de 32 rotações internas e externas	Os resultados do estudo contribuem para a determinação do aumento da fadiga dos músculos da cintura escapular durante repetidos protocolos isocinéticos de rotação interna-externa. Demonstraram uma diminuição significativa na frequência mediana (FM) em todos os músculos examinados, especialmente IS e DA. A EMG parece revelar mecanismos compensatórios para danos progressivos do nervo supraescapular, medições de força de rotação externa e medições de VCN podem detectar uma diferença de lado a lado.
(LAJTAI <i>et al.</i> , 2012)	n= 35 (35 homens, 19 atletas sem dor foram avaliados pela EMG) Idade: média de 28 anos	Avaliar a condição do nervo supraescapular em jogadores profissionais de vôlei de praia usando eletromiografia de superfície (EMG) e medições de velocidade de condução nervosa (VCN). Foi um objetivo específico examinar e comparar ombros rebatendo e não rebatendo em condições estáticas e dinâmicas, respectivamente	3 golpes com o braço direito e 3 golpes com o braço esquerdo o mais naturalmente possível (para replicar os cortes aéreas na quadra).	Eletrodos de superfície	Deltoide anterior, deltoide posterior, trapézio superior, supraespinhal, infraespinhal peitoral maior, deltoide médio e trapézio médio	Não informado	O músculo infraespinhal durante os saques realizados não revelou diferenças significativas na comparação dos lados. No entanto, o padrão de ativação do músculo infraespinhal durante a rotação externa do braço batador mostrou diferença significativa em todos os grupos de atrofia em comparação com o lado contralateral.	
(MARTENS <i>et al.</i> , 2015)	n=15 (15 homens) Idade: 21,26 ± 2,24 anos	Avaliar a variabilidade intraindividual do sinal EMG do músculo reto abdominal e deltoide medial medidos bilateralmente em nadadores altamente qualificados de nado crawl, determinar a influência de dois métodos de amplitude e normalização do tempo do sinal EMG	Cada participante nadou 25 metros em nado crawl	Eletrodos de superfície	Deltoide médio	Duas técnicas de normalização de amplitude foram aplicadas usando o ACEP Manager: (i) o método de normalização MVIC (o maior valor, em micro volts, encontrado durante o MVIC foi considerado 100%) e (ii) o método de normalização de pico	Não foram encontradas diferenças nos níveis médios de atividade muscular (amplitude) e variabilidade intraindividual dos EMGs normalizados (tanto em amplitude quanto em tempo) dos dois músculos avaliados entre o lado esquerdo e direito de cada músculo.	Mostraram que a variabilidade intraindividual de um grupo de nadadores altamente qualificados é menor quando comparada a outros movimentos cíclicos, indicando que um número muito limitado de ciclos de braçada por nadador é suficiente para a análise da amplitude da atividade muscular, e não

		em várias medidas de variabilidade intraindividual e da normalização do tempo no nível de atividade muscular e descrever a atividade muscular, normalizada pela CIVM, em relação aos movimentos do nado crawl de membros superiores.				dinâmico proposto por Bolgia & Uhl (o maior valor encontrado durante cada ciclo de natação foi considerado 100% para aquele ciclo específico).		diferenças significativas foram encontradas nas medidas de variabilidade coeficiente de variação (CV) e razão de variância (VR) entre os métodos de normalização de amplitude e tempo estudados.
(MARTENS <i>et al.</i> , 2016)	n=15 (15 homens) Idade: 21,26 ± 2,24 anos	Investigar a variabilidade interindividual no nado crawl usando medidas de variabilidade propostas no estudo de outros movimentos cíclicos	Cada participante nadou 25 metros em nado crawl	Eletrodos de superfície	Deltoide médio	Os dados EMG foram normalizados pelo método MVIC (o maior valor, em micro volts, encontrado durante a MVIC foi considerado 100%) usando o ACEPManager.	A atividade muscular média, SD (% de MVIC) e as medidas de variabilidade bidimensional (CV e CQV) para os ciclos medianos de todos os 15 nadadores para os quatro músculos. Foram encontrados DPs máximos de 34,8 (DM esquerdo), 39,8 (DM direito)	No nado crawl não existe um padrão geral de ativação para DM e AR, mas vários subpadrões estão presentes, os quais são estatisticamente diferentes uns dos outros durante partes específicas do ciclo da braçada

(OLIVER; WEIMAR; HENNING, 2016)	n=23 (não especifica gênero) Idade: 11,2 6 0,8 anos	Determinar as ativações musculares dos músculos estabilizadores do quadril e da escápula selecionados em arremessadores de beisebol juvenis durante o primeiro e o último turno de um jogo simulado	Os indivíduos lançaram uma variedade de bolas rápidas e mudança de arremessos ao longo do jogo simulado	Eletrodos de superfície	Grande dorsal, trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior	Os dados eletromiográficos de superfície (sEMG) foram normalizados por porcentagem da contração isométrica voluntária máxima do sujeito (%MVIC)	O grande dorsal exibiu ativação mínima durante a fase 1 para o primeiro lançamento e durante a fase 2 do primeiro e do último lançamento. Ativações fracas estiveram presentes em todas as 3 fases durante a primeira e a última entrada para o trapézio inferior, com diminuição na atividade muscular do primeiro ao último turno em fases 1 e 2 e um aumento do primeiro ao último lançamento em fase 3. A ativação do serrátil anterior aumentou de fraco (primeiro turno) a moderado (último turno) nas fases 1 e 2. A fase 3 exibiu ativação moderada do serrátil anterior, que diminuiu do primeiro para o último turno. O trapézio superior teve ativação fraca na fase 1 com um aumento no último lançamento, enquanto na fase 2, também fraco. Durante a fase 3, o trapézio superior apresentou moderada ativações no primeiro e no último turno, com um leve diminuição na última entrada.	As ativações musculares da extremidade superior examinadas neste estudo não diferiu significativamente entre o primeiro e o último lançamento; no entanto, houve um interesse particular nas ativações do grande dorsal e serrátil anterior durante o último lançamento do jogo simulado. Ambos estes os músculos aumentaram em ativação quando o arremessador se aproximou do seu limite de contagem de passo.
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	n=8 (4 homens e 4 mulheres) Idade:	Investigar os padrões de ativação muscular e coativação com o apoio da cinemática em alguns dos melhores nado de peito do mundo e identificar discriminações de desempenho relacionadas às elites nacionais (ENs) no esforço máximo.	Os nadadores realizaram 25 metros de nado peito com esforço máximo usando a largada na água	Eletrodos de superfície	Peitoral maior e trapézio inferior	A média EMG foi calculada para cada músculo durante o ciclo do golpe. Os sinais EMG foram de amplitude normalizada para o MVC individual.	Dos oito grupos musculares testados, todos os nadadores apresentaram os períodos mais longos de ativação do trapézio e peitoral maior em relação ao ciclo da braçada. Seis dos nadadores, incluindo os dois campeões mundiais, tiveram o trapézio ativado durante a fase de propulsão da perna. WCs aderiram à ativação por 34,0% (10,0) desta fase, NEs por 12,0% (12,5), enquanto um dos	Revelou que existem diferenças distintas entre WCs e NEs em termos de padrões de ativação muscular, coativação e variáveis cinemáticas, que podem ajudar a fornecer discriminadores de desempenho dos nadadores.

