



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM TECNOLOGIA EM SAÚDE

KETLIN MIKAELA MEDEIROS SANTOS

APLICAÇÃO DA MECANOMIOGRAFIA E DINAMOMETRIA
NA AVALIAÇÃO DA CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL
DE ATLETAS DE *RUGBY* EM CADEIRA DE RODAS

CURITIBA

2024

KETLIN MIKAELA MEDEIROS SANTOS

**APLICAÇÃO DA MECANOMIOGRAFIA E DINAMOMETRIA
NA AVALIAÇÃO DA CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL
DE ATLETAS DE *RUGBY* EM CADEIRA DE RODAS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como pré-requisito para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama.

Coorientador: Prof. Dr. Elgison da Luz dos Santos

CURITIBA

2024

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Gisele Alves – CRB 9/1578

S237a
2024 Santos, Ketlin Mikaela Medeiros
Aplicação da mecanomiografia e dinamometria na avaliação da classificação funcional de atletas de rugby em cadeira de rodas / Ketlin Mikaela Medeiros Santos ; orientador : Percy Nohama ; co-orientador : Elgison da Luz dos Santos. – 2024.
129 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2024
Bibliografia: f. 102-117

1. Jogadores de rúgbi. 2. Esportes em cadeira de rodas. 3. Dinamometria manual. 4. Medula espinhal – Ferimentos e lesões. I. Nohama, Percy. II. Santos, Elgison da Luz dos. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD. 20. ed. – 610.28



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 330

A Dissertação de Mestrado intitulada **“APLICAÇÃO DA MECANOMIOGRAFIA E DINAMOMETRIA NA AVALIAÇÃO DA CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL DE ATLETAS DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS”**, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Ketlin Mikaela Medeiros Santos**, no dia **31 de outubro de 2024**, foi julgada para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Percy Nohama – Presidente – PUCPR

Prof. Dr. José Irineu Gorla – UNICAMP

Prof. Dr. Paulo Roberto Stefani Sanches – HCPA/UFRGS

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 07 de março de 2025.

Prof. Dr. Percy Nohama
**Coordenador do Programa de
Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde
PUCPR**

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, toda honra e glória a Jesus, razão da minha vida. Parafraseando João Calvino, tudo o que há de bom nesta produção e criação é por causa de Cristo; o que há de falho, vem de mim. Foi Ele quem me capacitou em cada etapa, e sem Ele, nada teria sido possível.

Ao professor Dr. Percy Nohama, meu orientador, sou grata pela sua sabedoria e, acima de tudo, pela humanidade com que me guiou. Ao professor Dr. Guilherme Nogueira, por sua sensibilidade que transcende a profissão, reconhecendo o ser humano por trás do acadêmico. Aos professores Dr. Elgison Santos e Dra. Fátima Fernandes, além de serem minhas inspirações, acreditaram em mim, enxergando um potencial que muitas vezes eu mesmo não vi. Dra. Fátima, obrigada por literalmente segurar minha mão e me direcionar quando precisei, para sempre com carinho e gratidão me lembrarei.

Ao Professor Dr. Caluê Papcke que, por sua postura no estágio docente, marcou-me profundamente e reforçou a certeza do porquê quero seguir carreira docente.

Ao Carlos Kamaroski, quem me apresentou ao *rugby*, e essa modalidade me conquistou desde então.

Agradeço às equipes de *rugby* de Curitiba e, claro, a todos os técnicos, times e atletas que se voluntariaram para este estudo. Faço questão de mencionar *in memoriam* Junior Recheleto, que foi voluntário e infelizmente nos deixou antes de ver este trabalho concluído. Sua contribuição é imensurável, e sua memória será sempre honrada.

Ao Ricardo Antonio Tanhoffer, coordenador do setor de alto rendimento da ABRC, obrigado por abrir portas e viabilizar a parceria. Ao José Higino, presidente da

ABRC, obrigado pelo suporte fenomenal nas coletas em São Paulo. À equipe técnica e administrativa da ABRC e ao Comitê Paralímpico Brasileiro, meu sincero agradecimento pelo apoio durante todo o processo.

À toda minha família, minha base. Mãe, sua dedicação de vida e estudo sempre foi exemplo para mim, a senhora disponibilizou seus recursos e bens para me apoiar durante todo o período do mestrado. Foi uma inspiração e motivação, este mestrado também é seu. Agradeço, em especial, à minha irmã Sara ♥ que esteve presente em literalmente todos os momentos, sendo fundamental para a concretização deste trabalho. Sua presença foi o diferencial em diversas etapas, oferecendo apoio em todos os sentidos: emocional, prático, habilidades manuais, e até nas coletas. A você, meu amor, carinho e gratidão.

Ao amigo que ganhei no mestrado, Rafael Felipe dos Santos, obrigada por contribuir com o dinamômetro e estar presente na segunda etapa das coletas. À Gabriela Fernandes que, com seu talento no *design* e nas ilustrações, deu vida ao que eu apenas imaginava.

Aos meus colegas e professores do PPGTS e do LER, por cada contribuição ao longo dessa jornada.

E, por fim, à Jacksele Teixeira, Simone Souza e Maria Izabel, amigas que me ajudaram para além do universo do mestrado, e estiveram ao meu lado nos momentos mais desafiadores, mostrando o verdadeiro significado de ser cristão.

RESUMO

A tetraplegia causa complicações motoras e funcionais, e o esporte tem sido um importante aliado na reabilitação. O *rugby* em cadeira de rodas, modalidade inclusiva para pessoas com lesão medular, utiliza a classificação funcional para garantir a participação equitativa dos atletas. Contudo, esse processo ainda carece de tecnologias precisas. Este estudo investigou a aplicabilidade da mecanomiografia (MMG) e da dinamometria como recursos tecnológicos para avaliação de atletas de *rugby* em cadeira de rodas na classificação funcional. A amostra foi composta por 84 voluntários distribuídos entre as classes funcionais 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 e 3.0, com predominância de destros (90,4%). As variáveis analisadas incluíram preensão palmar, flexão, extensão, desvio radial e desvio ulnar de punho, utilizando mecanomiógrafo com acelerômetros triaxiais e dinamômetro digital empregando células de carga. Na análise de força muscular, constatou-se diferença estatisticamente significativa entre as classes funcionais ($p < 0,001$), sugerindo uma correlação entre a força muscular e a progressão funcional. Esses resultados indicam que a classificação funcional está alinhada com a variação da força muscular medida. Com a aquisição do sinal referente à vibração muscular durante os movimentos de flexão, extensão e desvio radial e ulnar, constatou-se que o sinal de desvio radial no eixo Z foi o mais próximo de atingir significância estatística ($p = 0,059$). As análises no domínio do tempo e no domínio da frequência reforçaram essas conclusões, com a classe 3.0 exibindo maior ativação muscular, sugerindo um melhor controle motor em comparação com as classes mais comprometidas e com o grupo hígido. Esses achados indicam que a MMG e a dinamometria, tem o potencial de auxiliar na classificação funcional de atletas de *rugby* em cadeira de rodas, fornecendo uma avaliação mais objetiva da capacidade muscular. No entanto, enquanto a dinamometria demonstrou uma distinção inequívoca entre as classes funcionais, a MMG ainda necessita de refinamentos metodológicos para aumentar sua precisão e sensibilidade, especialmente em casos onde as diferenças entre classes são mais sutis.

Palavras-chave: Classificação Funcional. Mecanomiografia. Dinamometria. Lesão Medular. *Rugby* em cadeira de rodas.

ABSTRACT

Tetraplegia leads to motor and functional impairments, and sports have become an important ally in rehabilitation. Wheelchair rugby, an inclusive sport for individuals with spinal cord injury, employs functional classification to ensure equitable participation among athletes. However, this process still lacks accurate technologies. This study investigated the applicability of mechanomyography (MMG) and dynamometry as technological tools for assessing wheelchair rugby athletes in functional classification. The sample consisted of 84 volunteers distributed across functional classes 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, and 3.0, with a predominance of right-handed participants (90.4%). The variables analyzed included grip strength, wrist flexion, extension, radial deviation, and ulnar deviation, using a mechanomyograph equipped with triaxial accelerometers and a digital dynamometer employing load cells. In the analysis of muscle strength, statistically significant differences were found between the functional classes ($p < 0.001$), suggesting a correlation between muscle strength and functional progression. These results indicate that functional classification aligns with the variation in measured muscle strength. The acquisition of the signal corresponding to muscle vibration during flexion, extension, radial deviation, and ulnar deviation movements showed that the radial deviation signal along the Z-axis was the closest to reaching statistical significance ($p = 0.059$). Time-domain and frequency-domain analyses reinforced these conclusions, with class 3.0 exhibiting greater muscle activation, suggesting better motor control compared to the more impaired classes and the healthy control group. These findings indicate that MMG and dynamometry have the potential to assist in the functional classification of wheelchair rugby athletes, providing a more objective assessment of muscular capacity. However, while dynamometry demonstrated a relevant distinction between functional classes, MMG still requires methodological refinements to enhance its accuracy and sensitivity, particularly in cases where class differences are more subtle.

Keywords: Functional Classification. Mechanomyography. Dynamometry. Spinal Cord Injury. Wheelchair rugby.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Coluna e nervos vertebrais	15
Figura 2 - Cascata inflamatória após LM.....	16
Figura 3 - escala de classificação American Spinal Injury Association (ASIA)	18
Figura 4 - Roteiro de Classificação Funcional de Rugby em Cadeira de Rodas	30
Figura 5 - Capacidades Funcionais de acordo com classe no <i>Rugby</i> em Cadeira de Rodas	32
Figura 6 - Deslizamento actina e miosina na contração muscular	33
Figura 7 - Fluxograma das execuções necessárias para desenvolvimento do projeto	41
Figura 8 - Percentual de Atletas por Gênero	43
Figura 9 - Sistema de aquisição de Sinais MMG.....	44
Figura 10 - DISPOSITIVO ELETROMECHANICO DE MEDIÇÃO DE FORÇA PARA PREENSÃO PALMAR (Dinamômetro Digital)	45
Figura 11 - Posicionamento para coleta mecanomiográfica.....	46
Figura 12 - Figura 12 - Músculos Flexores e Extensores de Punho	47
Figura 13 - Posicionamento dos sensores para coleta de sinal	47
Figura 14 - Posicionamento para coleta dinamometria	48
Figura 15 - Nível de Lesão Medular Amostral	55
Figura 16 - Distribuição dos Voluntários por UF	56
Figura 17 - Boxplot Dinamometria Total	61
Figura 18 - Valores Máximos Dinamometria Total	62
Figura 19 - Diagrama Mecanomiografia de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1).....	65
Figura 20 - Diagrama Descritivo Mecanomiografia Flexão entre Atletas (SENSOR 2).....	67
Figura 21 - Diagrama Descritivo Mecanomiografia Extensão de Punho entre Atletas (SENSOR 1).....	69
Figura 22 - Diagrama Descritivo Mecanomiografia Extensão entre Atletas (SENSOR 2).....	71
Figura 23 - Diagrama Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1)...	73
Figura 24 - Diagrama descritivo Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2).....	75
Figura 25 - Diagrama Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1)	77

Figura 26 - Diagrama Descritivo Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2)	79
Figura 27 - Diagrama Descritivo Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - RMS).....	82
Figura 28 - Diagrama Descritivo Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - RMS).....	83
Figura 29 - Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - FM).....	85
Figura 30 - Diagrama Descritivo Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - FM)	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Adaptações Funcionais em Tetraplegia	23
Tabela 2 - Caracterização Demográfica da Amostra.....	54
Tabela 3 - Teste Kruskal-Wallis Análise dedo Polegar.....	58
Tabela 4 - Teste Kruskal-Wallis Dinamometria dedo Indicador	58
Tabela 5 - Kruskal Wallis Dinamometria dedo Médio	59
Tabela 6 - Kruskal Wallis Dinamometria dedo Anelar	60
Tabela 7 - Kruskal-Wallis Dinamometria dedo Mínimo	60
Tabela 8 - Kruskal-Wallis Dinamometria Total	62
Tabela 9 - ANOVA Mecanomiografia de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)	64
Tabela 10 - Análise Descritiva Mecanomiografia de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)	65
Tabela 11 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)	66
Tabela 12 - ANOVA Mecanomiografia Flexão entre Atletas (SENSOR 2)	66
Tabela 13 - Análise Descritiva Mecanomiografia Flexão entre Atletas (SENSOR 2)	67
Tabela 14 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia Flexão entre Atletas (SENSOR 2)	68
Tabela 15 – ANOVA Mecanomiografia Extensão de Punho entre atletas (SENSOR 1)	68
Tabela 16 - Análise Descritiva Mecanomiografia Extensão de Punho entre atletas (SENSOR 1)	69
Tabela 17 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia Extensão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)	70
Tabela 18 - ANOVA Mecanomiografia Extensão entre Atletas (SENSOR 2)	70
Tabela 19 - Análise Descritiva Mecanomiografia Extensão entre Atletas (SENSOR 2)	71
Tabela 20 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia Extensão entre Atletas (SENSOR 2)	72
Tabela 21 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1)	72

Tabela 22 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1).....	73
Tabela 23 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1).....	74
Tabela 24 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2).....	74
Tabela 25 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2).....	75
Tabela 26 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2).....	76
Tabela 27 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1)	76
Tabela 28 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1).....	77
Tabela 29 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1).....	78
Tabela 30 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2)	78
Tabela 31 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2).....	78
Tabela 32 - Teste de Igualdade de Variâncias Mecanomiografia Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2).....	79
Tabela 33 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - RMS).....	81
Tabela 34 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - RMS).....	81
Tabela 35 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - RMS).....	82
Tabela 36 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - RMS).....	83
Tabela 37 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - FM)	84
Tabela 38 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - FM)	84
Tabela 39 - ANOVA Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - FM)	85

Tabela 40 - Análise Descritiva Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas e
Hígidos (SENSOR 2 - FM)86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABRC – Associação Brasileira de *Rugby* em Cadeira de Rodas

ADM – Amplitude de Movimento

ASIA - *American Spinal Injury Association*

CF – Classificação Funcional

CPB – Comitê Paraolímpico Brasileiro

CUE-Q - *Capabilities of Upper Extremity Questionnaire*

CTPB – Centro de Treinamento Paraolímpico Brasileiro

FIM – *Functional Independence Measure*

IPC – International Paralympic Committee

SNCSOI – International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury

IWRF - Federação Internacional de *Rugby* em Cadeira de Rodas

LER – Laboratório de Engenharia e Reabilitação

LM – Lesão Medular

MF – Mediana da Frequência

MMG – Mecanomiografia

MMII – Membros Inferiores

MMSS – Membros Superiores

MS – Membro Superior

PUCPR – Pontifícia Universidade Católica do Paraná

QC – Qualidade de vida

RCR – *Rugby* em Cadeira de Rodas

RMS – Raíz média Quadrática (do Inglês: Root Mean Square)

SNC – Sistema nervoso central

TCLE – Termo de consentimento livre e esclarecido

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	8
1.1 OBJETIVO GERAL	12
1.1.1 Objetivos Específicos	13
1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	13
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1 LESÃO MEDULAR	14
2.2 AVALIAÇÃO NO PROCESSO DE REABILITAÇÃO	17
2.3 ADAPTAÇÕES FUNCIONAIS DE MEMBROS SUPERIORES APÓS LESÃO MEDULAR CERVICAL	20
2.4 ESPORTE PARALÍMPICO DE <i>RUGBY</i> EM CADEIRA DE RODAS.....	26
2.5 - CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL NO <i>RUGBY</i> EM CADEIRA DE RODAS	28
2.6 MECANOMIOGRAFIA.....	32
3. METODOLOGIA	41
3.1 TIPO DE PESQUISA	41
3.2 LOCAL DE ESTUDO	42
3.3 PERÍODO DE COLETAS.....	42
3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	42
3.5 AMOSTRAGEM	43
3.6 ASPECTOS ÉTICOS	43
3.7 INSTRUMENTO DE COLETA	44
3.8 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	45
3.9 PROCESSAMENTO DOS SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS.....	48
3.10 ANÁLISE DOS DADOS	51
4. RESULTADOS.....	53
4.1 CARACTERIZAÇÃO AMOSTRAL	53
4.2 RESULTADOS DA DINAMOMETRIA.....	57
4.2.1 Polegar	58

4.2.2 Indicador	58
4.2.3 Médio	59
4.2.4 Anelar	59
4.2.5 Resultados da Dinamometria do Dedo Mínimo	60
4.2.6 Resultados da Dinamometria Total	60
4.3 RESULTADOS MECANOMIOGRÁFICOS ENTRE ATLETAS.....	63
4.3.1 Resultados Mecanomiográficos de Flexão de Punho entre Atletas	64
4.3.3 Resultados Mecanomiográficos de Desvio Radial entre Atletas	72
4.3.4 Resultados Mecanomiográficos de Desvio Ulnar entre Atletas	76
4.4 RESULTADOS MECANOMIOGRÁFICOS ENTRE ATLETAS E HÍGIDOS	80
4.4.1 Resultados Mecanomiográficos do Desvio Radial entre Atletas e Hígid (RMS).....	80
5. DISCUSSÃO	88
5.1 LIMITAÇÕES DA PESQUISA.....	96
5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	97
6. CONCLUSÕES	99
6.1. CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA.....	100
REFERENCIAS.....	102
ANEXOS	126
APÊNDICES	118
APÊNDICE 1 - SCRIPT DO MATLAB PARA PROCESSAMENTO DOS SINAIS	118
APÊNDICE 2 – TCLE	122
APÊNDICE 3 – FICHA ANAMNESE.....	124
APÊNDICE 4 - CONVERSÃO DOS SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS DE MV PARA G	125

1. INTRODUÇÃO

A prática esportiva voltada para indivíduos que tiveram LM, possui implicações que favorecem a recuperação funcional (MARTIN GINIS KA *et al.*, 2012). Caracteriza-se como uma alternativa terapêutica, sendo ela uma prática isolada ou de competição, como, por exemplo, em modalidades esportivas adaptadas que são adequadas de acordo com a função preservada dos atletas (GASPAR *et al.*, 2019).