(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	n= 9 (4 homens e 5 mulheres) Idade: 27,7 ± 7,1 anos (homens) 20,3 ± 5,4 anos (mulheres)	Investigar a relação entre a ativação muscular em oito diferentes músculos e as fases cinemáticas da braçada usando captura de movimento em 3D com rastreamento automático de movimento durante três níveis de esforço diferentes em nadadores de elite de nado peito.	Os nadadores realizaram 25 metros de nado peito a 60%, 80% e 100% do esforço máximo, com intervalo de descanso de 30 a 45 segundos entre eles, simulando os ritmos de 200, 100 e 50 metros de nado peito.	Eletrodos de superfície	Trapézio inferior e peitoral maior	Os sinais de EMG foram normalizados em relação à Contrações isométricas voluntárias máximas (CVM).	campeões mundiais por 80%. Os campeões mundiais ativaram o peitoral maior durante 71% (0,5) da fase de deslizamento da perna, enquanto os outros nadadores ativaram o peitoral maior em 50,0 (4,3).	O aumento da velocidade com o aumento do esforço veio de uma diminuição significativa na distância durante a fase de extensão do joelho, combinada com uma diminuição na duração das fases de extensão do joelho e flexão do joelho. Além disso, o ângulo do joelho no início da extensão do joelho diminuiu com o aumento do esforço, proporcionando uma melhor vantagem mecânica. Os padrões de ativação muscular permaneceram semelhantes nos diferentes níveis de esforço. Isso indica que, mesmo que a maior parte do treinamento de natação seja realizada em esforços submáximos, do ponto de vista dos padrões de ativação muscular, as adaptações de treinamento desejadas podem ser alcançadas. Não foram observadas diferenças entre atletas overhead e não atletas nos padrões de ativação inicial dos músculos
(ORTEGA-CEBRIÁN <i>et al.</i> , 2019)	n= 34 (34 homens, 14 atletas foram)	Identificar e descrever os padrões de ativação muscular em músculos principais, periescapulares e do	Os movimentos ativos foram realizados em três velocidades: "lenta" "média"	Eletrodos de superfície e EMG interno	Trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior, deltoide anterior, deltoide médio,	O sinal de EMG foi normalizado em relação à linha de base de repouso, que foi a gravação de	Não foram observadas diferenças significativas entre atletas e não atletas no tempo médio de ativação da EMG para os músculos motores	

	avaliados pela EMG Idade: 24,6 ± 4,6 anos	manguito rotador durante movimentos fisiológicos realizados durante uma avaliação padronizada do ombro em diferentes velocidades e cargas em não atletas e atletas que realizam movimentos acima da cabeça.	("rápida". Esses movimentos foram realizados tanto sem carga como com um peso de 3 kg para a condição "carregada". Os movimentos foram registrados na mesma ordem: flexão (lenta sem carga, lenta carregada, média sem carga, média carregada, rápida sem carga e rápida carregada), seguida de flexão no plano escapular e abdução (com o mesmo processo de carga e velocidade) respectivamente.	deltoide posterior, peitoral maior, Supraespinhal, infraespinhal e subescapular (EMG enquanto o sujeito foi instruído a relaxar com o braço ao lado do corpo (Kadaba et al., 1992). O tempo de ativação dos músculos foi normalizado em relação ao início do movimento do braço, detectado por um acelerômetro preso ao pulso do sujeito (Delsys, Inc. Boston, EUA, taxa de amostragem do acelerômetro: 250 Hz).	principais, periescapulares ou do manguito rotador durante os movimentos fisiológicos em diferentes velocidades ou cargas. A média ± intervalo de confiança (IC 95%) no grupo atletas foi de -203.08[-265.57 to -140.58]	principais, periescapulares e do manguito rotador durante os movimentos de avaliação clínica rotineiramente realizados em diferentes velocidades e com diferentes cargas. A ativação inicial dos músculos ocorreu antes do movimento em todos os músculos e para todos os movimentos, sendo DA, TS e DM os músculos mais precocemente ativados, seguidos por outros músculos principais e periescapulares, com o manguito rotador sendo o último a ser ativado. A ativação mais rápida foi observada durante os movimentos de velocidade média e com carga no braço	
(PINK, M <i>et al.</i> , 1991)	n= 20 (15 homens, 5 mulheres) Idade: média de 39 anos	Descrever os padrões de atividade muscular em 12 músculos do ombro normal durante a natação estilo livre.	O participante começou a nadar em um ritmo moderado a aproximadamente 20 jardas de distância do final da piscina, paralelamente à janela subaquática. Foram obtidos dados de dois a quatro ciclos de braçada. Foi pedido ao participante que realizasse três	EMG intramuscular agulha única de Basmajian	Deltoide anterior, deltoide médio, deltoide posterior, serrátil anterior, trapézio superior, romboides, subescapular, supraespinhoso, infraespinhoso, redondo menor, grande dorsal e peitoral maior.	Após excluir o ruído identificado pela gravação em repouso, o sinal EMG de 1 segundo de pico durante o teste muscular manual (MMT) foi selecionado como valor de normalização (100%). Os padrões de atividade foram avaliados a cada 20 ms e expressos como porcentagem da base de normalização. Esses padrões de atividade foram	Todos os deltoides atingiram picos de atividade entre 70% e 76% da força muscular máxima (FMM). A atividade diminuiu na fase de recuperação. Os deltoides anterior e médio demonstraram um segundo pico de atividade na entrada da mão (45% a 51% da FMM). O músculo supraespinhal estava ativo na entrada da mão (54% da FMM ± 29) e, em seguida, diminuiu para níveis mais baixos (6% a 19% da FMM) durante a fase média de tração. O músculo infraespinhal teve seu maior nível de atividade muscular na	Tanto o subescapular quanto o serrátil anterior continuamente disparam acima de 20% da força muscular máxima. Devido à proximidade anatômica do redondo menor e infraespinhoso, pode-se pensar que eles funcionariam de maneira semelhante. No entanto, os padrões de atividade muscular contam uma história muito diferente. O infraespinhoso deprime o úmero em meia recuperação para controlar a forte força de

tentativas do nado livre.

sincronizados com o filme para obter valores percentuais de atividade muscular em fases separadas do movimento dos participantes.

recuperação média (34% da FMM \pm 34). O músculo redondo menor demonstrou um aumento gradual na atividade muscular na tração, chegando a 57% da FMM na tração média. O subescapular foi ativo durante todo o ciclo de nado, com intensidade variando entre 26% e 71% da FMM. Os romboides apresentaram ativação acentuada na entrada da mão (49% da FMM \pm 23). Em seguida, diminuíram para uma faixa de 9% a 13% da FMM. O trapézio superior teve uma magnitude de atividade de 64% da FMM \pm 42. A atividade muscular caiu rapidamente para um nível de repouso de 4% a 16% da FMM até que o úmero passasse pelo ponto em que era perpendicular ao tronco. O serrátil anterior demonstrou um nível constante de atividade ao longo do ciclo de nado, com a maioria da ação ocorrendo entre 20% e 40% da FMM. O músculo peitoral maior atingiu seu pico de atividade antes do grande dorsal. A intensidade da atividade nos dois músculos foi semelhante: 71% da FMM \pm 32 para o músculo peitoral maior e 75% da FMM \pm 49 para o grande dorsal. Imediatamente após esses picos, a atividade muscular caiu para níveis de repouso para cada um desses músculos (2% a 38% da FMM)

rotação interna do subescapular, enquanto o teres menor está bastante ativo na puxada ao atuar com o peitoral maior. Isso reforça o fato de que o papel de cada músculo precisa ser considerado individualmente.