A lesão medular (LM) é definida como um evento traumático ou não que afeta a medula espinhal, repercutindo em déficits sensoriais, motores e autonômicos reduzindo a independência e a qualidade de vida (QV) (HEARN *et al.*, 2020). É um evento que muda a vida, resultando em paralisia, atividade física reduzida, morbidade e mortalidade aceleradas (FLACK *et al.*, 2022)

Em 2020, o National Spinal Cord Injury Statistical Center (NSCISC) relatou 294.000 pessoas atualmente vivendo com LM (NSCISC, 2020). Em todo o mundo, isso representa 2 a 3 milhões de pessoas, predominantemente adultos jovens, vivendo com deficiência relacionada à LM (ANJUM *et al.*, 2020).

A desregulação interligada de órgãos corporais cardiometabólicos, musculoesqueléticos e endócrinos que ocorre rapidamente após a imobilização ocasionada por LM contribui para a função cardiorrespiratória prejudicada, osteoporose, fraturas, mudanças na composição corporal, resistência à insulina, déficits de hormônios anabólicos, disfunção autonômica e inflamação crônica (COWAN *et al.*, 2020). Sintomas depressivos, ansiedade e dor crônica contribuem ainda mais para a má qualidade de vida entre os indivíduos que vivem com uma lesão medular (LI *et al.*, 2020).

Uma melhor compreensão dos mecanismos fisiopatológicos subjacentes à recuperação após a LM abriu novas perspectivas para a reabilitação (AHUJA *et al.*, 2017). A recuperação espontânea parcial da função motora após lesões incompletas ou completas é pelo menos parcialmente devido a processos de plasticidade cerebral e espinhal envolvendo circuitos poupados e danificados (KIRSHBLUM *et al.*, 2021).

Em um ano após a lesão, 70% dos indivíduos com LM completa em cervical recuperaram um nível motor, mas apenas 30% recuperaram dois ou mais níveis motores (STEEVES *et al.*, 2011). A taxa de recuperação é menor após a conclusão em comparação com a LM incompleta. A maioria dos indivíduos lesionados permanece sobremaneira com déficits significativos relacionados à LM (DITUNNO *et al.*, 2000).

As consequências que a LM apresenta, explicam por que esse tipo de lesão pode ser mental e fisicamente debilitante para as pessoas afetadas (LI *et al.*, 2020). O aumento da prevalência não só afeta o número de vítimas, mas também coloca mais pressão sobre o sistema de saúde (ANJUM *et al.*, 2020).

Apesar dos seus efeitos deletérios sobre a saúde e o bem-estar do indivíduo, atualmente não existem tratamentos eficazes para a LM (GAO *et al.*, 2020). As intervenções terapêuticas estabelecidas para LM, como estimulação elétrica funcional durante o ciclismo em membros inferiores (FES-MMII) e exercícios ergométricos de membros superiores (MMSS) com ou sem estimulação, são viáveis, mas demonstram eficácia limitada quando administrados isoladamente e tiveram impacto limitado na função geral e resultados de saúde (SANDROW *et al.*, 2015).

A inclusão de indivíduos acometidos por LM ao esporte de rendimento é dependente imprescindivelmente de avaliação, denominada como classificação funcional (CF) (BHAMBHANI *et al.*, 2010). O processo de CF tem por objetivo avaliar a viabilidade de participação dos candidatos e a definição da categoria e subcategoria do atleta para a respectiva modalidade esportiva, com a finalidade de adequar o nível de equidade entre os participantes das equipes (TWEEDY e VANLANDEWIJCK, 2011).

Pesquisas realizadas com indivíduos hígidos e com LM, demonstraram viabilidade da mecanomiografia (MMG) para avaliação de atividade muscular (KRUEGER *et al.*, 2010, SCHEEREN *et al.*, 2010, MOHAMAD *et al.*, 2017).

A MMG é um procedimento que permite captar vibrações do músculo esquelético, de maneira não invasiva e indolor (IBITOYE *et al.*, 2014). A técnica permite acompanhamento instantâneo e quantitativo do trabalho muscular, com

recursos que verificam ativação das unidades motoras que se repercutem em vibrações musculares (MEAGHER et al., 2020).

A aplicação de tecnologias como dinamometria e eletromiografia (EMG) também tem sido amplamente explorada em estudos que buscam uma avaliação mais precisa das capacidades motoras em indivíduos com comprometimentos neuromusculares. Por exemplo, Santos avaliou a força de preensão em indivíduos hígidos, utilizando dinamometria digital para medir a força de quatro dedos e do polegar em uma amostra de 100 voluntários. Essa abordagem permitiu uma análise detalhada da força muscular em diferentes condições e faixas etárias, estabelecendo padrões de referência para os valores de força em indivíduos sem lesão (SANTOS, 2024).

No contexto de lesão medular, a pesquisa de Ferreira et al. investigou a relação entre a força muscular dos flexores e extensores de cotovelo, dinamometria, EMG e testes funcionais, revelando uma forte correlação entre essas variáveis em indivíduos com tetraplegia crônica. O uso da dinamometria foi crucial para avaliar a força muscular e correlacioná-la com os níveis de independência funcional e desempenho em testes como a Escala de Medida de Independência Funcional (FIM). Esses resultados destacaram a importância da dinamometria e da EMG como ferramentas para avaliar capacidades funcionais em indivíduos com lesão medular, fornecendo subsídios para estratégias de reabilitação (FERREIRA *et al.*, 2012).

De forma semelhante, Johanson demonstrou a utilidade da dinamometria e da EMG quantitativa para fornecer uma avaliação mais detalhada dos recursos motores residuais em indivíduos com lesão medular cervical. O estudo utilizou um dinamômetro portátil para medir a força de extensão do cotovelo e uma EMG de fio fino para registrar as amplitudes dos potenciais de ação das unidades motoras (MUAPs). O estudo identificou diferenças nas capacidades motoras entre indivíduos com diferentes níveis de lesão medular (C5, C6 e C7) e destacou como a combinação de dinamometria e EMG pode contribuir de maneira quantitativa as intervenções de reabilitação (JOHANSON, 2013).

Ainda no contexto da confiabilidade das medidas, a pesquisa de Burns comparou as técnicas de dinamometria manual com diferentes abordagens em

peessoas com tetraplegia, demonstrando alta confiabilidade inter e intra-avaliadores para as técnicas testadas. Com coeficientes de correlação intraclasse superiores a 0,9, o estudo concluiu que a dinamometria manual, quando realizada por examinadores inexperientes, apresenta alta precisão na avaliação de flexores e extensores de cotovelo em pessoas com fraqueza muscular (BURNS, 2005).

Esses estudos reforçam a importância das tecnologias de dinamometria e EMG como ferramentas essenciais na avaliação funcional de indivíduos com lesão medular. O uso dessas tecnologias não apenas facilita a coleta de dados quantitativos sobre a força e ativação muscular, mas também melhora a precisão das avaliações, permitindo a identificação de padrões de perda ou retenção da função motora. No contexto esportivo, especialmente no *rugby* em cadeira de rodas, essas tecnologias têm o potencial de auxiliar na avaliação e classificação funcional dos atletas, promovendo um processo mais objetivo e baseado em evidências (SANTOS, 2024; FERREIRA *et al.*, 2012; JOHANSON, 2013; BURNS, 2005).

Apesar de seguir critérios rigorosos de avaliação, a classificação funcional de candidatos em modalidades esportivas ainda apresenta limitações significativas (TWEEDY *et al.*, 2014). Testes manuais e ferramentas de avaliação específicas como a Escala de Classificação da American Spinal Injury Association (ASIA), baseada na avaliação da sensibilidade e função motora, além do Teste de Força Muscular, são amplamente utilizados (TELES *et al.*, 2021). No entanto, muitas dessas etapas são subjetivas, dependendo da experiência do avaliador e carecendo de medição precisa dos resultados (TWEEDY *et al.*, 2014). Essa falta de objetividade pode resultar em inconsistências e desigualdades durante o processo de classificação funcional de atletas.

Diante disso, métodos de avaliação que minimizem a subjetividade são essenciais para promover uma análise mais fidedigna e precisa dos atletas, favorecendo a equidade na competição (TWEEDY e VANLANDEWIJCK, 2011). Tecnologias como a mecanomiografia (MMG), que quantifica as vibrações musculares por meio de descritores como a mediana de frequência e a raiz

média quadrática (RMS), têm mostrado grande potencial para detectar alterações mecânicas musculares, como fadiga, e medir diretamente a função tecidual (NAEEM *et al.*, 2019). Ao integrar a MMG no processo de avaliação funcional, é possível obter dados objetivos sobre o desempenho muscular dos atletas, complementando as abordagens tradicionais e reduzindo a influência subjetiva, tanto do aplicador quanto do atleta.

Além disso, a dinamometria, que avalia a força muscular de forma precisa, também tem se destacado como uma ferramenta indispensável na avaliação quantitativa da função muscular. Estudos mostram que a dinamometria oferece dados consistentes sobre a capacidade de força dos músculos flexores e extensores, permitindo uma avaliação robusta da função motora e contribuindo para um processo de classificação mais equitativo entre os atletas. A combinação dessas tecnologias pode proporcionar não apenas um maior nível de precisão na avaliação, mas também oferece uma análise quantitativa mais fidedigna que pode ser usada como critério decisivo em situações de divergência durante a classificação.

Assim, o uso integrado de MMG e dinamometria no contexto esportivo poderá proporcionar maior fidedignidade aos resultados do processo de classificação funcional, promovendo uma competição justa e assegurando que as modalidades esportivas desempenhem um papel fundamental na reabilitação e recuperação de atletas com lesão medular. Ao fornecer dados quantitativos, essas tecnologias contribuem para decisões mais assertivas, reduzindo a subjetividade e assegurando maior equidade entre as equipes.

1.1 OBJETIVO GERAL

Investigar a aplicabilidade da mecanomiografia e da dinamometria como recursos tecnológicos para avaliação de atletas de *rugby* em cadeira de rodas na classificação funcional.

1.1.1 Objetivos Específicos

Para alcançar o objetivo geral, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- 1) Avaliar a resposta mecânica dos músculos flexores e extensores de punho durante os movimentos de flexão, extensão, desvio radial e ulnar por meio da mecanomiografia;
- 2) Quantificar o nível de contração muscular durante movimentos de preensão palmar em atletas de *rugby* em cadeira de rodas, por meio de dinamometria digital;
- 3) Correlacionar os dados de MMG e dinamometria com as classificações funcionais dos atletas, buscando evidências de conformidade entre a ativação muscular medida e os critérios da classificação funcional.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A estrutura deste projeto desenvolvido foi disposta da seguinte forma:

- **Capítulo 1:** apresentado a contextualização do problema, objetivos para realização da pesquisa e justificativas para sua execução;
- **Capítulo 2:** nele, está organizada a pesquisa sobre o estado da arte sobre lesão medular, a avaliação para o processo de reabilitação, a anatomia de MMSS associada às atividades funcionais, a classificação funcional de *rugby* em cadeira de rodas e as tecnologias de Mecanomiografia e dinamometria;
- **Capítulo 3:** descreve-se a metodologia empregada, detalhada passo a passo;
- **Capítulo 4:** no qual encontram-se os resultados obtidos e a análise estatística;
- **Capítulo 5:** apresenta-se a discussão dos resultados frente aos demais estudos e autores, limitações e sugestões de continuidade do estudo;
- **Capítulo 6:** no qual apresenta-se as conclusões decorrentes dos resultados obtidos.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nos casos de tetraplegia, a avaliação neuromuscular contempla particularidades que interferem na percepção da ativação e recrutamento muscular durante a contração, limitando assim, etapas que compõem análise funcional de indivíduos com lesão medular (TWEEDY *et al.*, 2014). É essencial uma avaliação minuciosa e precisa, para que seja desempenhado um trabalho eficiente no planejamento de condutas e tomadas de decisões (HISLOP *et al.*, 2013).

Com isso, neste capítulo será apresentada uma breve fundamentação teórica referente à lesão medular, avaliação no processo de reabilitação, e adaptações funcionais de membros superiores após a lesão medular cervical. Além disso, apresentar-se-á o estado da arte referente à prática esportiva paralímpica e classificação funcional de *rugby* em cadeira de rodas e, o recurso da tecnologia de mecanomiografia.

2.1 LESÃO MEDULAR

A LM é um acometimento neurológico comum em todo o mundo que pode causar incapacidades graves (ECKERT e MARTIN, 2017). Entre os indivíduos mais comumente afetados com LM encontram-se jovens saudáveis de 15 a 25 anos, configurando a LM em um importante comprometimento de saúde mundial (STEEVES *et al.*, 2011). A LM é, portanto, considerada uma condição patológica que implica lesão do tecido nervoso (ELI *et al.*, 2021).

O trauma pode causar danos parciais ou completos na medula espinhal, acarretando implicações físicas, psicológicas e sociais (LI *et al.*, 2020). Por ser um trauma grave e debilitante, ocorre a necessidade de um tratamento prolongado (AHUJA *et al.*, 2017). A demanda de tempo e recursos para a recuperação pode afetar ainda de forma econômica, ocasionando dificuldades sociais além das fisiológicas (KIRSHBLUM *et al.*, 2021).

Inicialmente, ocorre uma lesão primária ocasionada pelo trauma, podendo comprometer os neurônios e células da glia, acarretando uma cascata de lesões

secundárias que levam à morte celular nas regiões adjacentes e danos à medula espinhal nas semanas subsequentes (ANJUM *et al.*, 2020).

O nível de LM é caracterizado de acordo com o local de acometimento na coluna vertebral conforme ilustra a figura 1, podendo ocasionar tetraplegia quando atingindo a região cervical ou ainda paraplegia se o trauma afetar região da coluna torácica (COWAN *et al.*, 2020). A tetraplegia apresenta comprometimentos nos quatro membros e tronco, enquanto a paraplegia compromete principalmente os membros inferiores (MMII), podendo também afetar tronco dependendo do nível medular que for comprometido (SONG *et al.*, 2022).

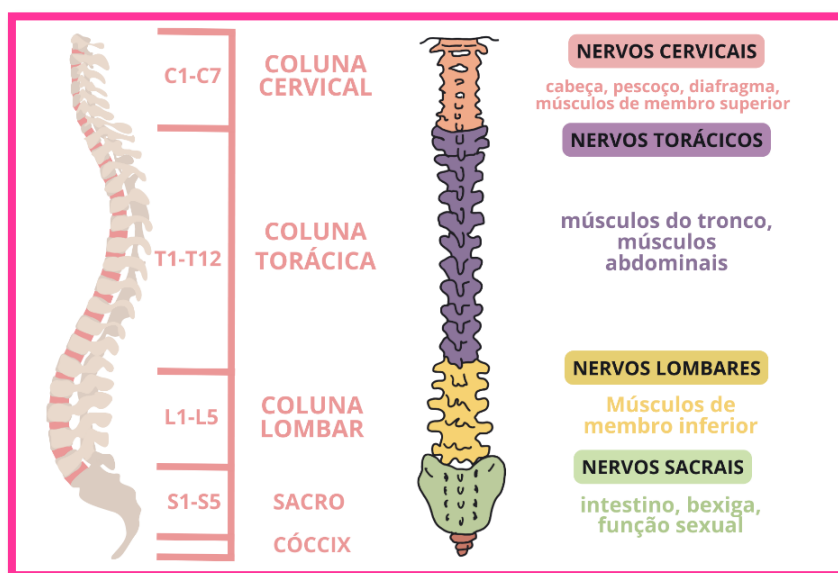


Figura 1 - Coluna e nervos vertebrais
Fonte: autora, 2023.

Tanto indivíduos com paraplegia quanto com tetraplegia possuem capacidade de exercícios reduzida devido à paralisia/paresia e diminuição do volume sistólico do exercício (SANDROW *et al.*, 2015). Quadros de tetraplegia apresentam ainda maior redução da capacidade de exercício, devido à frequência cardíaca máxima e função respiratória mais baixas (MARTIN *et al.*, 2017). As complicações ocasionadas pela LM na saúde são agravadas por comportamentos sedentários prévios ao trauma (DOLBOW *et al.*, 2012).

O choque mecânico inicial ocasiona lesão local na medula espinhal, e mecanismos de lesões secundárias são, consequentemente, originados por

fatores sistêmicos e celulares, gerando comprometimento da função motora, sensorial e autonômica (AHUJA *et al.*, 2017).

Os danos à medula espinhal podem ainda serem originados por lesões mecânicas às estruturas ósseas, ligamentares e de estruturas adjacentes ao local lesionado, que podem dar origem a hematomas na medula espinhal (ANJUM *et al.*, 2020).

A cascata de comprometimentos secundários ocasiona posteriormente uma interrupção do suprimento sanguíneo, podendo levar à hipóxia por isquemia local (SANDROW *et al.*, 2015). Essas condições danificam a massa cinzenta local, que possui alta função metabólica (SANDROW *et al.*, 2015). As células nervosas da área afetada podem sofrer desintegração e reduzir a espessura de mielina; com isso, a deterioração da transmissão neuronal pode aumentar por edema e acúmulo de células de reparação no tecido lesionado (AMBROZAITIS KV, *et al.*, 2006).

Os comprometimentos posteriores à LM inicial podem começar a se instalarem horas e dias após o trauma (FLACK *et al.*, 2022). Alterações debilitantes como hemorragia, desmielinização, edema e necrose de células nervosas entre outras alterações patológicas conforme ilustra a figura 2, podem contribuir com os danos nos tecidos nervosos após a LM (ANJUM *et al.*, 2020).

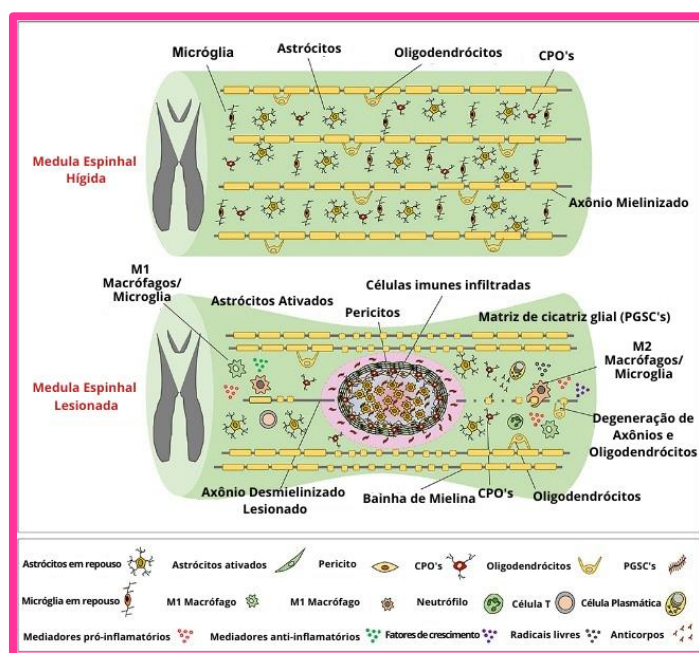


Figura 2 - Cascata inflamatória após LM

Fonte: Autora, 2023 (daptado e traduzido de Alizadeh A *et al.*, 2019).

A resposta inflamatória após a LM ocorre de maneira extenuante, guiada por um conjunto diversificado de células e moléculas de sinalização, fornecendo conjuntamente um ambiente que promove a recuperação da medula espinhal (GENSEL *et al.*, 2015).

O processo de reparo, tanto no local da lesão quanto na reabilitação do indivíduo pós LM, é dependente de respostas cardiorrespiratórias (STEEVES *et al.*, 2011). O exercício físico, após a LM contribui no processo de recuperação da aptidão cardiorrespiratória e funcionalidade (DITUNNO *et al.*, 2000). Os efeitos da prática de exercício físico favorecem a recuperação, promove a função pulmonar e reduz o risco de doenças cardiometabólicas, debilidades psicológicas e processos algícos (LI *et al.*, 2020).

Para que ocorra reabilitação eficiente após LM, faz-se necessário acompanhamento com equipe multidisciplinar, a fim de promover a qualidade de vida e objetivar a independência funcional dos indivíduos acometidos (SANDROW *et al.*, 2015).

2.2 AVALIAÇÃO NO PROCESSO DE REABILITAÇÃO

O processo de avaliação do indivíduo afetado por LM é um procedimento criterioso que objetiva documentar o estado funcional atual, no momento do exame e, conjuntamente, registrar o histórico de evoluções posteriores ao processo de reabilitação (ROUANET *et al.*, 2017)

Faz-se necessário compreender o momento adequado para aplicação de testes avaliativos funcionais, pois o período agudo pode gerar interpretações com baixa confiabilidade do estado funcional do indivíduo (KIRSHBLUM *et al.*, 2021)

No entanto, os testes, escalas e exames aplicados para avaliação pós LM, são frequentemente subjetivos (AKIYAMA *et al.*, 2021). A contribuição da avaliação funcional e, conseqüentemente, sua importância no prognóstico de tratamento, indica uma lacuna a ser preenchida devido às janelas terapêuticas relativamente curtas após a LM (AKIYAMA *et al.*, 2021). Resultados obtidos após a avaliação funcional influenciam diretamente nas tomadas de decisões no

processo agudo, apontam os possíveis prognósticos, contribuem no estabelecimento de objetivos funcionais e promovem o processo de reabilitação de forma individualizada (SCIVOLETTO *et al.*, 2007).

Ferramenta como a escala de classificação da American Spinal Injury Association (ASIA), ilustrada na figura 3, apesar de contribuir para padronizar a técnica de avaliação e fornecer definições consistentes na classificação após LM de suas alterações quanto à função neurológica ao longo do tempo, é escassa e dependente da experiência do profissional avaliador, acarretando aumento dos riscos de subjetividade quanto aos resultados (KIRSHBLUM *et al.*, 2020).

Ainda, a escala ASIA apresenta questionamentos entre os profissionais avaliadores, pois indivíduos que compartilham a mesma classificação podem ter resultados diferenciados com base nos fatores funcionais e biológicos individuais (MAROON *et al.*, 1987). Isso indica a necessidade, nos campos científico e profissional, de recursos que complementem as ferramentas de classificação funcional após a ocorrência de LM (GÜNDOĞDU *et al.*, 2014).

ASIA INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY (ISNCSCI) **ISCOS**

Paciente _____ Data do Exame _____
Examinador _____ Assinatura _____

MOTORES MÚSCULOS-CHAVE

	D	E
C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
T2		
T3		
T4		
T5		
T6		
T7		
T8		
T9		
T10		
T11		
T12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		

0 = paralisia total
1 = contração palpável ou visível
2 = movimento ativo, gravidade eliminada
3 = movimento ativo, contra a gravidade
4 = movimento ativo, contra alguma resistência
5 = movimento ativo, contra a resistência integral
NT = não-testável

Flexores do cotovelo
Extensores do punho
Extensores do cotovelo
Flexores dos dedos (falange distal do dedo médio)
Abdutores dos dedos (dedo mínimo)
Flexores do quadril
Extensores do joelho
Dorsiflexores do tornozelo
Extensores longos dos antebraços
Flexores plantares do tornozelo

Contração anal voluntária (Sim/Não)

TOTAIS ☐ + ☐ = **ESCORE MOTOR** (MÁXIMO) (50) (50) (100)

SENSORIAL PONTOS SENSORIAIS CHAVE

	D	E
C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
T2		
T3		
T4		
T5		
T6		
T7		
T8		
T9		
T10		
T11		
T12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		

0 = ausente
1 = alterado
2 = normal
NT = não-testável

Qualquer sensação anal (Sim/Não)

TOTAIS ☐ + ☐ = **ESCORE À PICADA DE ALFINETE** (MÁXIMO) (56) (56) (112)

TOTAIS ☐ + ☐ = **ESCORE AO TATO LEVE** (MÁXIMO) (56) (56) (112)

NÍVEL NEUROLÓGICO O segmento mais caudal com função normal

COMPLETA OU INCOMPLETA? ☐ **ÁREA PARCIALMENTE PRESERVADA** ☐

ESCALA DE COMPROMETIMENTO ASIA

Este formulário pode ser copiado livremente, mas não deve ser alterado sem permissão da American Spinal Injury Association. Versão 4p GNC 1995

Figura 3 - escala de classificação American Spinal Injury Association (ASIA)
Fonte: *International Standards for Neurological Classification of SCI (ISNCSCI)*, 2023.

A equipe multidisciplinar que trabalha no processo de reabilitação compõe-se de profissionais capacitados para definir a melhor tomada de decisão quanto às ferramentas de avaliação (HODEL *et al.*, 2021). Os resultados do processo de reabilitação serão, assim, influenciados pelo nível da lesão e do conhecimento e compreensão dos terapeutas sobre as condições motoras do paciente (HODEL *et al.*, 2021).

Deste modo, existe uma carência de conhecimento específico quanto às alternativas precisas e confiáveis, que permitam ser aplicados para definir as melhores ferramentas durante a reabilitação de indivíduos com LM (ASIABI *et al.*, 2020).

Enquanto a escala ASIA é uma ferramenta aplicada na classificação de níveis sensoriais e funcionais, a Medida de Independência da Medula Espinhal (SCIM) é utilizada para avaliação funcional de pessoas com LM (BLUVSHTEIN *et al.*, 2011).

Outro recurso que contribui no processo de avaliação funcional de indivíduos com LM é a Avaliação Graduada e Redefinida de Força, Sensibilidade e Preensão (GRASSP) é uma ferramenta padronizada válida, confiável para medir o comprometimento do membro superior para LME cervical por meio de três domínios: força, sensação e preensão (JUNG *et al.*, 2019). O GRASSP é uma ferramenta multimodal para avaliar as extremidades superiores e foi utilizado em 3 estudos: Jung *et al.* (2019) e Sørensen & Månnum (2019).

A Neuromuscular Recovery Scale (NRS) é um instrumento de classificação passo a passo que considera a capacidade do indivíduo em realizar movimentos específicos em relação à capacidade pré-lesão, como ficar em pé e caminhar. Velozo *et al.* (2012) afirmam que é uma boa ferramenta para ajudar a monitorar movimentos sem compensação, o que possibilita melhorias para pacientes com LM graus C ou D.

O Walking Index SCI II (WISCI-II) é uma escala que vai de 0, quando o indivíduo não consegue andar, a 20 pontos, quando o indivíduo consegue andar de forma independente. A análise não considera compensações ou detalhes do segmento (Yildirim *et al.*, 2019). Foi usado em Yildirim *et al.* (2019), Soma *et al.* (2021) e Pérez-Sanpablo *et al.* (2017). Desta forma, é uma ferramenta que avalia

movimentos grosseiros, o que torna necessário ser complementado com testes funcionais mais específicos para uma avaliação mais detalhada (BURNS *et al.*, 2011).

A principal medida usada para estratificar LM é a ASIA, que tem sido associada a resultados clínicos. No entanto, esta escala relativamente simples não tem a capacidade de prever padrões complexos de recuperação neurológica após LM (KIRSHBLUM *et al.*, 2020).

Assim, diferentes testes, incluindo novas tecnologias, são necessários e podem fornecer maior precisão à avaliação funcional (MEAGHER *et al.*, 2019).

2.3 ADAPTAÇÕES FUNCIONAIS DE MEMBROS SUPERIORES APÓS LESÃO MEDULAR CERVICAL

A LM cervical ocasiona extensos déficits sensório-motores que afetam as funções somáticas, por exemplo, de membros superiores, tronco e membros inferiores (ZIPSER *et al.*, 2021).

A capacidade funcional do indivíduo após a tetraplegia é confirmada de acordo com os movimentos preservados de MMSS que é obtida tanto pelo processo de reabilitação com movimentos de cadeia cinética aberta como, por exemplo, pegar/agarrar objetos, quanto por treinamento de movimentos em cadeia fechada, como movimentos de transferência e impulsionar a cadeira de rodas (LONG *et al.*, 1955).

O fator determinante que influi diretamente na capacidade funcional após LM cervical é a inervação preservada e os processos de neuroplasticidade (SHARIF *et al.*, 2020). Uma LM em nível C5, por exemplo, preserva inervação dos grupos musculares de flexores de ombro e cotovelo; já lesões C6 preservam grupos de extensores de punho; e nível C7, também, preservam extensores de cotovelo (WOOLSEY *et al.*, 1985). Desse modo, no âmbito funcional, lesões em níveis C5 e C6 comprometem a extensão ativa do cotovelo contra a gravidade, enquanto lesões níveis C5 a C7, impossibilitam a preensão ativa (WOOLSEY *et al.*, 1985; SHARIF *et al.*, 2020).

Nos casos em que não ocorre a preservação de inervação do músculo tríceps braquial, o movimento de extensão do cotovelo é dependente do aumento da amplitude de movimento das articulações glenoumeral e escapulotorácica, que permitem a conexão dinâmica entre ombro e cotovelo (HOFFMANN *et al.*, 2006).

A lentidão motora é uma das principais características pós-tetraplegia, ocasionada pelo aumento de duração dos movimentos (KOSHLAND *et al.*, 2005). As possíveis causas são confirmadas pela redução de força, paralisia do músculo tríceps braquial que impede as contrações agonistas e antagonistas funcionais e preservação do ponto final do movimento (HOFFMANN *et al.*, 2006).

Outro fator é a diminuição de amplitude de movimento quanto ao alcance em movimentos acima da cabeça (POPOVIĆ *et al.*, 1994). A mobilidade limitada acima da cabeça pode ser ocasionada pela falta de força em grupos de músculos agonistas, como peitoral maior e déficit em músculos sinérgicos proximais que estabilizam as articulações escapulotorácica e glenoumeral (KOSHLAND *et al.*, 2005).

A fraqueza muscular em grupos sinérgicos que atuam nas articulações distais restringe a manutenção da extensão de cotovelo pela conexão dinâmica entre cotovelo e ombro, anquiloses articulares e processos algícos (LAFFONT *et al.*, 2000; MUZYKEWICZ *et al.*, 2013).

Capacidades individuais devem ser consideradas para uma contribuição ativa em programas de reabilitação após tetraplegia, para reaprendizados de movimentos de MMSS em cadeia aberta (MULCAHEY *et al.*, 2007)

O processo de reabilitação funcional permite que indivíduos que sofreram LM, possam reaprender a executar movimentos de cadeia aberta, apesar dos graus reduzidos de liberdade, mesmo com que a amplitude de movimento difira daquela de padrões normais de funcionalidade, eles preservam constantes cinemáticas como, por exemplo, a precisão do ponto final de movimento (FITTS *et al.*, 1954).

Marcadores posicionados nas articulações de MMSS demonstraram inervação preservada após LM de C5 a C8, quando testada a mobilidade e o alcance para agarrar, confirmando que indivíduos com LM podem executar

amplitudes semelhantes ao padrão normal durante o movimento e alcance para realizar preensão (HOFFMANN *et al.*, 2002; LAFFONT *et al.*, 2000).

Em casos de tetraplegia, o controle motor é caracterizado por alterações funcionais, e a preservação cinemática é relacionada aos mecanismos compensatórios, principalmente, nos movimentos de força e preensão (LAMB *et al.*, 1971; MULCAHEY *et al.*, 2007).

Embora exista redução da amplitude de movimento para MMSS após LM, funções preservadas permitem execuções semelhantes aos indivíduos sem o comprometimento neurológico. Isso se deve às alterações e adaptações funcionais (BERNHARDT *et al.*, 1998; GUZMAN *et al.*, 2010).

Dentre as adaptações funcionais de MMSS após tetraplegia conforme apresentas na tabela 1, a principal ocorre na articulação escapulotorácica, em que a rotação escapular é ampliada durante os movimentos de alcance, permitindo orientação e alongamento do membro superior, o aumento de recrutamento local permite movimentos para outras articulações dos MMSS (ACOSTA *et al.*, 2001; LEE *et al.*, 2002; CACHO *et al.*, 2011).

Outra alteração que contribui na recuperação dos graus de liberdade articulares, ocorre na articulação glenoumeral, em que a ampliação da abdução compensa a redução da flexão durante os movimentos acima da cabeça (ACOSTA *et al.*, 2001; LEE, *et al.*, 2002).

As adaptações compensatórias das articulações escapulotorácica e glenoumeral permitem conexões dinâmicas entre ombro e cotovelo que promovem extensão do cotovelo, apesar da paralisia da musculatura do tríceps braquial (LINDE *et al.*, 2000; AGUDO, *et al.*, 2010).

Os déficits sensoriais e motores após LM ocasionam extensas limitações, por exemplo, redução da amplitude de ombro, por denervação (por exemplo), ocasionando relações angulares de flexão e abdução de ombro reduzidos e diminuição da mobilidade lateral escapular (BERNHARDT J *et al.*, 1998; MULCAHEY *et al.*, 2007; GUZMAN, *et al.*, 2010).

Fatores que explicam a diminuição de amplitudes de movimento em indivíduos com LM C5 e C6 são apontadas por Hoffmann *et al.* (2002). Uma hipótese é que a fraqueza muscular agonista da articulação glenoumeral possa

comprometer os movimentos secundários de MMSS (WIERZBICKA *et al.*, 1992). Pode ser comprovada, por exemplo, em casos de denervação parcial do músculo peitoral maior, em lesões que comprometam abaixo do nível C5, resultando em redução de força durante adução de ombro (ACOSTA *et al.*, 2000; TOMAINO *et al.*, 2002).