(ROUARD <i>et al.</i> , 1997)	n=9 (não específica gênero)	Examinar a influência da repetição da braçada até a	Cada sujeito foi solicitado a nadar 4 x 100 m no	Eletrodos de superfície	Grande dorsal e deltoide anterior	Para normalizar os resultados, tomaram o valor máximo dos 20	O DA aumentou de do primeiro ao terceiro 100 m com uma diminuição para o	A repetição da braçada até a exaustão no teste 4x100m crawl não se
-------------------------------	-----------------------------	---	--	-------------------------	-----------------------------------	--	--	--

	Idade: 17,33 ± 2,59 anos	exaustão, nos recrutamentos musculares nas fases do ciclo da braçada crawl.	nado crawl na mesma velocidade de nado			valores de IEMG/tP e expressaram os demais em porcentagem desse valor máximo. Média e desvio padrão foram calculados para cada curso e cada fase para todos os parâmetros estudados.	último 100 m (P 5 0,0691). O GD teve baixas intensidades na fase de varredura. A fase de recuperação indicou a atividade principal para o GD com uma atividade importante do DA.	associou ao aumento do IEMG, exceto para o músculo flexor ulnar do carpo. Nenhum sinal IEMG de "fadiga muscular típica" foi observado neste tipo de exercício de treinamento. Os padrões musculares nas diferentes fases não foram influenciados pela condição de exaustão. Seja qual for os 100 m, as maiores atividades elétricas musculares foram observadas durante a fase de varredura interna apoiada por uma importante atividade antagonista
(RUWE <i>et al.</i> , 1994)	n= 34 (25 atletas sem dor foram avaliados pela EMG, 19 homens e 6 mulheres) Idade: média de 39 homens	Descrever e comparar os padrões de atividade muscular elétrica em 12 músculos do ombro durante o nado peito em nadadores competitivos com ombros normais e nadadores competitivos com ombros dolorosos enquanto realizavam o nado peito em uma piscina.	Nado peito	EMG intramuscular agulha única de Basmajian	Deltoide anterior, deltoide médio, deltoide posterior, serrátil anterior, trapézio superior, romboides, subescapular, supraespinhoso, infraespinhoso, redondo menor, grande dorsal e peitoral maior.	Após excluir o ruído identificado pelo registro em repouso, o sinal EMG de pico de 1 segundo durante uma Medida de Força Muscular (MMT) foi selecionado como valor de normalização (100%). Os padrões de atividade foram avaliados a cada 20 milissegundos e expressos como porcentagem da base de normalização. Esses padrões de atividade foram sincronizados com o filme para obter valores percentuais de atividade muscular em fases separadas do movimento do sujeito.	Os três músculos do deltoide foram ativados sequencialmente durante a fase inicial até a fase média da recuperação tanto em ombros normais quanto dolorosos. A atividade máxima foi inicialmente exibida pelo deltoide anterior, seguida pelo deltoide médio e, em seguida, pelo deltoide posterior. O músculo redondo menor apresentou atividade máxima em durante a fase média de puxada (65% MMT) com atividade reduzida durante a recuperação (valores de MMT entre 15% e 29%). O músculo subescapular demonstrou um nível relativamente baixo de atividade durante a fase de puxada (7% a 23% MMT) quanto a fase de recuperação (4% a 17% MMT). Os músculos romboides	Os músculos serrátil anterior e teres menor foram ativados em ou acima de 15% da força muscular máxima (FMM) ao longo do ciclo de nado peito. o músculo teres menor mostrou atividade contínua acima de 15% da FMM, com pico de 65% da FMM na tração, enquanto o músculo infraespinhal permaneceu, com uma breve exceção, abaixo de 15% da FMM. Isso reforça o conceito fundamental de que cada músculo deve ser avaliado e reabilitado individualmente.

(RYU *et al.*,
1988)

n=6 (6
homens)
Idade: 18 a
21 anos
(média,
21 anos)

Analisar a atividade
muscular
do ombro durante o
saque de tênis e o
forehand
e golpes de fundo de
backhand

A atividade
muscular foi
registrada
enquanto os
sujeitos serviam a
bola de tênis e
executou o
backhand e o
forehand

EMG
intramuscular
usando a técnica
de agulha única
Basmajian.

Grande dorsal,
peitoral maior,
supraespinhal,
infraespinhal,
subescapular,
serrátil anterior e
deltoide médio

Os padrões de
atividade foram
avaliados a cada 20
ms e expresso como
uma porcentagem da
atividade registrada
durante o MMT.

mostraram baixa atividade em nadadores com ombros normais e dolorosos ao longo da braçada (1% a 29% MMT) sem diferenças significativas entre os dois grupos. O músculo trapézio superior apresentou pouca atividade durante a puxada (3% a 12% MMT), com atividade máxima durante a recuperação média de 44% MMT. o músculo serrátil anterior demonstrou atividade ao longo do ciclo de natação, com atividade máxima na recuperação média a tardia. o músculo peitoral maior exibiu um pico acentuado de atividade muscular durante a puxada média, com uma intensidade de atividade atingindo 67% MMT. O músculo peitoral maior apresentou um nível relativamente baixo de atividade durante a recuperação. o músculo grande dorsal também demonstrou atividade máxima durante a puxada, com um pico de MMT de 27%. Os músculos grandes dorsais foram relativamente inativos durante a recuperação (5% a 8% MMT)

Os valores médios de ativação relativa para os músculos testados no Estágio I do saque foram mínimos a baixos. A atividade variou de 5% a 24%. No estágio II o serrátil anterior foi o músculo que teve maior ativação (70%). No estágio III foi o peitoral maior e o subescapular (115% e 113%) e

Fadiga do serrátil anterior pode comprometer a sincronia escapulotorácico-glenoumeral e levar a biomecânica compensatória anormal e lesão de tecidos moles. Por causa das semelhanças entre o

						no estágio IV novamente o subescapular teve maior ativação (63%)	saque de tênis e o arremesso acima da cabeça, um programa de condicionamento comparável ao uso de um pitchers pode ser apropriado para tenistas. Programas de condicionamento e reabilitação que enfatizam flexibilidade, força e resistência irá beneficiar o tenista em melhorar o desempenho e evitando lesões comuns no tênis.	
(SERENZA <i>et al.</i> , 2018)	n=16 (16 homens) Idade: 15 a 24 anos	Verificar a cinemática tridimensional e a atividade eletromiográfica da escápula durante o movimento de elevação do braço no plano da escápula antes e após um teste de esforço máximo que simula o movimento esportivo de natação. Em segundo lugar, este estudo teve como objetivo analisar como a variação da atividade muscular após o esforço máximo influencia a cinemática escapular.	Repetições da fase de puxada simulada de nadaram em intensidade máxima por 3 minutos e foram encorajados para manter o movimento do ombro em flexão e extensão. Por isso durante uma extensão do ombro, houve resistência elástica, enquanto o retorno ao A posição inicial de foi controlada por meio de ação muscular excêntrica.	Eletrodos de superfície	Trapézio superior (TS), Trapézio médio (TM), Trapézio inferior (TI) e Serrátil anterior (SA)	O registro da atividade eletromiográfica da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foi realizado para obter o valor de referência para normalizar a faixa mioelétrica dos testes. Os voluntários realizaram três contrações para cada um dos músculos durante 5 segundos, com intervalo de 60 segundos. O valor de referência para normalização é a média dos valores máximos do EMG das três CIVMs.	Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas na redução da amplitude eletromiográfica no músculo SA nos intervalos 60-30° de 4,59% e 120-90° de 4,16%) com tamanho de efeito moderado ($p = 0,04$, $d = 0,57$; $p = 0,02$, $d = 0,56$). O músculo TM no intervalo de 120-90°. O músculo TI na faixa de 60 30° foi responsável por 42% ($p = 0,01$) da variação da inclinação escapular em 60° de elevação. O TM na faixa de 120°-90° foi responsável por 38% e 42% ($p = 0,01$, $p_{300} = 0,01$) em relação à variação da rotação interna da escápula em 120° e 90° de elevação do braço, respectivamente. O SA 60°-30° contribuiu em 25% e 31% ($p = 0,04$, $p = 0,03$) da variação da rotação interna a 60° e 30°, respectivamente.	Atletas de natação submetidos a um teste de esforço máximo de 3 minutos tiveram alteração da cinemática escapular e diminuição da atividade do músculo SA. Embora os resultados tenham sido estatisticamente significativos, as diferenças encontradas foram pequenas e as repercussões clínicas são incertas.
(STIRN <i>et al.</i> , 2011)	n=11 (11 homens) Idade: 22,0 ± 2,9 anos	Avaliar a fadiga muscular periférica durante 100 m de esforço máximo de	Os sujeitos foram instruídos a realizar um nado crawl de 100	Eletrodos de superfície	Grande dorsal e peitoral maior.	Não informado	O músculo PM1 foi ativado por um período significativamente mais curto em cada braçada do que outros músculos	As alterações dos parâmetros EMG de amplitude e frequência (ARV e MNF) estiveram