Tabela 1 - Adaptações Funcionais em Tetraplegia

Nível LM	Funcionalidade Preservada	Comprometimento	Adaptações Motoras	Desafios
C4	Movimentos de ombro	Função limitada de membros superiores (MS) e nenhum controle de punho	Uso de compensações do tronco e ombro para suportar funções básicas	Alta dependência para atividades funcionais cotidianas
C5	Flexão de ombro e cotovelo	Extensão limitada do cotovelo e função manual comprometida	Compensações do ombro e articulações proximais para extensão do cotovelo	Dificuldade com extensão do cotovelo e função manual
C6	Extensão de punho	Extensão de cotovelo limitada e comprometimento da função manual	Compensação através de maior uso de flexores e extensores de punho	Desafios para realizar preensão ativa e controle manual
C7	Extensão de cotovelo	Função de preensão comprometida	Compensações articulares do ombro e cotovelo para suportar a função de punho	Dificuldade em manter precisão e controle de movimentos manuais
C8	Função manual parcial, preensão preservada	Redução da precisão manual fina	Uso mínimo de adaptações	Fadiga e dificuldade em tarefas de precisão com as mãos

Autora, 2024

Fonte: Autora, 2023 (Woolsey *et al.* (1985), Linde *et al.* (2000), Hoffmann *et al.* (2006), Sharif *et al.* (2020), e Zipser *et al.* (2021)).

Outra possível justificativa é que comprometimento em níveis C5 a C7 altere função proximal no músculo serrátil anterior, limitando a resistência contra tensão antagonista dos rombóides em LM com níveis de C4 e C5, ocasionando redução de mobilidade lateral escapular e consequente instabilidade

escapulotorácica (ACOSTA *et al.*, 2000; HOFFMANN *et al.*, 2002). Essas alterações podem afetar toda amplitude ativa da articulação de ombro (MULCAHEY *et al.*, 2007).

O déficit na porção distal do músculo tríceps braquial, em casos de comprometimento em níveis C5 e C6, pode levar à redução da amplitude de movimentos de elevação do ombro, para sustentação do cotovelo em extensão e permitir conexão dinâmica entre ombro e cotovelo (NERIS *et al.*, 2003). Outro fator que ocasiona limitações funcionais de MMSS em casos de tetraplegia, ocorre por processos de anquilose de ombro, que pode limitar o alcance em 25° durante flexão e abdução de ombro (GRONLEY *et al.*, 2000).

Por fim, processos algícos no ombro, registrado por mais da metade de indivíduos com tetraplegia, são responsáveis por ocasionar limitação funcional e redução da amplitude de movimento, causando menores picos de aceleração e desaceleração durante movimentos acima da cabeça (SIE *et al.*, 1992).

A redução de força dos grupos musculares de ombro e cotovelo, contribuem para redução de velocidade de execução dos movimentos, pois, indivíduos tetraplégicos com preservação desses músculos; porém, mais fracos, apresentam picos de aceleração mais baixos (KOSHLAND *et al.*, 2005).

Outro fator que contribui para lentidão motora, deve-se ao fato de que a paralisia do tríceps braquial interrompe a cocontração agonista e antagonista, recrutada para desacelerar o movimento em indivíduos saudáveis (NERIS *et al.*, 2003).

O processo de reaprendizado motor promove, por meio de compensações articulares, a execução cinemática de movimentos, que contribuem para reabilitação funcional (HOFFMANN *et al.*, 2002). No entanto, alterações limitantes surgem durante a preensão, com processos de desaceleração prolongada da fase de transporte, conforme a assimetria de ativação de flexores e extensores de punho, flexão estável do ombro, extensão do cotovelo e velocidade no punho antes do movimento de preensão (LAFFONT *et al.*, 2000; KOSHLAND *et al.*, 2005; MULCAHEY *et al.*, 2007).

Essas alterações causam limitação das fases de transporte e preensão, pois ocorrem de maneira inicialmente rápida e decresce no final a fase de

transporte (LAFFONT *et al.*, 2000). Em casos de LM cervical, a fase de transporte no alcance para preensão é limitada por acelerações reduzidas e desaceleração prolongada, favorecendo o ajuste final e permitindo com adaptações a execução de preensão (NERIS *et al.*, 2003).

Durante a preensão, a fase de transporte é prejudicada durante abertura máxima, devido à paralisia dos extensores dos dedos (JEANNEROD 1984), de maneira que a preensão depende da ativação do flexor de punho e pronador de cotovelo, objetivando a abertura dos dedos com a gravidade. A realização do movimento para execução da preensão só é eficiente se o tamanho do objeto for menor que a largura máxima de preensão alcançável (LAFFONT *et al.*, 2000).

Adaptações funcionais são instaladas de acordo com a necessidade e o recrutamento articular; nos casos de preensões passivas, a extensão de punho juntamente com encurtamento do tendão permitem pegada de mão inteira e pegada lateral (CACHO *et al.*, 2011). Nos casos de tetraplegia, a extensão de punho é ampliada durante preensão lateral do que total, confirmando maior recrutamento de encurtamento do tendão durante a preensão lateral (REFT e HASAN, 2002).

O processo de elevação da mão durante o alcance para preensão, leva a mão acima do necessário para alcançar o objeto, para evitar impacto (REFT e HASAN, 2002). Em particular, indivíduos com LM, planejam fases de transporte e preensão ordenadamente e o pico seguinte de velocidade durante a preensão indica o movimento somente após alcance (CACHO *et al.*, 2011). Ademais, a programação do alcance para agarrar é alterada com alcance e preensão realizados sequencialmente, de maneira contrária aos padrões de preensão normais, em que a preensão é preparada durante a fase de transporte (REFT e HASAN, 2002; CACHO *et al.*, 2011).

A extensa duração da fase de transporte permite a colocação correta da mão, enquanto a preensão necessita da extensão do punho, induzindo a mão inteira ou ocasionando preensão lateral (JEANNEROD 1984; KOSHLAND *et al.*, 2005).

As adaptações necessárias decorrentes da tetraplegia conforme apresentas na tabela 1 denotam a contribuição das compensações realizadas

por estruturas funcionais preservadas (LINDE *et al.*, 2000; AGUDO *et al.*, 2010). No entanto, o aumento dos movimentos recrutados, por exemplo, da articulação do ombro, pode favorecer instalação de processos algícos, particularmente, devido à articulação estar sob forte tensão (SIE *et al.*, 1992; CACHO *et al.*, 2011).

Faz-se necessário compreender as alterações funcionais ocorridas após a LM cervical, pois podem causar patologias de uso excessivo que causam processos de dor e anquilose, o que eleva o comprometimento do indivíduo (SIE *et al.*, 1992; GRONLEY *et al.*, 2000). Novos estudos sobre a cinemática pós LM cervical são necessários, relacionados aos movimentos de cadeia aberta e fechada, identificando a contribuição das compensações realizadas, visando melhorar os programas de reabilitação de MMSS para indivíduos tetraplégicos.

2.4 ESPORTE PARALÍMPICO DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS

A prática esportiva na modalidade paralímpica é destinada a grupos de alto rendimento, composta por atletas com deficiências em diversas modalidades, conforme suas respectivas limitações funcionais (FLETCHER *et al.*, 2021). Dentre essas modalidades, mais de 80% dos participantes possuem lesão medular (LM) (IPC, 2015). O processo de avaliação é aplicado para verificar as deficiências individuais e confirmar o impacto das limitações na execução de atividades esportivas, dentre as quais, inclui-se o *rugby* em cadeira de rodas (CARDOSO e GAYA, 2014; GAVEL *et al.*, 2022).

A modalidade de *rugby* em cadeira de rodas, inicialmente chamada de Murderball, surgiu na década de 1970, em Winnipeg, Canadá, criada por Ben Harnish, professor de arquitetura da Universidade de Manitoba, juntamente com dois atletas tetraplégicos, Duncan Campbell e Gerry Terwin (QUINTINO *et al.*, 2021). A modalidade foi idealizada como uma alternativa ao basquete em cadeira de rodas (GORLA *et al.*, 2012). Em 1990, o *rugby* em cadeira de rodas foi apresentado nos Jogos Mundiais em Cadeira de Rodas, marcando o início de sua ascensão. Posteriormente, foi criada a Federação Internacional de *rugby* em cadeira de rodas (IWRF) em 1993, e dois anos depois, ocorreu o primeiro campeonato internacional da modalidade (IWRF, 2021).

Em 1994, a modalidade foi reconhecida como esporte paralímpico, quando o Comitê Internacional Paraolímpico (IPC) autorizou sua participação nas paraolimpíadas, resultando na inclusão como modalidade demonstrativa nos Jogos Paraolímpicos de Atlanta, em 1996, o que ampliou o conhecimento e a popularidade do esporte. Hoje, o *rugby* em cadeira de rodas é praticado em 24 países, com campeonatos nacionais e internacionais regulares (IWRF, 2021).

No Brasil, a modalidade é relativamente nova, com a primeira participação oficial ocorrendo em 2005 nos Jogos Mundiais em Cadeira de Rodas e Amputados (MARQUES *et al.*, 2013). O crescimento da modalidade foi marcado em 2008, com a criação da Associação Brasileira de *Rugby* em Cadeira de Rodas (ABRC), que promove o esporte e fomenta sua popularidade no país (QUINTINO *et al.*, 2021).

O *rugby* em cadeira de rodas oferece oportunidades esportivas para atletas com capacidades musculares comprometidas, deficiência de membros, baixa estatura, amplitude de movimento passiva prejudicada e coordenação prejudicada, como hipertonia, ataxia e atetose (IWRF, 2021; ABRC, 2023).

A modalidade tem uma peculiaridade, ao colocar homens e mulheres competindo juntos em quadra (SIMIM *et al.*, 2013; IWRF, 2021). A Federação Internacional de *Rugby* em Cadeira de Rodas, no interesse de continuar o crescimento global do esporte, optou por incluir atletas com deficiências adicionais, que ainda não são medidas de forma tão objetiva quanto a fraqueza muscular (BECERRA *et al.*, 2019; IWRF, 2021). Pesquisas para melhorar o sistema de classificação para atletas com outras deficiências elegíveis estão em andamento (GORLA *et al.*, 2012; IWRF, 2021).

Atletas que competem em esportes do Movimento Paraolímpico possuem uma deficiência que os coloca em desvantagem competitiva e, com isso, a classificação funcional visa minimizar o impacto das deficiências no desempenho específico do esporte e garantir que o desempenho de um atleta ou equipe seja determinado pela habilidade, condicionamento físico, força, resistência, habilidade tática e foco mental (CARDOSO e GAYA, 2014; TWEEDY *et al.*, 2014).

2.5 CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL NO RUGBY EM CADEIRA DE RODAS

A classificação funcional no *rugby* em cadeira de rodas é um processo essencial para garantir que atletas com diferentes níveis de deficiência possam competir de forma justa e equitativa. O sistema de classificação tem como objetivo minimizar o impacto das deficiências no desempenho esportivo, agrupando os atletas de acordo com suas capacidades funcionais, de modo que as diferenças nas habilidades sejam compensadas pela adequação das categorias (TWEEDY *et al.*, 2011).

Esse sistema visa garantir que o desempenho dos atletas seja determinado por suas habilidades, força, resistência, capacidade tática e foco mental, e não apenas pela limitação física (CARDOSO e GAYA, 2014). Para isso, os atletas são agrupados em classes funcionais que refletem suas habilidades em realizar as atividades esportivas específicas do *rugby* em cadeira de rodas, como manuseio da bola e propulsão da cadeira de rodas (IWRF, 2021). A classificação funcional é conduzida por uma equipe de profissionais da saúde, como fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e médicos, com formação específica em avaliação neurológica e funcional (IWRF, 2021).

O processo de classificação é dividido em três etapas. Primeiramente, realiza-se uma avaliação de banco, em que se avalia a função muscular dos membros superiores, a força e o controle motor dos principais grupos musculares (FRANCHIN *et al.*, 2020). Também é feita a avaliação de tronco e membros inferiores, dependendo da funcionalidade do atleta. Na segunda etapa, ocorre a avaliação em movimento, em que os atletas realizam atividades simulando o ambiente de jogo, como a propulsão da cadeira de rodas e o manuseio da bola, para observar como a deficiência afeta a execução dessas tarefas (IWRF, 2021). Finalmente, os atletas participam de uma avaliação prática, jogando *rugby* em cadeira de rodas, com o objetivo de observar o impacto da deficiência nas condições reais de jogo, verificando a eficiência nas atividades esportivas e táticas (HAYDON *et al.*, 2022).

Após essas avaliações, os atletas são classificados em sete classes funcionais que variam de 0,5 a 3,5 pontos, em incrementos de 0,5 ponto. Quanto

menor a classe, maior o grau de comprometimento físico do atleta (TWEEDY *et al.*, 2014). Atletas das classes entre 0,5 e 1,5 têm maior grau de comprometimento motor, com movimentos mais limitados e força muscular reduzida, enquanto aqueles classificados entre 2,0 e 3,5 possuem maior controle motor e maior capacidade física (ABRC, 2023). Esse sistema é essencial para equilibrar as competições. Para isso, a soma dos pontos dos quatro jogadores em quadra não pode exceder 8,0 pontos, garantindo que equipes com atletas de diferentes níveis de comprometimento compitam de forma justa (IWRF, 2021).

O formulário (figura 4) de classificação funcional da IWRF (*International Wheelchair Rugby Federation*) é um instrumento utilizado para avaliar de forma detalhada as capacidades físicas e funcionais de atletas que competem no *rugby* em cadeira de rodas. Ele visa garantir que os atletas sejam corretamente classificados de acordo com suas limitações funcionais, permitindo uma competição justa e equitativa.

A primeira parte do formulário coleta informações pessoais do atleta, como nome, equipe, país, data de nascimento, diagnóstico médico, nível de lesão, classe prévia no *rugby* e experiência na modalidade. Também especifica se o atleta está ativo e se é do gênero feminino. Essas informações ajudam a contextualizar a avaliação funcional, proporcionando uma visão geral do atleta.

Em seguida, é realizado o teste muscular manual (0-5), que verifica a força de grupos musculares específicos, essenciais para o desempenho no *rugby* em cadeira de rodas. Os grupos musculares, como deltoide, bíceps, tríceps, flexores de punho, entre outros, são avaliados em ambos os lados do corpo. A força muscular é classificada em uma escala de 0 a 5, onde 0 representa ausência de força e 5 indica força normal. A soma dos pontos para os músculos dos membros superiores é registrada para fornecer um panorama da força geral de cada lado do corpo.

FORMULÁRIO DE CLASSIFICAÇÃO DA IWRF																																																																					
Nomear última) Nome primeiro) Diagnóstico Classe prévia de Rugby Aula para outros esportes	Equipe/Não País Nível de Lesão Experiência desde	Classe/Estado DOB Início Ativo ☒ Fêmea ☐																																																																			
Teste muscular manual (0-5) Domínio (Direita ou Esquerda) Certo Propriedade <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Deltóide</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>peitoral externo</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>peitoral claviclar</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>grande dorsal</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Serratus Anterior</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Rotação Interna</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Rotação Externa</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Biceps</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Triceps</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>extensão de pulso</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>desvio radial</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>desvio ulnar</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Flexão de punho</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>extensão do dedo</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Flexão dos Dedos</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Interosseos</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Abdução do Polegar</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Adução do Polegar</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Extensão do polegar</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Flexão do Polegar</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Oposição do polegar</td><td> </td><td> </td></tr> <tr><td>Totais da Extremidade Superior:</td><td> </td><td> </td></tr> </table>		Deltóide			peitoral externo			peitoral claviclar			grande dorsal			Serratus Anterior			Rotação Interna			Rotação Externa			Biceps			Triceps			extensão de pulso			desvio radial			desvio ulnar			Flexão de punho			extensão do dedo			Flexão dos Dedos			Interosseos			Abdução do Polegar			Adução do Polegar			Extensão do polegar			Flexão do Polegar			Oposição do polegar			Totais da Extremidade Superior:			Informações gerais Examinado na Cadeira de Brincar? ☐ clintagem ☐ Fichário ☐ Conto de Duzent ☐ Joelhoira ☐ Correia de pé ☐ Deformidade da coluna vertebral Contraturas Operações Espasticidade Capacidade de ficar em pé Capacidade de deambular Nível Sensorial	
Deltóide																																																																					
peitoral externo																																																																					
peitoral claviclar																																																																					
grande dorsal																																																																					
Serratus Anterior																																																																					
Rotação Interna																																																																					
Rotação Externa																																																																					
Biceps																																																																					
Triceps																																																																					
extensão de pulso																																																																					
desvio radial																																																																					
desvio ulnar																																																																					
Flexão de punho																																																																					
extensão do dedo																																																																					
Flexão dos Dedos																																																																					
Interosseos																																																																					
Abdução do Polegar																																																																					
Adução do Polegar																																																																					
Extensão do polegar																																																																					
Flexão do Polegar																																																																					
Oposição do polegar																																																																					
Totais da Extremidade Superior:																																																																					
Teste de Tronco Teste de Flexão para Frente Teste de rotação/alcanço lateral Visualização da Função LE Teste de Função de Tronco mais bem passado Tronco Total:		Testes manuais Totais da mão: Classes de mão:																																																																			
Carimbos de data/hora do evento Por favor, use o tempo de 24 horas classe/status																																																																					
Classe de entrada esportiva determinada		DD MM AAAA HH: MM																																																																			
Classe esportiva confirmada determinada		DD MM AAAA HH: MM																																																																			
Atleta notificado de decisão		DD MM AAAA HH: MM																																																																			
UE direito + Esquerda UE = UE total /2 = + CAIXA = Classe total																																																																					
Observações																																																																					
Classificado por																																																																					
Data 1	Local 1	Data 2	Local 2																																																																		
Data 3	Local 3	Data 4	Local 4																																																																		

Figura 4 - Roteiro de Classificação Funcional de Rugby em Cadeira de Rodas
Fonte: Adaptado e traduzido de IWRF, 2023.