		nado crawl em músculos selecionados da parte superior do tronco e do braço por meio dos parâmetros de amplitude e frequência do EMG, apoiados por alguns dados cinemáticos e fisiológicos	metros em um nível máximo de esforço percebido				[F(2,4,23,8) = 12,729], e a fase não ativa do PM1 foi significativamente mais longa do que a não fase ativa dos músculos PM2 e TB [F(4,40) = 13,825,]. A comparação da duração absoluta da fase ativa no final da natação, com relação ao início, mostrou diferenças significativas para o músculo LD2. Aumentou de 386,9 ± 49,2 para 424,5 ± 72,0 ms	de acordo com o aparecimento da fadiga. No entanto, os parâmetros EMG não indicaram diferenças significativas entre os músculos analisados após a natação porque as mudanças na amplitude do sinal EMG e MNF não podem ser atribuídas apenas ao processo de fadiga, uma vez que os parâmetros EMG também podem ser afetados por alterações no controle motor.
(STIRN <i>et al.</i> , 2013)	n=11 (11 homens) Idade: 22,0 ± 2,9 anos	Comparar a diminuição da fadiga muscular média (MNF) de alguns músculos da parte superior do corpo durante a natação de 100 metros nado crawl usando dois métodos de normalização diferentes: primeiro quando MNF no final da natação (MNF _{Send}) foi normalizado em relação ao seu valor inicial no início da natação e em segundo lugar quando o MNF _{min} foi levado em consideração.	Com atleta em decúbito ventral foi realizado 3 movimentos para analisar os diferentes músculos. Uma retroflexão, uma adução horizontal com o braço flexionado.	Eletrodos de superfície	Grande dorsal e peitoral maior.	Dois métodos de normalização diferentes: primeiro quando o MNF no final da natação (MNF _{Send}) foi normalizado em relação ao seu valor inicial no início da natação e segundo quando o MNF _{min} foi levado em consideração.	Os valores médios de MNF _{ini} e MNF _{min} da contração isométrica dos músculos GD e PM são respectivamente 96.25 e 53.37 (parte superior) e 71.46 e 45.08 (parte inferior); e para o PM são 75.68 e 35.05 (parte superior) e 76.86 e 13.44 (parte inferior)	F _{start} não mostrou diferenças significativas entre os músculos observados durante um crawl de 100 metros em um nível de esforço máximo. Já a normalização em relação ao valor de MNF _{min} (expresso com FI _{min}) produziu diferenças significativas entre os músculos analisados.
(VANECKOVA; KABESOVA, 2022)	n= 16 (16 homens) Idade: 17 a 27 ± 2,8 anos	Monitorar a ativação muscular e avaliar o grau de similaridade de coordenação entre o estilo crawl como movimento alvo e a imitação e exercícios de força fora do ambiente aquático (no	Movimento do nado crawl no simulador de natação FLUM e no simulador de natação Biokinetic	Eletrodos de superfície	Grande dorsal e peitoral maior	Não informado	A ativação do peitoral maior no tanque de natação situou-se em 32% do ciclo de movimento, enquanto a diminuição da atividade da primeira ativação ocorreu em 68%. No simulador de natação Biokinetic, a posição média da primeira ativação ficou em 1%;	Com base nos resultados obtidos, pode-se afirmar que a ativação muscular de músculos selecionados durante um ciclo médio de trabalho no estilo crawl não apresentou diferenças estatisticamente significativas em

simulador de natação
Biokinetic) usando a
medição
eletromiográfica (EMG)
dos músculos

a diminuição da atividade foi
de 38 %. A ativação do grande
dorsal encontra-se em 19% no
tanque de natação, em 13% no
simulador de natação
Biokinetic e em 28% no
expansor.

comparação com os
movimentos de imitação
no simulador de natação
Biokinetic. No entanto,
diferenças materialmente
significativas entre o
envolvimento e as
sinergias da maioria dos
músculos foram
demonstradas

Fonte: elaborado pelos autores, 2023

Tabela 4: Esportes avaliados

	Natação	Tênis	Vôlei	Handebol	Poló Aquático	Beisebol	Softball	Arremesso de peso	Vôlei de praia
Estudos									
(AOYAMA; AE; KOHNO, 2022)						X			
(CHAINOK <i>et al.</i> , 2022)	X								
(CHOW <i>et al.</i> , 1999)		X							
(CHOW <i>et al.</i> , 2007)		X							
(DE MEY <i>et al.</i> , 2013)	X	X	X						
(FIGUEIREDO, P <i>et al.</i> , 2013)	X								
(FIGUEIREDO, Pedro <i>et al.</i> , 2013)	X								
(GANter <i>et al.</i> , 2007)	X								
(GARCIA-MASSO; COLADO, 2010)	X								
(GILLET <i>et al.</i> , 2019)		X							
(HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016)							X		
(HERMANN, 1960)								X	
(IKUTA <i>et al.</i> , 2012)	X								
(JOSHI <i>et al.</i> , 2011)	X		X			X			
(JULIENNE <i>et al.</i> , 2007)		X							
(JULIENNE; GAUTHIER; DAVENNE, 2012)		X							

(KHAL <i>et al.</i> , 2020)			X						
(KIBLER <i>et al.</i> , 2007)		X							
(KING <i>et al.</i> , 2022)	X					X			
(KLICH <i>et al.</i> , 2021)		X	X	X					
(LAJTAI <i>et al.</i> , 2012)									X
(MARTENS <i>et al.</i> , 2015)	X								
(MARTENS <i>et al.</i> , 2016)	X								
(OLIVER; WEIMAR; HENNING, 2016)							X		
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	X								
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	X								
(ORTEGA-CEBRIÁN <i>et al.</i> , 2019)				X					
(PINK, M <i>et al.</i> , 1991)	X								
(ROUARD <i>et al.</i> , 1997)	X								
(RUWE <i>et al.</i> , 1994)	X								
(RYU <i>et al.</i> , 1988)		X							
(SERENZA <i>et al.</i> , 2018)	X								
(STIRN <i>et al.</i> , 2011)	X								
(STIRN <i>et al.</i> , 2013)	X								
(VANECKOVA; KABESOVA, 2022)	X								
TOTAL	20	10	4	2	1	3	1	1	1

Fonte: elaborado pelos autores, 2023

Tabela 5: Músculos avaliados

	Grande dorsal (GD)	Peitoral Maior (PM)	Supraespinhal (SS)	Infraespinhal (IS)	Subescapular (SB)	Serrátil anterior (SA)	Deltoide médio (DM)	Deltoide anterior (DA)	Deltoide posterior (DP)	Trapézio superior (TS)	Trapézio médio (TM)	Trapézio inferior (TI)	Redondo maior (RM)	Redondo menor (RMe)	Romboides (RB)
Estudos															
(AOYAMA; AE; KOHNO, 2022)	X	X		X			X	X	X	X	X	X			
(CHAINOK <i>et al.</i> , 2022)	X														
(CHOW <i>et al.</i> , 1999)		X					X	X	X						
(CHOW <i>et al.</i> , 2007)							X	X	X						
(DE MEY <i>et al.</i> , 2013)															
(FIGUEIREDO, P <i>et al.</i> , 2013)		X								X					
(FIGUEIREDO, Pedro <i>et al.</i> , 2013)		X								X					
(GANTER <i>et al.</i> , 2007)	X														
(GARCIA-MASSO; COLADO, 2010)									X						
(GILLET <i>et al.</i> , 2019)	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X		X			
(HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016)						X				X	X	X			
(HERMANN, 1960)		X					X	X	X					X	

(PINK, M <i>et al.</i> , 1991)	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X				X	X
(ROUARD <i>et al.</i> , 1997)	X							X							
(RUWE <i>et al.</i> , 1994)	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X				X	X
(RYU <i>et al.</i> , 1988)	X	X	X	X	X	X	X								
(SERENZA <i>et al.</i> , 2018)						X				X	X	X			
(STIRN <i>et al.</i> , 2011)	X	X													
(STIRN <i>et al.</i> , 2013)	X	X													
(VANECKOVA; KABESOVA, 2022)	X	X													
TOTAL	14	19	8	13	6	10	12	13	14	15	5	11	0	4	2

Fonte: elaborado pelos autores, 2023

Tabela 6: Tipo de contração muscular, tipo de eletrodos utilizado, tarefa realizada e movimento realizado

	Contração muscular	Eletrodo utilizado	Tarefa realizada	Movimento realizado
Estudos				
(AOYAMA; AE; KOHNO, 2022)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Lançamento de bola	Rotação externa de ombro
(CHAINOK <i>et al.</i> , 2022)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Virada do nado costas para peito	-
(CHOW <i>et al.</i> , 1999)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Movimento de voleio no tênis	-
(CHOW <i>et al.</i> , 2007)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Voleio no tênis	-
(DE MEY <i>et al.</i> , 2013)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Oito exercícios de retração escapular em ordem aleatória na frente de um aparelho de polia	Retração escapular
(FIGUEIREDO, P <i>et al.</i> , 2013)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado crawl máximo de 200 metros	Flexão e extensão de ombro
(FIGUEIREDO, Pedro <i>et al.</i> , 2013)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado crawl	Flexão e extensão de ombro
(GANTER <i>et al.</i> , 2007)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Movimentos de braço estilo "borboleta" por 30 segundos em um sistema de banco de natação isocinético	Flexão e extensão de ombro
(GARCIA-MASSO; COLADO, 2010)	Isométrica	Eletrodos de superfície	Nado crawl	Abdução horizontal, adução horizontal
(GILLET <i>et al.</i> , 2019)	Isotônica	Eletrodos de superfície e eletrodos em gancho de fio fino intramusculares	Saque de tênis sem a bola	Rotação interna, rotação externa e extensão de ombro

(HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Arremesso de bola	Rotação externa de ombro
(HERMANN, 1960)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Arremesso de peso	Flexão, extensão, abdução, adução e rotação externa de ombro
(IKUTA <i>et al.</i> , 2012)		Eletrodos de superfície	Nado crawl	Flexão e extensão de ombro
(JOSHI <i>et al.</i> , 2011)	Isométrica	Eletrodos de superfície	Realizar uma RE de ombro deitado em decúbito ventral	Rotação externa de ombro
(JULIENNE <i>et al.</i> , 2007)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Rotação interna e externa de ombro no isocinético	Rotação interna e externa de ombro
(JULIENNE; GAUTHIER; DAVENNE, 2012)	Isotônica	Eletrodos de superfície	RI de ombro no isocinético	Rotação interna de ombro
(KHAL <i>et al.</i> , 2020)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Saque de salto flutuante no vôlei	Flexão, rotação externa e extensão do ombro
(KIBLER <i>et al.</i> , 2007)		Eletrodos de superfície e eletrodos de inserção introduzidos através de uma agulha hipodérmica	Rebater a bola de tênis	
(KING <i>et al.</i> , 2022)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Rotação interna e externa de ombro no isocinético	Rotação interna e externa de ombro
(KLICH <i>et al.</i> , 2021)	Isotônica	Eletrodos de superfície		Rotação interna e externa de ombro
(LAJTAI <i>et al.</i> , 2012)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Corte do vôlei	Flexão, extensão, rotação externa e rotação interna de ombro

(MARTENS <i>et al.</i> , 2015)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado crawl de 25m	Flexão e extensão de ombro
(MARTENS <i>et al.</i> , 2016)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado crawl de 25m	Flexão e extensão de ombro
(OLIVER; WEIMAR; HENNING, 2016)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Lançamento de bola	Rotação externa de ombro
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado peito	Flexão e extensão de ombro
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado peito	Flexão, adução e extensão de ombro
(ORTEGA-CEBRIÁN <i>et al.</i> , 2019)	Isotônica	Eletrodos de superfície e EMG interno	Flexão, flexão no plano escapular e abdução de ombro em diferentes velocidades e com e sem carga	Flexão, flexão no plano escapular e abdução de ombro
(PINK, M <i>et al.</i> , 1991)	Isotônica	EMG intramuscular agulha única de Basmajian	Nado livre	Flexão e extensão de ombro
(ROUARD <i>et al.</i> , 1997)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado crawl	Flexão e extensão de ombro
(RUWE <i>et al.</i> , 1994)	Isométrica	EMG intramuscular agulha única de Basmajian	Nado peito	Flexão, adução e extensão de ombro
(RYU <i>et al.</i> , 1988)	Isotônica	EMG intramuscular usando a técnica de agulha única Basmajian.	Backhand e o forehand	Abdução, extensão, rotação externa, rotação interna e adução do ombro
(SERENZA <i>et al.</i> , 2018)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Braçada na natação	Flexão e extensão do ombro
(STIRN <i>et al.</i> , 2011)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Nado crawl de 100 m	Flexão e extensão de ombro

(STIRN <i>et al.</i> , 2013)	Isotônica e Isométrica	Eletrodos de superfície	Nado crawl e atleta em decúbito ventral realizou retroflexão, uma adução horizontal com o braço flexionado com resistência elástica	Flexão, extensão, adução horizontal de ombro
(VANECKOVA; KABESOVA, 2022)	Isotônica	Eletrodos de superfície	Movimento do nado crawl no simulador de natação FLUM e no simulador de natação Biokinetic	Flexão e extensão do ombro

Fonte: elaborado pelos autores, 2023

4.3. RISCO DE VIÉS ENTRE OS ESTUDOS

A qualidade metodológica na tabela 7 foi categorizada como “Baixa” quando o estudo obteve até quatro respostas “Sim” para os itens avaliados; “Moderada” quando o estudo obteve entre cinco e sete respostas “Sim”; e “Alta” quando o estudo atingiu oito ou mais respostas “Sim”. Assim os escores variam entre 3/11 (27,7%) a 9/11 (81,8%). Sendo dois estudos considerados baixa, trinta moderadas e dois alta.