A avaliação do tronco também é parte importante do formulário, envolvendo testes de flexão para frente, rotação lateral e análise da função do tronco em diferentes posições. Esses testes visam determinar o controle que o atleta tem sobre seu tronco, um aspecto fundamental para o equilíbrio e movimentação no *rugby*. O resultado final é registrado no campo "tronco total", somando os escores obtidos em cada teste.

Há uma seção destinada às informações gerais, que inclui detalhes como se a avaliação foi realizada na cadeira de brincar (cadeira usada na prática esportiva), se o atleta usa cintagem ou outros equipamentos de suporte, e se consegue correr ou se movimentar a pé. Além disso, é avaliado o nível sensorial, capacidade de locomoção, presença de contraturas e histórico de cirurgias.

Os testes manuais são específicos para a função das mãos, onde são atribuídas notas para o desempenho de cada mão durante a execução dos movimentos, essenciais para o controle da cadeira e da bola no jogo. O formulário também possui um espaço para observações, permitindo que os classificadores anotem quaisquer informações adicionais que possam influenciar a avaliação funcional.

Por fim, o formulário é completado com as assinaturas dos classificadores, indicando o local, a data e o resultado final da avaliação. Após a avaliação, é determinada a classe esportiva do atleta, que varia de 0,5 a 3,5, sendo que quanto menor a classe, maior o comprometimento funcional conforme ilustra figura 5.

Embora o sistema de classificação funcional seja uma ferramenta eficaz, ainda enfrenta desafios. A avaliação manual da força muscular, usada na classificação, pode ser subjetiva, o que pode influenciar a determinação da classe dos atletas (TWEEDY *et al.*, 2014). Estudos recentes sugerem a integração de tecnologias mais objetivas, como a dinamometria e a mecanomiografia, para reduzir a subjetividade e aumentar a precisão da classificação (GAVEL *et al.*, 2022). Essas ferramentas podem oferecer uma avaliação mais precisa das capacidades funcionais dos atletas, contribuindo para uma competição mais justa e equitativa, além de promover maior inclusão no esporte paralímpico (TWEEDY *et al.*, 2011).

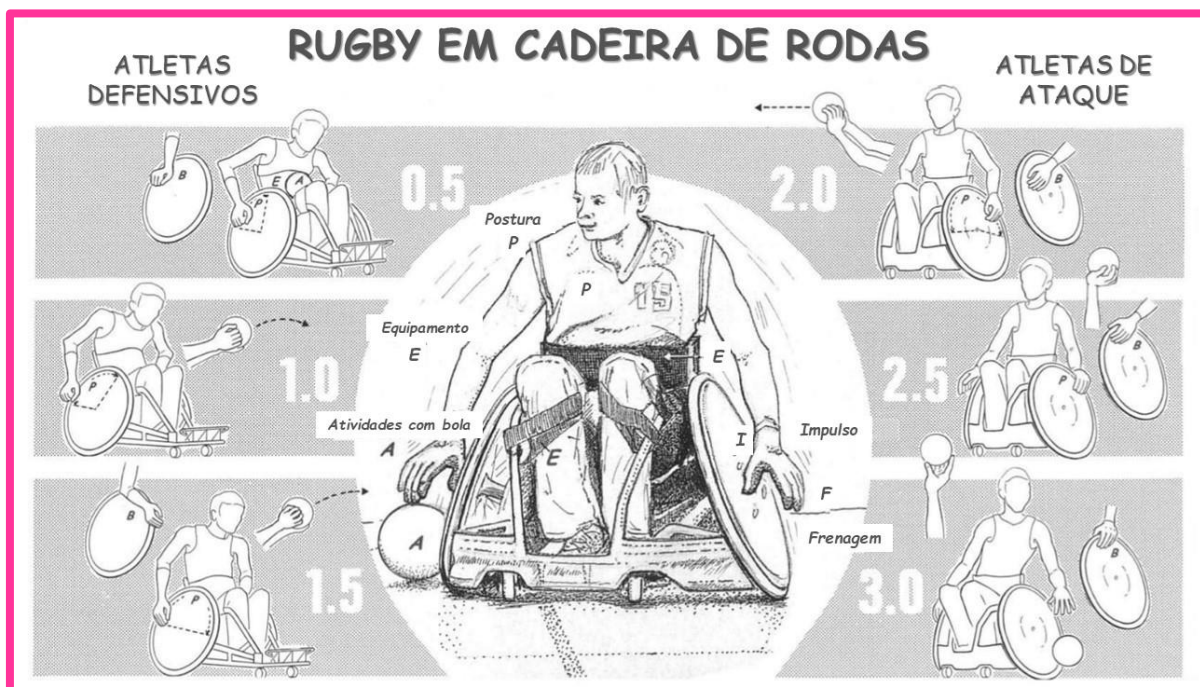


Figura 5 - Capacidades Funcionais de acordo com classe no *Rugby* em Cadeira de Rodas
 Fonte: Adaptado e traduzido de IWRF, 2021.

Portanto, a classificação funcional no *rugby* em cadeira de rodas é um processo indispensável para garantir que as competições sejam justas e equilibradas, permitindo que os atletas sejam avaliados com base em suas capacidades reais. O uso de tecnologias complementares na avaliação pode melhorar ainda mais a precisão do sistema, assegurando que os atletas sejam classificados de maneira fidedigna, favorecendo o desempenho e a inclusão no esporte (CARDOSO e GAYA, 2014).

2.6 MECANOMIOGRAFIA

A mecanomiografia (MMG) é uma técnica de avaliação não invasiva que permite medir a atividade muscular produzida pela contração do músculo, por meio da detecção de vibrações musculares (VAZ, 1999). Essas vibrações são geradas pelas contrações musculares e podem ser medidas por meio de sensores de vibração colocados sobre a pele acima do músculo (NOGUEIRA *et al.*, 2013).

No processo da contração muscular, ocorre o deslizamento entre actina e miosina como ilustra a figura 6, produzindo abalos no músculo com frequência entre 5 e 50 Hz (NEERING *et al.*, 1991; TORTORA e DERRICKSON, 2016).

A técnica de MMG foi desenvolvida na década de 1960, com primeiro registro realizado por Grimaldi com percepções de sons ruidosos durante movimento de punho (VAZ, 1999). Desde então, tem sido utilizada para avaliar a atividade muscular em indivíduos hígidos e em atletas de alto nível (BARRY, 1987). Pode ser aplicada para estudar a atividade muscular em diversas condições, desde o desempenho esportivo até o controle motor em pacientes com lesão medular (KRUEGER *et al.*, 2010).

O sistema de aquisição de MMG, é aplicado para detectar as vibrações produzidas pela contração muscular, que são transmitidas através da pele e dos tecidos adjacentes até o sensor de vibração, o sinal de vibração é amplificado e registrado via *software*, por meio do qual as vibrações são processadas, visualizadas e analisadas (NOGUEIRA *et al.*, 2013).

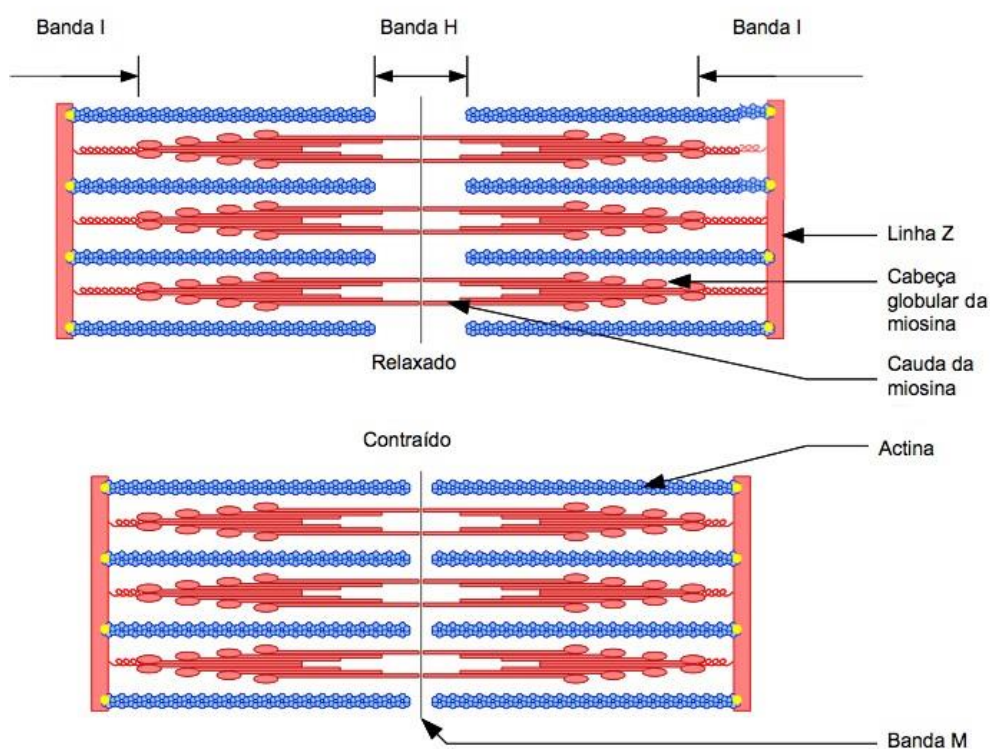


Figura 6 - Deslizamento actina e miosina na contração muscular
Fonte: Moreira, 2015.

A técnica é baseada no princípio de que as vibrações musculares são geradas pela contração e relaxamento das fibras musculares (BARRY, 1987). Durante a contração, as fibras musculares se retraem, gerando uma vibração que pode ser detectada pelos transdutores de vibração e quando o músculo relaxa, as vibrações diminuem ou cessam completamente (BARRY, 1985; BECK *et al.*, 2010).

Existem vários tipos de descritores que podem ser analisados a partir do sinal de MMG (SCHAEFER *et al.*, 2021). Uma das principais é a análise do sinal de frequência, que permite determinar a frequência das vibrações musculares durante uma determinada atividade (BECK *et al.*, 2007). Essa análise pode fornecer informações sobre a fadiga muscular e a eficiência do movimento (BECK *et al.*, 2007).

A pesquisa conduzida por Barry *et al.* (1985) apontou que os ruídos produzidos pela contração muscular esquelética humana são diretamente relacionados à contração, indicando que a fadiga muscular pode ser percebida por meio da quantificação das vibrações musculares que a técnica permite detectar, enquanto o mesmo não foi observado em sinais de coleta por meio da EMG. Os autores ainda expuseram que a RMS é intrinsicamente correlacionada com a produção de força, denotando que os descritores mecanomiográficos podem oferecer dados prognósticos e/ou diagnósticos (BARRY *et al.*, 1985).

A análise da amplitude do sinal que mede a intensidade da vibração muscular (EBERSOLE *et al.*, 2000) pode ser utilizada para determinar a força muscular e a resistência muscular em diferentes condições (AKATAKI *et al.*, 2001).

A aplicação da MMG para avaliar a função muscular, tanto em condições de normalidade quanto com déficits, tem sido descrita como ferramenta capaz de investigar o processo de gradação da força muscular (AKATAKI *et al.*, 2001; MADELEINE *et al.*, 2001; MATTA *et al.*, 2005). Os descritores mecanomiográficos têm sido propostos para expressar a taxa de ativação de unidades motoras, considerando tanto o recrutamento quanto a taxa de disparos (AKATAKI *et al.*, 2001, ORIZIO, 1992).

O desempenho da amplitude do sinal MMG no domínio do tempo é correlacionado à evolução da força em contração isométrica voluntária e recrutamento das unidades motoras para produção de força (BECK *et al.*, 2005; JASKÓSKA *et al.*, 2007).

A partir dessas medidas, é possível obter informações sobre a atividade contrátil dos músculos e sua resposta a diferentes estímulos e condições como exercícios físicos, lesões musculares, distúrbios neuromusculares e reabilitação (MADELEINE *et al.*, 2001; MATTA *et al.*, 2005).

A MMG pode ser empregada para avaliar a atividade muscular durante a contração voluntária ou involuntária (como a contração reflexa), bem como para avaliar a fadiga muscular (ALVES *et al.*, 2010). A MMG também pode ser utilizada para avaliar a sincronização da atividade muscular em múltiplos músculos durante a realização de uma tarefa específica (MULLA *et al.*, 2011).

A tecnologia tem sido amplamente utilizada em estudos relacionados ao desempenho esportivo, incluindo a análise da ativação muscular durante o exercício e a avaliação do efeito de diferentes programas de treinamento na atividade muscular (MEAGHER *et al.*, 2020). Também tem sido utilizada na reabilitação de pacientes com lesões neurológicas, como acidente vascular cerebral e lesão medular, para avaliar a recuperação muscular e a eficácia de programas de treinamento (UWAMAHORO *et al.*, 2021).

Os descritos mecanomiográficos são capazes de apresentar a atividades das unidades motoras tanto em contração isométrica voluntária quanto contrações dinâmicas. Inicialmente, durante a contração, o sinal evidencia o pico decorrente das alterações na força muscular (ALVES *et al.*, 2010). Os primeiros estudos com aplicação da MMG objetivaram analisar o sinal durante a contração isométrica, por favorecer o processamento de análise (SCHEEREN *et al.* 2010, MULLA *et al.*, 2011).

A análise do sinal MMG durante a contração isométrica indica que a amplitude da vibração muscular em estado de relaxamento é correlacionada à força isométrica, pela relação entre tensionamento das unidades motoras quando recrutadas em contração isométrica, os sensores detectam as

mudanças mecânicas geradas pelos músculos durante a contração, permitindo a análise da atividade muscular em tempo real (OSTER e JAFE, 1980).

Predominantemente, os protocolos posicionam os sensores superficialmente no ventre do músculo alvo, a fim de registrar as oscilações tridimensionais (AKATAKI *et al.*, 2001; MADELEINE *et al.*, 2001; RYAN *et al.*, 2007; RYAN *et al.*, 2008). Esses sensores são capazes de captar tanto a frequência quanto a amplitude da vibração muscular, fornecendo informações sobre a ativação muscular e a força gerada (TALIB *et al.*, 2022).

O processamento dos sinais de MMG fornece informações sobre amplitude, frequência e duração das vibrações decorrentes da atividade muscular (BECK *et al.*, 2005). A amplitude é uma medida da intensidade da atividade muscular, enquanto a frequência indica a taxa de contração e relaxamento das fibras musculares (SCHAEFER *et al.*, 2021). A duração das vibrações pode propiciar informações sobre o tempo de ativação muscular e desativação (SCHAEFER *et al.*, 2021). Além disso, a MMG tem potencial para ser utilizada em outras aplicações, como a avaliação da fadiga muscular e a detecção de lesões musculares precoces (MULLA *et al.*, 2011).

A MMG é uma técnica importante para o estudo da função muscular e da biomecânica do movimento humano (ORIZIO, 2004; BECK *et al.*, 2005). Um dos benefícios da MMG é a capacidade de medir a atividade muscular com alta precisão e sensibilidade (ORIZIO, 2004; WATAKABE *et al.* 2003). Ela pode detectar sinais muito fracos, o que torna essa tecnologia adequada para estudar músculos pequenos ou lesões musculares sutis (BECK *et al.*, 2005; JASKÓLSKA *et al.*, 2007). Além disso, a MMG pode monitorar a atividade muscular em tempo real durante a realização de tarefas específicas, permitindo a análise da atividade muscular em diferentes condições (SCHAEFER *et al.*, 2021).

A MMG também é usada em algumas aplicações clínicas, como na reabilitação de lesões musculares e na avaliação de desempenho em atletas (MOHAMAD *et al.*, 2017). Em ambos os casos, a MMG pode ser usada para monitorar a atividade muscular e ajustar o programa de treinamento ou

reabilitação para atingir resultados melhores e mais eficientes (MOHAMAD *et al.*, 2017; SCHAEFER *et al.*, 2021).

A MMG tem várias vantagens em relação a outras técnicas de avaliação da atividade muscular. Dentre elas, é uma ferramenta não invasiva, indolor e não requer a inserção de eletrodos dentro do músculo, o que pode ser desconfortável para o paciente (BECK *et al.*, 2005). Além disso, a MMG pode ser usada para avaliar a atividade muscular durante o movimento, o que nem sempre é possível com outras técnicas (SCHAEFER *et al.*, 2021).

No entanto, é importante notar que a MMG tem limitações. Por exemplo, pode haver necessidade de diferentes níveis de sensibilidade dos sensores para diferentes partes do corpo e em diferentes músculos (JASKÓLSKA *et al.*, 2007; RYAN *et al.*, 2007). Além disso, a MMG pode ser afetada por movimentos de outras partes do corpo durante a realização de uma atividade, o que pode interferir na leitura dos sinais musculares (COBURN *et al.*, 2005; BECK *et al.*, 2005).