Já na tabela 8 a qualidade metodológica foi categorizada como “Baixa” quando o estudo obteve até três respostas “Sim” para os itens avaliados; “Moderada” quando o estudo obteve cinco ou seis respostas “Sim”; e “Alta” quando o estudo atingiu sete ou mais respostas “Sim”. Assim o escore foi de 6/8 (75%). O estudo foi considerado moderada.

Tabela 7: Avaliação da qualidade metodológica baseada no Joanna Briggs Institute (JBI)

Critérios/Estudos	Os dois grupos eram semelhantes e recrutados da mesma população?	As exposições foram medidas de maneira semelhante para atribuir as pessoas aos grupos expostos e não expostos?	A exposição foi medida de maneira válida e confiável?	Foram identificados fatores de confusão?	As estratégias para lidar com os fatores de confusão foram mencionadas?	Os grupos/participantes estavam livres do desfecho no início do estudo (ou no momento da exposição)?	Os desfechos foram medidos de forma válida e confiável?	O tempo de acompanhamento foi relatado e foi suficiente para que os desfechos ocorressem?	O acompanhamento foi completo? Caso contrário, foram descritas e exploradas as razões para perdas durante o acompanhamento?	Foram utilizadas estratégias para lidar com o acompanhamento incompleto?	Foi utilizada uma análise estatística apropriada?	TOTAL
(AOYAMA; AE; KOHNO, 2022)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(CHAINOK <i>et al.</i> , 2022)	NA	NA	S	S	S	S	S	S	S	NA	S	8
(CHOW <i>et al.</i> , 1999)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(CHOW <i>et al.</i> , 2007)	NA	NA	S	N	N	S	S	N	S	NA	S	5
(DE MEY <i>et al.</i> , 2013)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(FIGUEIREDO, P <i>et al.</i> , 2013)	NA	NA	S	N	N	S	S	N	S	NA	S	5
(FIGUEIREDO, Pedro <i>et al.</i> , 2013)	NA	NA	S	N	N	S	S	N	S	NA	S	5
(GANTER <i>et al.</i> , 2007)	S	I	S	N	N	S	S	I	S	NA	S	6
(GARCIA-MASSO; COLADO, 2010)	NA	NA	I	S	I	S	I	N	S	NA	S	4
(GILLET <i>et al.</i> , 2019)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(HENNING; PLUMMER; OLIVER, 2016)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(HERMANN, 1960)	S	I	I	N	N	S	I	N	S	NA	I	3
(IKUTA <i>et al.</i> , 2012)	NA	NA	S	N	N	S	S	N	S	NA	S	5
(JOSHI <i>et al.</i> , 2011)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6

(JULIENNE <i>et al.</i> , 2007)	S	I	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	7
(JULIENNE; GAUTHIER; DAVENNE, 2012)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(KHAL <i>et al.</i> , 2020)	NA	NA	S	S	S	S	S	N	S	NA	S	7
(KIBLER <i>et al.</i> , 2007)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(KING <i>et al.</i> , 2022)	S	S	S	S	S	S	S	N	S	NA	S	9
(KLICH <i>et al.</i> , 2021)	NA	NA	S	S	I	S	I	N	S	NA	S	5
(MARTENS <i>et al.</i> , 2015)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(MARTENS <i>et al.</i> , 2016)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(OLIVER; WEIMAR; HENNING, 2016)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	NA	NA	S	N	N	S	S	N	S	NA	S	5
(OLSTAD <i>et al.</i> , 2017)	NA	NA	S	N	N	S	S	N	S	NA	S	5
(ORTEGA-CEBRIÁN <i>et al.</i> , 2019)	I	I	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6
(PINK, M. <i>et al.</i> , 1991)	S	I	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	7
(ROUARD <i>et al.</i> , 1997)	NA	NA	S	N	N	S	S	N	S	NA	S	5
(RUWE <i>et al.</i> , 1994)	S	I	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	7
(RYU <i>et al.</i> , 1988)	NA	NA	S	S	N	S	S	N	S	NA	S	6
(SERENZA <i>et al.</i> , 2018)	NA	NA	S	S	S	S	S	N	S	NA	S	7
(STIRN <i>et al.</i> , 2011)	NA	NA	S	S	I	S	I	N	S	NA	S	5
(STIRN <i>et al.</i> , 2013)	NA	NA	S	S	I	S	I	N	S	NA	S	5
(VANECKOVA; KABESOVA, 2022)	NA	NA	S	S	I	S	S	N	S	NA	S	6

Tabela 8: Avaliação da qualidade metodológica baseada no Joanna Briggs Institute (JBI)

Critérios/Estudos	Os critérios de inclusão na amostra foram claramente definidos?	Os sujeitos do estudo e o ambiente foram descritos em detalhes?	A exposição foi medida de forma válida e confiável?	Foram utilizados critérios objetivos e padronizados para a medição da condição?	Foram identificados os fatores de confusão?	As estratégias para lidar com os fatores de confusão foram declaradas?	Os resultados foram medidos de forma válida e confiável?	Foi utilizada análise estatística adequada?	TOTAL
(LAJTAI et al., 2012)	S	I	S	S	S	I	S	S	6

Para todas as ferramentas, há quatro possibilidades de respostas para cada pergunta: “Sim”, “Não”, “Incerto” e “Não aplicável”. Se o estudo primário atendeu a todos os critérios descritos, recebe resposta “Sim” na pergunta em questão. Se o estudo não desenvolveu/avaliou da forma que está descrita na pergunta ou não mencionou o item em questão, recebe a resposta “Não”. Para qualquer item, se não ficou claro como aquele tópico foi desenvolvido, recebe a resposta “Incerto”. Por fim, se o questionamento não se aplica para o que se está sendo analisado, a resposta é “Não se aplica”.

5. DISCUSSÃO

Esse estudo demonstrou as evidências sobre eletromiografia em atletas overhead. O tipo de eletrodo mais utilizado, são os de superfície, avaliado em 29 estudos. A natação foi o esporte mais avaliado (20 estudos), seguido pelo tênis (10 estudos). Quanto aos músculos mais analisados, destacam-se o peitoral maior em 19 estudos, trapézio superior em 15 estudos e grande dorsal em 14 estudos.

Atualmente, os sinais obtidos por meio da EMG de superfície são amplamente usados para obter informações sobre a ativação superficial do músculo em relação ao tempo e à intensidade (CHOWDHURY et al., 2013). Suas principais vantagens são a rapidez, conveniência e facilidade de aplicação na pele (HANCOCK; HAWKINS, 1996).

Na natação, existem diversos estilos de nado, sendo que no nado crawl, o músculo peitoral maior é altamente exigido, apresentando um aumento na amplitude eletromiográfica durante o movimento de nado (IKUTA *et al.*, 2012). Ele também, juntamente com o grande dorsal, desempenha um papel fundamental no impulsionamento do corpo dentro da água para melhorar o desempenho. Por outro lado, o trapézio superior é crucial para a estabilização da escápula durante o movimento do braço na braçada (PINK, M *et al.*, 1991). Vaneckova et al. demonstrou que a ativação do peitoral maior começa no início da braçada, o que significa que essa ativação ocorre principalmente durante o movimento de flexão do ombro. Além disso, o peitoral maior possui a função principal de adução com rotação interna do ombro, e, como músculo auxiliar, ele participa da flexão (VANECKOVA; KABESOVA, 2022).

Durante a fase de braçada na natação, ocorrem diversos movimentos cinesiológicos, incluindo a extensão do ombro, que é uma das principais funções do músculo grande dorsal. Além disso, esse músculo é considerado um músculo respiratório auxiliar, pois cria um ponto fixo no úmero. Juntamente com o reto abdominal e o glúteo máximo, o grande dorsal é considerado um dos músculos mais ativos no nado crawl (VANECKOVA; KABESOVA, 2022).

As lesões crônicas no ombro são comuns em jogadores de tênis, independentemente da idade, e frequentemente estão acompanhadas de discinesia escapular. Essa discinesia pode ocorrer devido a fraqueza, fadiga ou atraso na ativação do músculo trapézio inferior, que está associada a um

aumento da ativação do músculo trapézio superior (GILLET *et al.*, 2019). Os músculos trapézio superior, trapézio médio e deltoides têm como função realizar a abdução do ombro e rotação superior da escápula (AOYAMA; AE; KOHNO, 2022). No presente estudo mostra uma alta evidencia de análise do músculo trapézio superior em atletas overhead.

A avaliação eletromiográfica utilizando a contração isotônica tem sido amplamente utilizada devido à diversidade de tarefas que estão sendo realizadas (DE OLIVEIRA *et al.*, 2017)

6. CONCLUSÃO

Após a revisão dos estudos sobre a eletromiografia em atletas overhead, podemos concluir que o tipo de contração muscular mais comumente utilizado é a contração isotônica, os músculos mais analisados, destacam-se o peitoral maior seguido do trapézio superior e grande dorsal, os eletrodos de superfície são amplamente empregados para coletar os sinais de eletromiografia e as posições mais frequentemente adotadas para avaliar a ativação muscular são a flexão e a extensão do ombro. Essa escolha está relacionada ao fato de que o esporte mais amplamente investigado nesses estudos é a natação, que requer o uso intenso dos músculos do ombro.

No entanto, é importante ressaltar que há uma variabilidade nos métodos e nas análises utilizadas nos estudos revisados. Isso pode dificultar a comparação direta entre os resultados e a obtenção de conclusões mais robustas. Além disso, observa-se uma limitação no número de estudos abordando outras modalidades esportivas overhead, o que restringe o conhecimento sobre os padrões de ativação muscular nesses contextos.

Essas informações são relevantes para profissionais de saúde, treinadores e atletas, pois podem contribuir para o desenvolvimento de estratégias de prevenção de lesões e otimização do desempenho esportivo nos esportes overhead.

REFERÊNCIAS

- AOYAMA, T; AE, K; KOHNO, Y. Interindividual differences in upper limb muscle synergies during baseball throwing motion in male college baseball players. **Journal of Biomechanics**, T. Aoyama, Department of Physical Therapy, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences, 4669-2 Ami, Ami-Machi, Inashiki-gun, Ibaraki, Japan, v. 145, 2022. Disponível em: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2021214530&from=export>.
- BAHR, Roald; REESER, Jonathan C. Injuries among world-class professional beach volleyball players: The Fédération Internationale de Volleyball Beach Volleyball Injury Study. **American Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 31, n. 1, p. 119–125, 2003.
- BURKHART, Stephen S.; MORGAN, Craig D.; BEN KIBLER, W. The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology Part I: Pathoanatomy and biomechanics. **Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, [s. l.], v. 19, n. 4, p. 404–420, 2003.
- CHAINOK, Phornpot *et al.* Backstroke-to-Breaststroke Turns Muscular Activity. A Study Conducted in Age Group Swimmers. **Journal of Sports Science & Medicine**, Faculty of Sport, Burapha University, Chonburi, Thailand, v. 21, n. 3, p. 402–412, 2022. Disponível em: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=c8h&AN=159102100&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- CHALMERS, Peter N. *et al.* **The Relationship Between Pitching Mechanics and Injury: A Review of Current Concepts**. [S. l.: s. n.], 2017.
- CHOW, J W *et al.* Muscle activation during the tennis volley. / Activation des muscles lors de la volee au tennis. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, ; , v. 31, n. 6, p. 846–854, 1999. Disponível em: <http://articles.sirc.ca/search.cfm?id=S-59664>.
- CHOW, John W *et al.* Pre- and post-impact muscle activation in the tennis volley: effects of ball speed, ball size and side of the body. **British journal of sports medicine**, England, v. 41, n. 11, p. 754–759, 2007.
- CHOWDHURY, Rubana H. *et al.* Surface electromyography signal processing and classification techniques. **Sensors (Switzerland)**, [s. l.], v. 13, n. 9, p. 12431–12466, 2013.
- DE MEY, Kristof *et al.* Kinetic chain influences on upper and lower trapezius muscle activation during eight variations of a scapular retraction exercise in overhead athletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, [s. l.], v. 16, n. 1, p. 65–70, 2013. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2012.04.008>.
- DE OLIVEIRA, Fábio Carlos Lucas *et al.* Electromyographic analysis of rotator cuff muscles in patients with rotator cuff tendinopathy: A systematic review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 35, p. 100–114, 2017.

DUGAS, Jeffrey R.; MATHIS, Taylor P. Partial Rotator Cuff Tears in Throwing Athletes. **Operative Techniques in Sports Medicine**, [s. l.], v. 24, n. 3, p. 196–202, 2016. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1053/j.otsm.2016.04.007>.

ESCAMILLA, Rafael;; ANDREWS, James. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. **Sports Medicine**, [s. l.], v. 39, n. 7, p. 569–590, 2009. Disponível em: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ccm&AN=105395182&site=ehost-live>.

FIGUEIREDO, P *et al.* Kinematic and electromyographic changes during 200 m front crawl at race pace. **International journal of sports medicine**, Germany, v. 34, n. 1, p. 49–55, 2013.

FIGUEIREDO, Pedro *et al.* Upper- and lower-limb muscular fatigue during the 200-m front crawl. **Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme**, Canada, v. 38, n. 7, p. 716–724, 2013.

GANTER, Nico *et al.* Spectral parameters of surface electromyography and performance in swim bench exercises during the training of elite and junior swimmers. **European Journal of Sport Science**, [s. l.], v. 7, n. 3, p. 143–155, 2007. Disponível em: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=26946290&ang=pt-br&site=ehost-live>.

GARCIA-MASSO, Xavier; COLADO, Juan Carlos. Muscular Activity of the Posterior Deltoid During Swimming vs. Resistance Exercises on Water and Dry Land. **International Journal of Aquatic Research and Education**, [s. l.], v. 4, n. 1, p. 2–11, 2010.

GILLET, Benoit *et al.* Lower Trapezius Weakness and Shoulder Complex Biomechanics during the Tennis Serve. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 51, n. 12, p. 2531–2539, 2019.

HACKETT, Lucien *et al.* Assessing the validity of surface electromyography for recording muscle activation patterns from serratus anterior. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 24, n. 2, p. 221–227, 2014. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.01.007>.

HANCOCK, Robert E.; HAWKINS, Richard J. Applications of electromyography in the throwing shoulder. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, [s. l.], v. 330, n. 330, p. 84–97, 1996.

HENNING, Lisa; PLUMMER, Hillary; OLIVER, Gretchen D. COMPARISON OF SCAPULAR MUSCLE ACTIVATIONS DURING THREE OVERHEAD THROWING EXERCISES. **International Journal of Sports Physical Therapy**, Sports Medicine and Movement Laboratory, Auburn University, School of Kinesiology, Auburn AL, v. 11, n. 1, p. 108–114, 2016. Disponível em: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=c8h&AN=114972641&lang=pt-br&site=ehost-live>.

HERMANN, G W. **Electromyographic study of selected muscles involved in the shotput**. Eugene, Ore.; : Univ. of Oregon, 1960. Disponível em:

<https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=SPH3175&lang=pt-br&site=ehost-live>.