Outra limitação é a falta de padronização em procedimentos de medição e análise, o que pode levar a resultados inconsistentes entre estudos. Além disso, a MMG pode ser influenciada por fatores externos, como a temperatura ambiente e a umidade ao alterar a condutividade da pele, a aderência dos sensores e a resposta muscular. Temperaturas extremas e umidade elevada podem gerar ruídos e interferências, enquanto a temperatura muscular influencia a contração e as vibrações detectadas. (LING *et al.*, 2020). Embora ainda existam limitações a serem superadas, a MMG é uma técnica valiosa para estudar a função muscular durante o movimento e pode proporcionar informações úteis para a reabilitação de lesões musculares e a otimização do desempenho funcional (SCHAEFER *et al.*, 2021).

Em suma, a mecanomiografia é uma tecnologia útil para monitorar a atividade muscular em tempo real e obter informações sobre a função muscular em diferentes condições (JASKÓLSKA *et al.*, 2007). Apesar de algumas restrições, a MMG é uma alternativa quantitativa e precisa para pesquisadores e profissionais de saúde que desejam entender melhor a resposta muscular e desenvolver programas de reabilitação e treinamento mais eficientes

(SCHAEFER *et al.*, 2021). Além disso, a tecnologia é uma ferramenta importante para o estudo da função muscular e da biomecânica do movimento humano, e pode ser usada para desenvolver dispositivos de interface homem-máquina, como próteses e exoesqueletos (ESPOSITO *et al.*, 2018).

Entretanto, é importante destacar que a MMG deve ser utilizada como uma técnica complementar em conjunto com outras técnicas de avaliação muscular para fornecer uma avaliação completa e precisa (HODGES *et al.*, 2000).

Considerando os fatos apresentados, a MMG possui capacidade de ser uma proveitosa alternativa para rastrear evolução funcional no processo de reabilitação, bem como na classificação em modalidades paraolímpicas como *rugby* em cadeira de rodas, pois os sinais de vibração muscular coletados podem ser correlacionados com o protocolo de avaliação neuromuscular manual executado por profissionais aptos, objetivando identificar e classificar casos limítrofes (BECK *et al.*, 2005). A contribuição pode favorecer o acompanhamento de uma conduta de tratamento eficiente e, também, proporcionar uma classificação confirmada com base em dados quantitativos, fornecendo ferramentas para uma avaliação individualizada (TARATA *et al.*, 2003).

Embora essa tecnologia venha mostrando efetivos achados em diversas frentes de pesquisas, novas pesquisas com aplicação da MMG na avaliação dos descritores em músculos com vias nervosas lesionadas necessitam ser conduzidas (ORIZIO *et al.*, 1993). Protocolos específicos para avaliar função de MMSS devem ser aplicados, a fim de permitir a utilização de um novo recurso para investigar os músculos hígidos e com vias nervosas lesionadas, com base na MMG (IBITOYE *et al.*, 2014).

2.7 DINAMOMETRIA

A dinamometria é uma técnica amplamente utilizada na avaliação da força muscular, especialmente em estudos que envolvem populações com diferentes condições funcionais, como pessoas hígidas e indivíduos com deficiências motoras. O dinamômetro é um instrumento que mede a força isométrica,

permitindo uma análise objetiva da capacidade muscular e auxiliando no desenvolvimento de estratégias de reabilitação e treinamento.

A aplicação da dinamometria em estudos com pessoas híginas, como o realizado por Rafael Santos (2024), evidenciou sua utilidade na medição da força de preensão manual. Utilizando uma amostra composta por 100 indivíduos, sendo 56 homens e 44 mulheres, o estudo mostrou diferenças nos valores de força de preensão entre os lados direito e esquerdo. Tais medidas proporcionam parâmetros importantes para estabelecer padrões de normalidade na função muscular, servindo de base para comparações com populações que possuem déficits motores. A força de preensão manual, medida em quatro e cinco dedos, é uma das formas mais comuns de uso da dinamometria para avaliar a função muscular de membros superiores (SANTOS, 2024).

Além de estudos em populações saudáveis, a dinamometria tem sido amplamente utilizada em indivíduos com lesão medular, como mostrado por Ferreira et al. (2012). A avaliação da força muscular dos flexores e extensores do cotovelo com dinamômetro, juntamente com a eletromiografia (EMG), foi essencial para compreender as correlações entre a força muscular e a funcionalidade dos membros superiores em indivíduos com tetraplegia. Nesse contexto, a dinamometria não só possibilitou a quantificação da força muscular, mas também ajudou a entender a relação entre força e independência funcional, reforçando seu papel na reabilitação e avaliação funcional de pessoas com lesão medular (FERREIRA *et al.*, 2012).

Johanson (2013) também destaca a importância da dinamometria na avaliação de pacientes com lesão medular cervical. O autor argumenta que os métodos tradicionais, como testes musculares manuais, podem não captar adequadamente os recursos motores residuais em indivíduos com lesão medular. A dinamometria, nesse cenário, oferece uma avaliação quantitativa mais detalhada da função muscular, especialmente quando associada à EMG.

Em indivíduos com lesões nos níveis C5, C6 e C7, a dinamometria foi fundamental para determinar a força residual, possibilitando uma compreensão mais profunda da extensão da denervação e do recrutamento de unidades motoras (JOHANSON, 2013).

Outro estudo relevante foi conduzido por Burns (2005), que comparou diferentes técnicas de dinamometria manual em indivíduos com tetraplegia. O estudo demonstrou a alta confiabilidade das técnicas utilizadas, mostrando que tanto examinadores experientes quanto inexperientes podem obter resultados consistentes ao utilizar a dinamometria em pessoas com fraqueza muscular. A confiabilidade interavaliador e intraavaliador superior a 0,9 reforça a robustez do método na avaliação de força muscular, independentemente da técnica utilizada (BURNS, 2005).

Dessa forma, a dinamometria consolida-se como uma ferramenta essencial não apenas para quantificar a força muscular, mas também para avaliar o impacto de intervenções terapêuticas e programas de reabilitação. Sua aplicação permite monitorar o progresso funcional e estabelecer correlações entre força muscular e independência funcional, sendo amplamente empregada em contextos clínicos e de pesquisa.

3. METODOLOGIA

Nesta pesquisa, buscou-se investigar, de forma quantitativa, os descritores mecanomiográficos e de força dos músculos do antebraço e mão em atletas de *rugby* em cadeira de rodas com tetraplegia. Para a realização do proposto, foi necessária a execução das etapas ilustradas na figura 7.

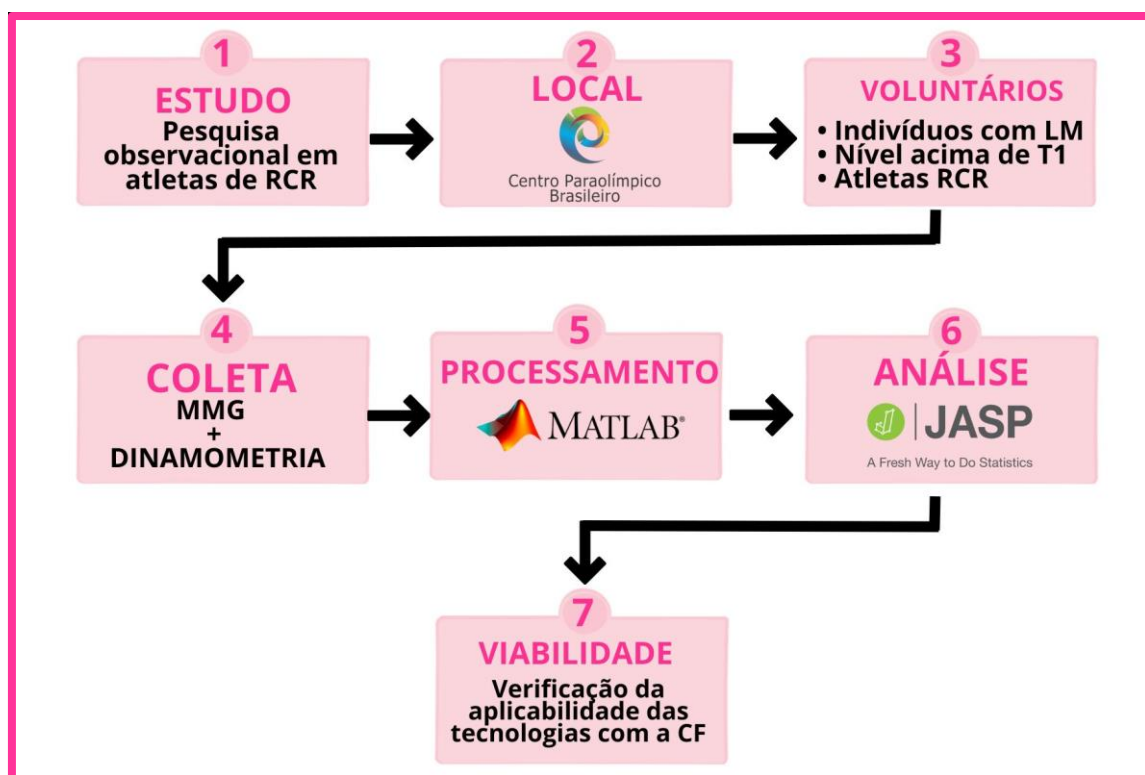


Figura 7 - Fluxograma das execuções necessárias para desenvolvimento do projeto
Fonte: Autora, 2024.

Dessa forma, a execução da pesquisa segue detalhada nos tópicos seguintes.

3.1 TIPO DE PESQUISA

O presente estudo caracterizou-se como observacional transversal, conduzido por meio de uma pesquisa de campo analítica e controlada, que avaliou as diferenças comportamentais dos sinais mecanomiográficos e de dinamometria em atletas com tetraplegia durante a atividade de preensão

palmar. A investigação buscou identificar alterações fisiológicas que influenciam as variações funcionais entre as diferentes classes de *rugby* em cadeira de rodas.

3.2 LOCAL DE ESTUDO

As avaliações foram realizadas durante o XV Campeonato Nacional de *Rugby* em Cadeira de Rodas e na III semana de treinamento da seleção brasileira de 2023, ambas ocorreram no Centro de Treinamento Paraolímpico Brasileiro (CTPB), em São Paulo.

3.3 PERÍODO DE COLETAS

As coletas de dados foram conduzidas em duas etapas, num primeiro momento ocorreu nos dias 12 e 17 de julho de 2023 durante a III semana de treinamento da seleção brasileira de *Rugby* em Cadeira de Rodas, e nos dias 21 e 22 de agosto de 2023 durante o campeonato nacional da modalidade.

3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Os voluntários que participaram da pesquisa foram os atletas que atenderem as condições dos seguintes critérios de inclusão e exclusão:

- Inclusão: Indivíduos com lesão medular (LM) a nível cervical, que apresentavam comprometimento nos membros superiores, sendo atletas de diferentes classes do *Rugby* em cadeira de rodas.
- Exclusão: Voluntários atletas que apresentaram presença de patologias que comprometessem a avaliação funcional, espasticidade de MMSS ou lesões cutâneas que impedissem o adequado posicionamento nos equipamentos de coleta.

3.5 AMOSTRAGEM

A amostragem foi feita por conveniência, com base na disponibilidade dos atletas. Para compor a amostra da pesquisa, o perfil dos voluntários foi caracterizado por sujeitos com lesão medular, todos praticantes de treinamento regular. No total, participaram 84 atletas de Rugby em Cadeira de Rodas e 20 voluntários hígidos para a coleta mecanomiográfica.

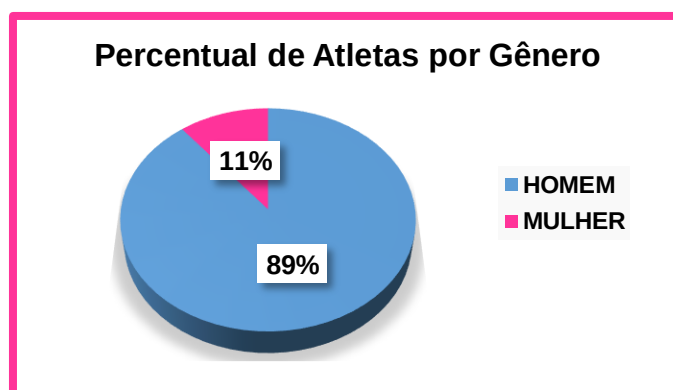


Figura 8 - Percentual de Atletas por Gênero
Fonte: Autora, 2024

A figura 8 apresenta a distribuição percentual dos participantes da pesquisa, indicando que 89% dos voluntários eram homens, correspondendo a 75 participantes, enquanto 11% eram mulheres, totalizando 9 participantes. Esta diferença expressiva na composição por gênero confirma a predominância masculina na amostra analisada.

3.6 ASPECTOS ÉTICOS

O projeto de pesquisa foi devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, sob o número de CAAE 69649423.6.0000.0020 e Parecer nº 7.119.938 (conforme Anexo 1). Todos os voluntários envolvidos no estudo forneceram seu consentimento por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 2).

3.7 INSTRUMENTO DE COLETA

3.7.1 Mecanomiógrafo

Para a aquisição de sinais de MMG, foram utilizados sensores triaxiais Freescale MMA7260Q MEMs (13x18mm, 0,94g), com sensibilidade de 800 mV/G em 1,5 G, e uma placa de aquisição NI-USB 6221, produzida pela National Instruments, configurada com frequência de aquisição de 1 kHz (figura 9). O presente sistema de aquisição, que captura sinais em milivolts (mV), foi desenvolvido pela equipe de pesquisadores do LER-PUCPR e já foi empregado em outras pesquisas com diferentes objetivos (NOGUEIRA, 2013).



Figura 9 - Sistema de aquisição de Sinais MMG
Fonte: Autora, 2023.

3.7.2 Dinamômetro

Para a aquisição dos dados de força, foi utilizado um dinamômetro digital, equipamento também desenvolvido pela equipe de pesquisadores do LER. O dinamômetro (figura 10), é composto por células de carga que realizam a análise individual da força de cada dedo, convertendo a força aplicada em sinais elétricos por meio de sensores *strain gauges* montados em células de carga (na configuração de Ponte de Wheatstone). Esses sinais são transformados em

dados numéricos, em unidades de medida de força expressas em newtons (N), por um conversor analógico-digital (ADC), processados por um microcontrolador e enviados para uma interface gráfica em um dispositivo mobile via Bluetooth.



Figura 10 - DISPOSITIVO ELETROMECHANICO DE MEDIÇÃO DE FORÇA PARA PREENSÃO PALMAR (Dinamômetro Digital)
Fonte: SANTOS, 2024.

Todo o conjunto desenvolvido consegue medir a força individual de cada dedo ao longo do tempo e apresentar os resultados em forma de gráficos ao usuário, além de informar os picos de força, respectivamente. O dinamômetro opera com um aplicativo por meio de comunicação Bluetooth, facilitando a exportação dos dados em formatos como ".txt" ou ".csv" para análises posteriores.

3.8 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para assegurar a precisão e a fidedignidade dos dados obtidos ao longo do estudo, foi implementado um protocolo experimental rigorosamente estruturado, desenvolvido especificamente para a coleta de sinais de mecanomiografia (MMG) e dinamometria.

O protocolo envolveu a preparação inicial dos voluntários, incluindo o preenchimento da ficha de anamnese (Apêndice 3), seguida pelo posicionamento adequado para a coleta e o uso correto dos equipamentos de

aquisição de dados. Procedimentos padronizados foram aplicados tanto para a coleta dos sinais de MMG quanto para a dinamometria, garantindo uniformidade na execução dos testes.

Os voluntários, em sedestação na cadeira de rodas de uso pessoal, tiveram o membro superior dominante posicionado com o ombro em rotação neutra. Em seguida, o cotovelo foi fletido em um ângulo de 90° e apoiado em uma estrutura fixa com altura regulável, enquanto o punho foi ajustado em posição neutra na estrutura de apoio e resistência ao movimento ilustra figura 11.

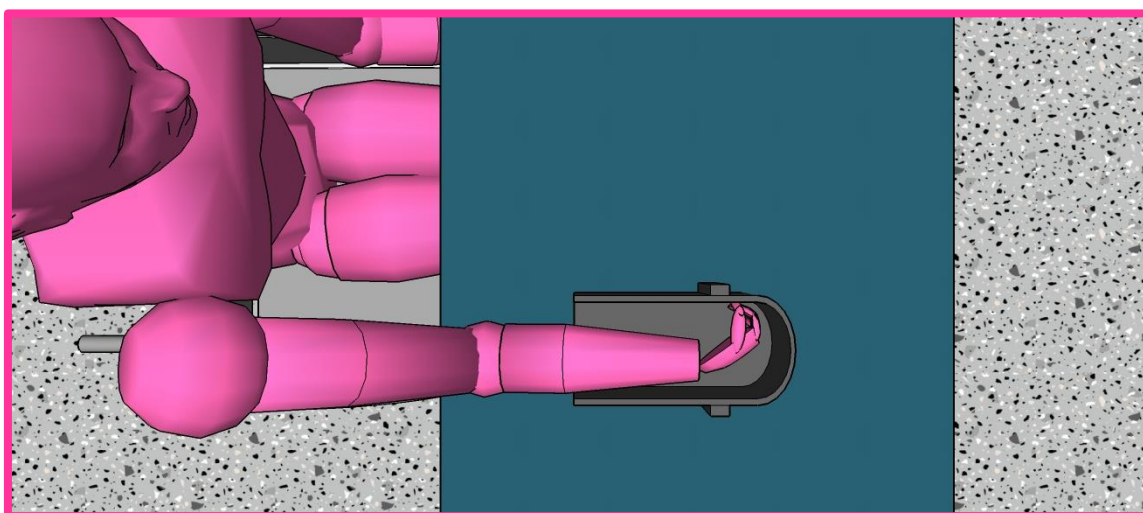


Figura 11 - Posicionamento para coleta mecanomiográfica
Fonte: Autora, 2023.

Os sensores de MMG foram posicionados superficialmente sobre o ventre muscular dos músculos flexores e extensores do punho, de acordo com uma avaliação anatômica palpatória (figura 12). O sensor 1 foi posicionado nos músculos flexores e o sensor 2 nos músculos extensores, conforme ilustrado na figura 13, garantindo a captação precisa dos sinais de vibração muscular.

Após o preparo e posicionamento do voluntário, como a alocação dos sensores de MMG, foi solicitada a realização de contrações isométricas voluntárias por 12 segundos contra resistência fixa. O protocolo iniciou-se com o movimento de flexão de punho, seguido pela extensão de punho. Posteriormente, o voluntário foi instruído a realizar os movimentos de desvio

ulnar e desvio radial, com o objetivo de recrutar simultaneamente ambos os grupos musculares alvos, os flexores e extensores de punho, permitindo uma análise abrangente da ativação muscular.



Figura 12 - Figura 12 - Músculos Flexores e Extensores de Punho
Fonte: Autora, 2023 (adaptado de Human Anatomy Atlas)

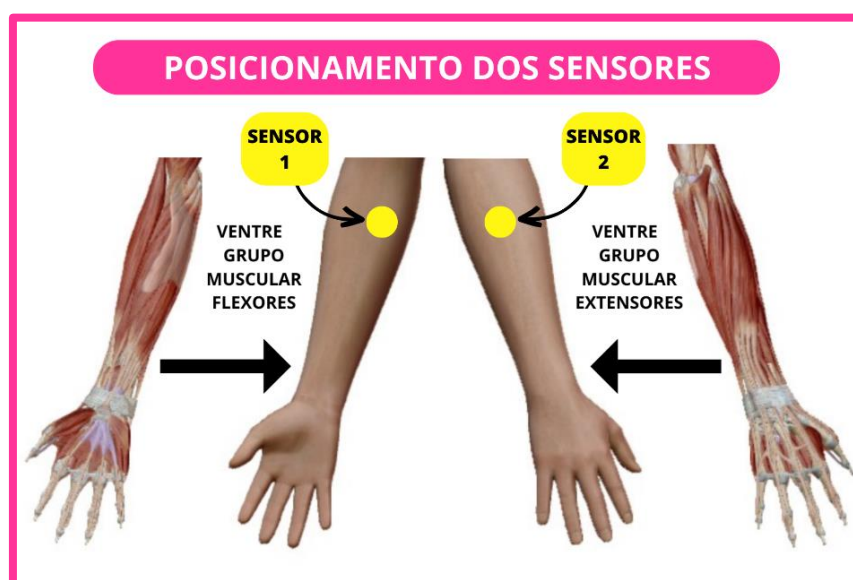


Figura 13 - Posicionamento dos sensores para coleta de sinal
Fonte: Autora, 2023 (adaptado de Human Anatomy Atlas)

Para a coleta dos dados de dinamometria, foi realizado o teste de força máxima de preensão palmar, durante o teste, o voluntário permaneceu em

sedestação, com o membro superior dominante estabilizado por um apoio de braço, garantindo que o ombro estivesse em rotação neutra e o cotovelo fletido a 90° (figura 14).

Essa posição manteve a neutralidade e estabilidade do membro durante a realização da preensão palmar, com dinamômetro posicionado na mão do voluntário o teste de preensão foi conduzido com instruções para aplicar a força máxima durante 10 s, garantindo a consistência na coleta dos dados de força.

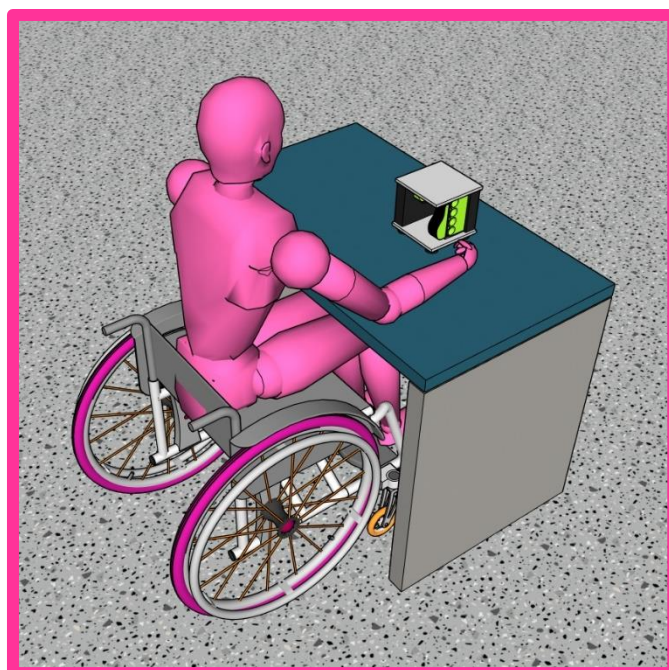


Figura 14 - Posicionamento para coleta dinamometria
Fonte: Autora, 2023.

O protocolo de coleta em questão foi adaptado por considerar as condições de indivíduos com tetraplegia que possuem preservações neurológicas com função em MMSS, mesmo que com limitações. Dessa maneira, é viável a solicitação de execução do movimento articular conforme desenho da pesquisa.

3.9 PROCESSAMENTO DOS SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS

O processamento dos sinais mecanomiográficos foi realizado no programa MatLab® R2023a tanto por eixo isolado quanto por módulo dos 3

eixos, permitindo uma análise detalhada dos diferentes componentes dos sinais conforme apresenta algoritmo em apêndice 1. Inicialmente, foram criados vetores vazios para armazenar os valores RMS (*Root Mean Square* ou raiz média quadrática) e de frequência mediana (FM) dos eixos X, Y e Z que captam a aceleração em três direções lateral (esquerda-direita), frontal (frente-trás) e vertical (cima-baixo), capturando o movimento completo em três dimensões nos dois sensores, denominados X1, Y1, Z1 (sensor 1) e X2, Y2, Z2 (sensor 2). O número de arquivos processados foi definido pela variável *m*, representando o total de voluntários ou amostras.

A cada ciclo de análise, o código leu um arquivo de dados no formato .edf contendo os sinais de MMG para os eixos X, Y e Z de ambos os sensores. Os sinais foram filtrados usando dois tipos de filtros: um passa-baixa, para remover ruídos de alta frequência (frequência de corte de 50 Hz), e um filtro rejeita faixa, para eliminar interferências da rede elétrica (60 Hz). Em seguida, a média dos sinais foi removida para garantir que os sinais ficassem centrados em torno de zero.

Após a filtragem, seleciona-se um trecho específico dos sinais via código já pré-definido, correspondente às amostras de 3001 a 5000 (3 a 5 s), para análise posterior. A partir desse trecho, o valor RMS, que quantifica a magnitude média da vibração muscular, foi calculado para cada eixo e sensor. Esses valores foram armazenados nos vetores correspondentes.

Para o processamento do sinal, foram obtidos inicialmente os descritores Raiz Média Quadrática (RMS) e Mediana da Frequência (MF). O valor RMS foi empregado para determinar a potência média quadrática do sinal produzido durante a contração muscular, conforme apresentado na equação 1, com o objetivo de correlacionar a produção de força por meio dos sinais MMG ao quantificar a ativação muscular devido ao recrutamento de unidades motoras, taxa de disparo e duração. Esse descritor foi processado no domínio temporal e visou identificar o recrutamento das fibras musculares, denotado pelas variações de disparo e amplitude da atividade muscular sincronizada.

$$\text{MMG}_{\text{RMS}} = \sqrt{\left(\frac{1}{2} \sum_{i=1}^n x_i\right)^2} \quad (1)$$

Sendo:

MMG_{RMS} = valor eficaz ou raiz média quadrática do sinal de MMG

n = tempo do processamento dos sinais

x_i = valor do sinal da vibração muscular

Com o parâmetro is_fft (Transformada Rápida de Fourier) ativado, também foi realizada uma análise no domínio da frequência, utilizando a Transformada de Fourier (FFT) para converter os sinais do tempo para a frequência. A densidade espectral de potência foi calculada no MATLAB por meio do algoritmo específico (apêndice 1), e a partir dela foi determinada a frequência mediana (FM), que representa o ponto onde 50% da energia do sinal está concentrada. Esse processo foi repetido para cada eixo e sensor.

O descritor MF, avaliado no domínio espectral, conforme descrito na equação 2, foi empregado com o objetivo de identificar as mudanças nas frequências de disparo das unidades motoras por meio da vibração e/ou oscilação das fibras musculares durante o esforço contrátil, onde as pontes cruzadas de miosina se moveram, deslocando o filamento de actina, o que resultou em abalos no músculo, permitindo a análise espectral e comparação de acordo com o objetivo que foi desempenhado na pesquisa.

$$MMG_{FMed} = \int_0^{MF} P(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{\frac{fs}{2}} P(f)df \quad (2)$$

Sendo:

MF = mediana da frequência

$P(f)$ = espectro de potência

fs = frequência de amostragem

O janelamento e a filtragem dos sinais desempenharam um papel fundamental na preparação dos dados para a análise de MMG. No processo de janelamento, aplicado para o processamento dos sinais de interesse utilizou trechos temporais delimitados manualmente, selecionando uma parte específica

do sinal bruto entre as amostras 3001 e 5000, correspondendo ao intervalo entre o terceiro e o quinto segundo da coleta. Esse intervalo foi escolhido para capturar o pico da contração muscular durante o movimento, excluindo-se o início e o final, que podem apresentar variações temporárias indesejadas e não refletir a fase contração. A filtragem, por sua vez, foi essencial para remover ruídos indesejados. Dois tipos de filtros foram aplicados: o passa-baixa, que removeu frequências acima de 50 Hz, e o rejeita-faixa, que suprimiu a interferência de 60 Hz da rede elétrica. Após a filtragem, a média de cada eixo foi subtraída para centralizar os sinais, permitindo que a análise subsequente se concentrasse nas variações dinâmicas do sinal.

3.10 ANÁLISE DOS DADOS

A análise estatística foi conduzida utilizando o *software* JASP®, amplamente reconhecido por sua interface prática e robustez nas análises estatísticas (DOORN *et. al*, 2021). Para a comparação dos dados coletados, foram aplicadas duas abordagens distintas, a análise de variância (ANOVA), precedida pelo teste de Levene para verificar a homogeneidade das variâncias, e o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis para os casos em que o pressuposto de igualdade de variâncias não foi atendido. A escolha desses testes foi fundamentada na necessidade de comparar diferentes grupos de amostras e de garantir a validade dos resultados, considerando as características dos dados.

A ANOVA (Análise de Variância) foi utilizada para comparar as médias entre as diferentes classes funcionais e o grupo hígido. Essa técnica permite testar se há diferenças significativas entre as médias de três ou mais grupos, e foi escolhida inicialmente porque, ao verificar a distribuição dos dados, algumas variáveis apresentaram pressupostos adequados de normalidade e homocedasticidade (igualdade das variâncias entre os grupos), critérios fundamentais para a aplicação da ANOVA. O teste F da ANOVA indicou se as variações entre as médias dos grupos eram significativas ou se poderiam ser atribuídas ao acaso (MCHUGH, 2011).

Além disso, a ANOVA é amplamente utilizada para avaliar a interação entre variáveis e, nesse estudo, foi aplicada para examinar as diferenças no comportamento dos sinais de mecanomiografia e dinamometria entre as classes funcionais dos atletas e o grupo de voluntários hígidos.

Entretanto, como nem todas as variáveis atendiam aos pressupostos necessários para a ANOVA, foi necessário análise com o teste de Kruskal-Wallis. Este teste não-paramétrico é utilizado quando os dados não seguem uma distribuição normal, sendo uma alternativa adequada à ANOVA, especialmente quando as suposições de normalidade são violadas.

O teste de Kruskal-Wallis compara as medianas entre grupos e verifica se há diferenças estatisticamente significativas entre eles. Como os dados de mecanomiografia e dinamometria de algumas variáveis apresentaram distribuição não-normal, o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado como uma abordagem mais robusta e adequada para esses casos (GUO *et. al*, 2013).

A escolha dessas análises estatísticas é justificada pela natureza do estudo, que envolve a comparação de múltiplos grupos e a necessidade de obter resultados confiáveis mesmo em situações onde os pressupostos paramétricos não foram atendidos. A ANOVA foi usada para variáveis com distribuição normal e variâncias homogêneas, enquanto o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para variáveis que não seguiram esses pressupostos.

4. RESULTADOS

Neste capítulo, são apresentados os resultados obtidos a partir do protocolo experimental da pesquisa. Os dados são organizados de forma sequencial, começando pelas características dos voluntários, seguidos pelos resultados da dinamometria e pelas comparações da mecanomiografia entre as classes funcionais, além de uma análise separada que compara os resultados da mecanomiografia entre os atletas e os indivíduos hígidos.

4.1 CARACTERIZAÇÃO AMOSTRAL

A amostra deste estudo foi composta por 84 voluntários atletas de *rugby* em cadeira de rodas. As características demográficas e físicas dos participantes, como idade, peso corporal, altura e tempo de prática esportiva, foram coletadas para descrever o perfil da amostra. Esses dados são fundamentais para contextualizar os resultados obtidos e garantir que as comparações realizadas entre os diferentes grupos sejam adequadamente interpretadas.

Informações estatísticas descritivas conforme apresentado na tabela 2 oferece uma visão abrangente sobre as variáveis: idade, tempo de lesão medular (TEMPO LM) e tempo de prática de *rugby* em cadeira de rodas (TEMPO RUGBY), considerando diferentes classes funcionais (0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 e 3).

A classe com maior representatividade é a classe 2, correspondendo a 32% dos voluntários (n=27). Em seguida, a classe 0.5 representa 21% dos participantes (n=18), também sendo uma das mais representativas. A classe 2.5 conta com 18% (n=15) dos voluntários, enquanto a classe 1, com 17% (n=14), apresenta uma participação similar. As classes 1.5 e 3 têm menor representação, com 8% (n=7) e 4% (n=3), respectivamente.

É importante destacar que, no sistema de classificação funcional, quanto menor a classe maior o comprometimento físico do atleta. Dessa forma, os voluntários da classe 0.5 apresentam maior comprometimento funcional, enquanto os da classe 3.0 possuem um nível de funcionalidade mais elevado. Essa variação reflete a diversidade de capacidades motoras dos atletas incluídos

no estudo e é crucial para entender como o desempenho e a atividade muscular variam entre diferentes níveis de comprometimento.

As proporções indicam uma maior concentração de voluntários nas classes intermediárias, principalmente na classe 2.0. Essa concentração pode ter implicações importantes nas análises subsequentes, já que as classes mais baixas, como 0.5 e 1.0, representam atletas com maior comprometimento físico, o que pode influenciar os resultados da avaliação mecanomiográfica e força.

Tabela 2 - Caracterização Demográfica da Amostra

Classe Funcional	0.5	1	1.5	2	2.5	3
% Vol. por Classe Funcional	21%	17%	8%	32%	18%	4%
Média Idade (anos)	35.944	37.071	39.143	39.074	44.4	37.667
Desvio Padrão (anos)	8.489	7.269	6.793	6.961	10.259	2.082
Média Tempo de LM (anos)	15.167	11.643	14.429	16.481	17.8	14.333
Desvio Padrão (anos)	9.877	7.571	4.429	6.098	7.495	7.095
Média Tempo de Rugby (anos)	8.106	5.607	9	9.222	7.533	5
Desvio Padrão (anos)	5.182	4.28	2.944	4.06	4.596	3.464
LM de Vol. Nível C4	2	1	1	0	1	0
LM de Vol. Nível C5	10	6	2	7	2	1
LM de Vol. Nível C6	5	7	2	11	6	1
LM de Vol. Nível C7	1	0	2	9	5	1
LM de Vol. Nível C8	0	0	0	0	1	0
LM = Lesão Medular; Vol.= Voluntário.						

Fonte: Autora, 2023.

No que se refere à variável idade, as médias variam entre 35,94 anos (classe 0.5) e 44,4 anos (classe 2), sugerindo uma predominância de participantes em torno dos 35 a 44 anos. O desvio padrão entre as classes revela variações significativas, com os valores mais altos nas classes 0.5 (8,49) e os mais baixos na classe 3 (2,08). Esses valores indicam que a distribuição etária dentro de algumas classes é mais homogênea, enquanto em outras há maior dispersão.