IKUTA, Yasushi *et al.* Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. **European journal of applied physiology**, Germany, v. 112, n. 9, p. 3417–3429, 2012.

JOHNSON, Victoria L.; HALAKI, Mark; GINN, Karen A. The use of surface electrodes to record infraspinatus activity is not valid at low infraspinatus activation levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 21, n. 1, p. 112–118, 2011. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.007>.

JOSHI, Mithun *et al.* Shoulder external rotation fatigue and scapular muscle activation and kinematics in overhead athletes. **Journal of Athletic Training**, [s. l.], v. 46, n. 4, p. 349–357, 2011.

JULIENNE, R *et al.* Isokinetic and electromyographic study of internal and external rotator muscles of tennis player. **Isokinetics and Exercise Science**, A. Gauthier, UFR STAPS Caen, Université de Caen Basse-Normandie, 2 Boulevard du Maréchal Juin, 14032 Caen Cedex, France, v. 15, n. 3, p. 173–182, 2007. Disponível em: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L350100612&from=export>.

JULIENNE, Roland; GAUTHIER, Antoine; DAVENNE, Damien. Fatigue-resistance of the internal rotator muscles in the tennis player's shoulder: Isokinetic and electromyographic analysis...[corrected] [published erratum appears in *PHYS THER SPORT* 2013 Feb;14(1):70]. **Physical Therapy in Sport**, INSERM, ERI 27, Université de Caen-Basse-Normandie, Caen F-14000, France, v. 13, n. 1, p. 22–26, 2012. Disponível em: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=c8h&AN=104510190&lang=pt-br&site=ehost-live>.

KHAL, Katelyn M *et al.* CHANGES IN INFRASPINATUS AND LOWER TRAPEZIUS ACTIVATION IN VOLLEYBALL PLAYERS FOLLOWING REPETITIVE SERVES. **International Journal of Sports Physical Therapy**, Clovis North Educational Center, Clovis, CA, USA, v. 15, n. 2, p. 196–202, 2020. Disponível em: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=c8h&AN=142739752&lang=pt-br&site=ehost-live>.

KIBLER, William B *et al.* Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve. **British journal of sports medicine**, England, v. 41, n. 11, p. 745–749, 2007.

KIBLER, W. Ben; WILKES, Trevor; SCIASCIA, Aaron. Mechanics and pathomechanics in the overhead athlete. **Clinics in Sports Medicine**, [s. l.], v. 32, n. 4, p. 637–651, 2013. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.csm.2013.07.003>.

KING, Savannah *et al.* Changes in Muscle Activation During and After a Shoulder-Fatiguing Task: A Comparison of Elite Female Swimmers and Water Polo Players. **Frontiers in Sports and Active Living**, [s. l.], v. 4, 2022.

KLICH, Sebastian *et al.* Electromyographic evaluation of the shoulder muscle after an fatiguing isokinetic protocol in recreational overhead athletes. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, [s. l.], v. 18, n. 5, p. 1–11, 2021.

LAJTAI, Georg *et al.* Electromyography and nerve conduction velocity for the evaluation of the infraspinatus muscle and the suprascapular nerve in professional beach volleyball players. **The American journal of sports medicine**, United States, v. 40, n. 10, p. 2303–2308, 2012.

LIN, Dana J.; WONG, Tony T.; KAZAM, Jonathan K. Shoulder injuries in the overhead-throwing athlete: Epidemiology, mechanisms of injury, and imaging findings. **Radiology**, [s. l.], v. 286, n. 2, p. 370–387, 2018.

MARTENS, Jonas *et al.* Inter-individual variability and pattern recognition of surface electromyography in front crawl swimming. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 31, p. 14–21, 2016.

MARTENS, Jonas *et al.* Intra-Individual Variability of Surface Electromyography in Front Crawl Swimming. **PLoS one**, United States, v. 10, n. 12, p. e0144998, 2015.

MATZKIN, Elizabeth; SUSLAVICH, Kaytelin; WES, David. Swimmer's shoulder: Painful shoulder in the competitive swimmer. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, [s. l.], v. 24, n. 8, p. 527–536, 2016.

OLIVER, G D; WEIMAR, W H; HENNING, L E. Effects of a Simulated Game on Muscle Activation in Youth Baseball Pitchers. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, [s. l.], v. 30, n. 2, p. 415–420, 2016. Disponível em: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L612571727&from=export>.

OLSTAD, Bjørn Harald *et al.* Muscle activation in world-champion, world-class, and national breaststroke swimmers. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, [s. l.], v. 12, n. 4, p. 538–547, 2017.

OLSTAD, Bjørn Harald *et al.* Muscle coordination, activation and kinematics of world-class and elite breaststroke swimmers during submaximal and maximal efforts. **Journal of Sports Sciences**, [s. l.], v. 35, n. 11, p. 1107–1117, 2017.

ORTEGA-CEBRIÁN, Silvia *et al.* Shoulder muscle onset timing during clinical assessment movements is the same in elite handball players as non-athletes: Implications for clinical assessment. **Physical Therapy in Sport**, [s. l.], v. 37, p. 64–68, 2019.

PAPAGIANNIS, Georgios I. *et al.* Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. **Journal of Medical Engineering and Technology**, [s. l.], v. 43, n. 1, p. 59–65, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/03091902.2019.1609610>.

PINK, M. *et al.* The normal shoulder during freestyle swimming: An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. **American Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 19, n. 6, p. 569–576, 1991.

- PINK, M *et al.* The normal shoulder during freestyle swimming. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. **The American journal of sports medicine**, United States, v. 19, n. 6, p. 569–576, 1991.
- ROUARD, A. H. *et al.* Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. **Archives of Physiology and Biochemistry**, [s. l.], v. 105, n. 7, p. 655–662, 1997.
- RUBIN, Devon I. **Needle electromyography: Basic concepts**. 1. ed. [S. l.]: Elsevier B.V., 2019-. ISSN 22124152.v. 160 Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00016-3>.
- RUWE, P A *et al.* The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. **The American journal of sports medicine**, United States, v. 22, n. 6, p. 789–796, 1994.
- RYU, R K *et al.* An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. **The American journal of sports medicine**, United States, v. 16, n. 5, p. 481–485, 1988.
- SERENZA, Felipe S. *et al.* Biomechanical analysis of the shoulder of swimmers after a maximal effort test. **Physical Therapy in Sport**, [s. l.], v. 30, p. 14–21, 2018.
- SHANLEY, Ellen *et al.* Preseason shoulder range of motion screening as a predictor of injury among youth and adolescent baseball pitchers. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, [s. l.], v. 24, n. 7, p. 1005–1013, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2015.03.012>.
- SODERBERG, Gary L.; KNUTSON, Loretta M. A guide for use and interpretation of kinesiology electromyographic data. **Physical Therapy**, [s. l.], v. 80, n. 5, p. 485–498, 2000.
- STIRN, Igor *et al.* Evaluation of mean power spectral frequency of EMG signal during 100 metre crawl. **European Journal of Sport Science**, [s. l.], v. 13, n. 2, p. 164–173, 2013. Disponível em: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=86010070&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- STIRN, Igor *et al.* Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], v. 111, n. 1, p. 101–113, 2011.
- TOMANEK, Fabian; LANZ, Ulrich. Shoulder instability in overhead athletes. **Arthroscopie**, [s. l.], v. 34, n. 6, p. 420–426, 2021.
- VANECKOVA, Jitka; KABESOVA, Hana. Comparison of muscle activity during swimming and on the Biokinetic simulator. **Physical Activity Review**, [s. l.], v. 10, n. 1, p. 107–118, 2022. Disponível em: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=155291635&lang=pt-br&site=ehost-live>.