Quanto ao tempo de lesão medular, as médias situam-se entre 11,64 anos (classe 0.5) e 17,8 anos (classe 2.5), refletindo uma diferença notável no tempo

desde a lesão entre os participantes. Os desvios padrão variam de 4,43 anos (classe 1.5) a 9,88 anos (classe 3), sugerindo que, em algumas classes, há maior variabilidade na duração do tempo desde a lesão, o que pode ter implicações sobre as capacidades funcionais dos indivíduos.

Em relação ao tempo de prática de *rugby*, as médias oscilam entre 5 anos (classe 3) e 9,22 anos (classe 2). Observa-se que os desvios padrão variam de 2,94 (classe 1.5) a 5,18 (classe 0.5), refletindo diferentes níveis de experiência com o esporte. Isso sugere que algumas classes possuem atletas com tempos de prática mais uniformes, enquanto outras apresentam maior dispersão nos anos de envolvimento com o *rugby* em cadeira de rodas.

A figura 15 ilustra a distribuição dos níveis de lesão medular (LM) dos voluntários, categorizados em: C4, C5, C6, C7 e C8. Essa classificação é importante para avaliar o impacto da lesão medular no desempenho motor dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas.

A maior parte dos voluntários apresenta lesões em C6, correspondendo a 38% da amostra total. Isso indica que muitos dos participantes possuem um comprometimento motor moderado, já que a lesão nesse nível cervical compromete a força e a função de alguns músculos dos membros superiores, mas ainda preserva certas capacidades, de acordo com ramificações nervosas preservadas.

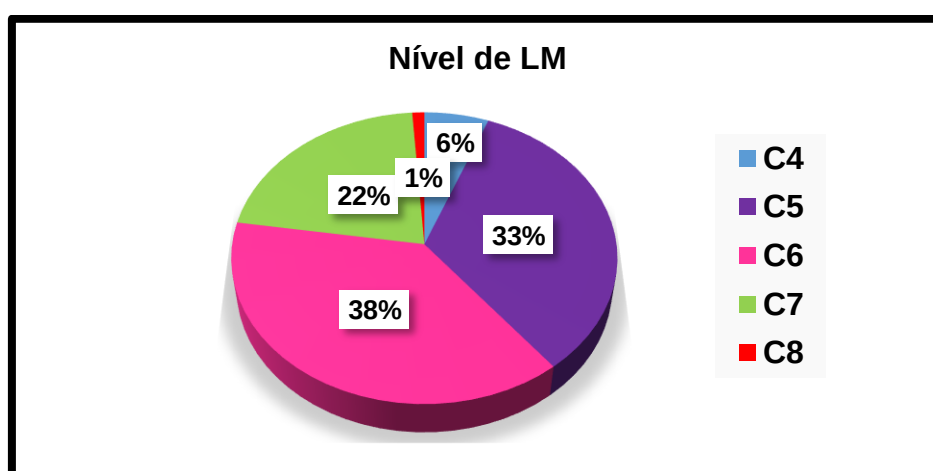


Figura 15 - Nível de Lesão Medular Amostral
Fonte: Autora, 2024.

Lesões em C5 estão presentes em 33% dos voluntários, evidenciando um comprometimento mais acentuado das funções motoras, afetando de forma significativa os músculos de MMSS, mas mantendo certa capacidade de controle dos ombros e cotovelos. Já as lesões em C7, que apresenta comprometimento relativamente menor em comparação com níveis mais alto as funções dos membros superiores, correspondem a 22% da amostra, o que sugere uma preservação relativa de força e função muscular nos braços e mãos.

Lesões em C4, a segunda vértebra cervical, são menos frequentes, representando apenas 6% dos voluntários. Essa altura de lesão geralmente resulta em maior comprometimento funcional, afetando significativamente funções manuais. Por fim, lesões em C8, a última vértebra cervical, aparecem em apenas 1% dos voluntários, indicando um grupo muito pequeno de atletas com esse nível específico de comprometimento.

A distribuição dos níveis de lesão medular entre as diferentes classes funcionais é essencial para entender a variação nas capacidades motoras entre os atletas e podem fornecer dados valiosos sobre como o nível de lesão medular impacta os resultados das análises mecanomiográficas e de desempenho motor. O fato de que a maioria dos voluntários tem lesões em C5 e C6 destaca a relevância dessas classes na análise funcional, já que esses atletas podem ter variações mais sutis na funcionalidade e capacidade motora, exigindo uma análise mais detalhada para entender as limitações e potenciais de cada grupo.

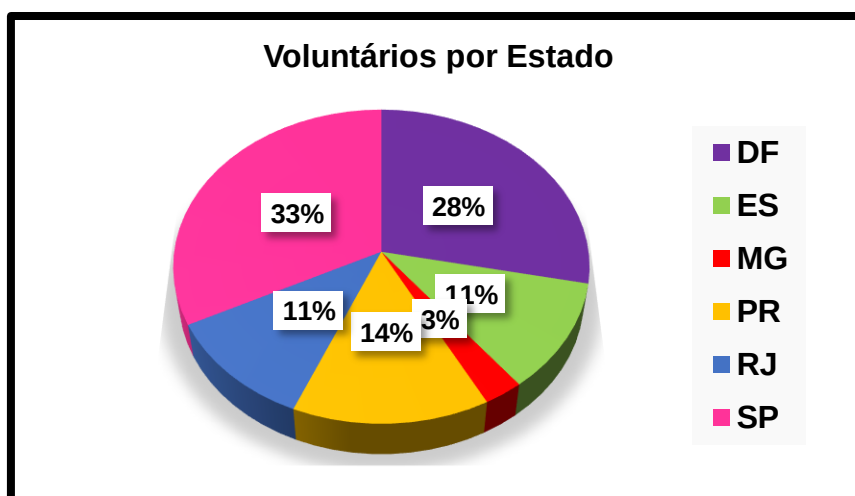


Figura 16 - Distribuição dos Voluntários por UF
Fonte: Autora, 2024.

A predominância de voluntários por estado, conforme apresentado na figura 16 mostra que o estado de São Paulo (33%) e do Distrito Federal (28%) pode ter gerado uma sub-representação de outros estados, como Paraná (3%) e Espírito Santo (11%) e também apresenta a distribuição de atletas pelo Brasil. A coleta de dados realizada durante o campeonato e semana de treinamento em São Paulo proporcionou vantagens importantes, sobretudo pela concentração de atletas de diferentes estados em um único evento o que poderia significar uma importante limitação quanto ao N de coletas.

Essa estratégia de coleta foi crucial para aumentar a representatividade dos dados e fortalecer a confiabilidade dos resultados obtidos, sendo assim as características amostrais desempenham um papel fundamental na compreensão das variações funcionais observadas entre os grupos, oferecendo informações cruciais que ajudam a contextualizar os comportamentos analisados nas próximas etapas. A correlação entre idade, nível de lesão medular, lado dominante, tempo de lesão medular e tempo de prática de *rugby* pode influenciar diretamente os resultados de desempenho motor e de capacidades funcionais, refletindo-se nos dados mecanomiográficos e na força muscular.

Dessa forma, essas variáveis não só enriquecem a análise, mas também oferecem uma base interpretativa sólida para as discrepâncias funcionais observadas entre as diferentes classes, auxiliando na avaliação do impacto dessas características sobre o desempenho dos atletas no *rugby* em cadeira de rodas.

4.2 RESULTADOS DA DINAMOMETRIA

A seguir, serão apresentados os resultados obtidos por meio da dinamometria, iniciando pela análise da força individual de cada dedo. Esta abordagem permite uma avaliação detalhada da contribuição específica de cada dedo nas diferentes atividades motoras. Posteriormente, os dados de força total de preensão palmar serão discutidos, proporcionando uma visão mais abrangente da capacidade de força dos voluntários.

4.2.1 Polegar

Apresenta-se aqui os resultados obtidos na avaliação da força muscular do dedo polegar, por meio da dinamometria, destacando as diferenças entre as classes funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas.

O Teste de Kruskal-Wallis foi aplicado para comparar as seis classes, devido à violação da homogeneidade das variâncias. Com uma estatística de 27,253 e p-valor $< 0,001$, os resultados indicam diferenças estatisticamente significativas entre as classes (tabela 3).

Tabela 3 - Teste Kruskal-Wallis Análise dedo Polegar

Teste Kruskal-Wallis

Fator	Estatísticas	gl	p
CLASSE	27.253	5	$< .001$

4.2.2 Indicador

Os resultados obtidos na avaliação da força muscular do dedo indicador, por meio da dinamometria, destacam as diferenças entre as classes funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas.

O Teste de Kruskal-Wallis foi realizado para comparar as diferentes classes em relação à variável indicador, devido à violação da homogeneidade das variâncias. O resultado (tabela 4) mostrou um valor estatístico de 29,008 com 5 graus de liberdade e um p-valor $< 0,001$, indicando diferenças estatisticamente significativas entre as classes.

Tabela 4 - Teste Kruskal-Wallis Dinamometria dedo Indicador

Teste Kruskal-Wallis

Fator	Estatísticas	Graus de Liberdade	p
CLASSE	29.008	5	$< .001$

4.2.3 Médio

Os resultados da avaliação da força muscular do dedo médio, por meio da dinamometria, realçam as diferenças entre as classes funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas.

O Teste de Kruskal-Wallis foi realizado para avaliar as diferenças entre as classes em relação à variável médio, dado que o pressuposto de homogeneidade das variâncias foi violado. O teste apresentou (tabela 5) uma estatística de 28,195, com 5 graus de liberdade, e um p-valor $< 0,001$, indicando uma diferença estatisticamente significativa entre as classes.

Tabela 5 - Kruskal Wallis Dinamometria dedo Médio

Teste Kruskal-Wallis

Fator	Estatísticas	gl	p
CLASSE	28.195	5	$< .001$

4.2.4 Anelar

Os resultados da avaliação da força muscular do dedo anelar, por meio da dinamometria, indicam diferenças entre as classes funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas.

A análise estatística conduzida por intermédio do teste de Kruskal-Wallis indicou importantes diferenças entre as classes funcionais. O teste (tabela 6), cujo valor de p foi inferior a 0,001, indica que há diferenças altamente significativas entre as classes funcionais em relação à variável analisada. Isso significa que as classes não compartilham o mesmo comportamento estatístico, evidenciando a necessidade de comparações adicionais entre os pares de classes.

Tabela 6 - Kruskal Wallis Dinamometria dedo Anelar

Teste Kruskal-Wallis

Fator	Estatísticas	gl	p
CLASSE	31.219	5	< .001

4.2.5 Resultados da Dinamometria do Dedo Mínimo

Os resultados obtidos na avaliação da força muscular do dedo mínimo, por meio da dinamometria, destacam as diferenças entre as classes funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas.

O Teste de Kruskal-Wallis foi realizado para avaliar as diferenças entre as classes com relação à variável dedo mínimo, após a identificação de variâncias heterogêneas no teste de *Levene* (tabela 7). O valor da estatística do teste foi de 30,089, com 5 graus de liberdade, e o p-valor < 0,001, indicando diferença estatisticamente significativa entre as classes. Isso sugere que, em termos de força do dedo mínimo, pelo menos uma das classes apresenta valores significativamente diferentes das outras.

Tabela 7 - Kruskal-Wallis Dinamometria dedo Mínimo

Teste Kruskal-Wallis

Fator	Estatísticas	gl	p
CLASSE	30.089	5	< .001

4.2.6 Resultados da Dinamometria Total

Os resultados obtidos na avaliação da força muscular total, por meio da dinamometria, mostram as diferenças entre as classes funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas, considerando a mediana e a dispersão dos valores.

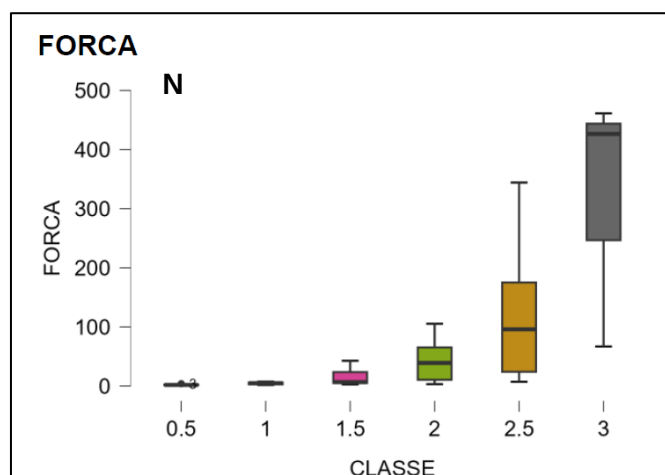


Figura 17 - Boxplot Dinamometria Total
Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

Os dados apresentados na figura 17 indicam um aumento progressivo nos valores de força muscular à medida que as classes funcionais avançam, da classe 0.5 até a classe 3. Esse padrão sugere uma correlação positiva entre a força muscular e o nível funcional dos indivíduos avaliados. As classes superiores, como 2.5 e 3, apresentam maior dispersão nos valores de força, evidenciada pela maior amplitude das caixas e dos *whiskers*, o que pode indicar uma variabilidade mais ampla na capacidade de geração de força muscular dentro dessas categorias. Além disso, a classe 3 destaca-se com os valores máximos mais elevados, refletindo uma maior capacidade funcional. Esses resultados indicam uma progressão crescente de força muscular entre as classes funcionais, o que pode ser confirmado e quantificado com análises estatísticas individualmente.

O Teste de Kruskal-Wallis foi realizado para avaliar as diferenças entre as classes com relação à variável força total (tabela 8), em função da violação do pressuposto de homogeneidade das variâncias identificado pelo teste de *Levene*. O resultado do teste Kruskal-Wallis apresentou uma estatística de 29,830 com 5 graus de liberdade e um p-valor < 0,001, indicando que há uma diferença estatisticamente significativa entre as classes.

Tabela 8 - Kruskal-Wallis Dinamometria Total

Teste Kruskal-Wallis

Fator	Estatísticas	gl	p
CLASSE	29.830	5	< .001

A Figura 18 apresenta os valores máximos de força medidos por dinamometria para diferentes classes funcionais. Esses valores representam os picos de força registrados em cada classe. Os valores variam entre as classes, mostrando uma progressão esperada de força à medida que se avança nas classes.

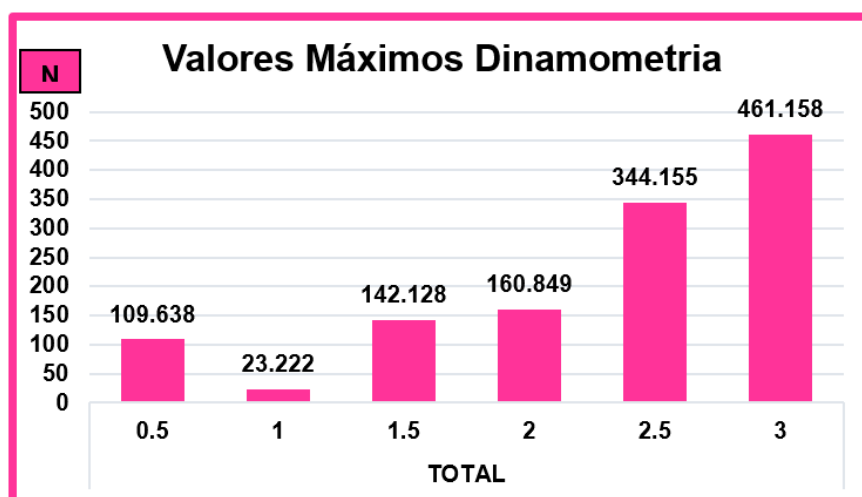


Figura 18 - Valores Máximos Dinamometria Total
Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

A classe 0.5 exibiu um valor máximo de 109,638 N, enquanto a classe 1.0 apresentou o menor valor, com 23,222 N, indicando uma diferença marcante entre essas classes iniciais. A partir da classe 1.5, com um valor de 142,128 N, até a classe 3.0, com 461,158 N, há um aumento gradual e consistente da força, sugerindo uma correspondência entre o aumento na classificação funcional e a maior capacidade de gerar força. O salto mais expressivo ocorre na classe 2.5, com um valor de 344,155 N, reforçando que as classes mais altas refletem uma maior força muscular. O comportamento geral dos dados está alinhado com o esperado, com exceção da classe 1, que apresenta um valor bem abaixo das outras, o que pode indicar uma anomalia ou particularidade nos dados.

As análises de força dos dedos polegar, indicador, médio, anelar, mínimo e da força total mostraram um padrão geral de progressão crescente de força entre as classes funcionais. A classe 3.0 destacou-se com valores significativamente maiores de força em todas as variáveis, enquanto as classes inferiores, como 0.5 e 1.0, apresentaram os menores valores. Embora houvesse pequenas sobreposições nas classes intermediárias, o comportamento geral foi de aumento progressivo da força à medida que as classes aumentam. Esses resultados confirmam a relação entre a classificação funcional e a capacidade de força muscular, reforçando a validade da classificação funcional como uma métrica eficaz para distinguir o desempenho físico entre os diferentes níveis funcionais.

4.3 RESULTADOS MECANOMIOGRÁFICOS ENTRE ATLETAS

Neste item, são apresentados os resultados referentes à coleta mecanomiográfica realizada entre as diferentes classes funcionais de atletas de *rugby* em cadeira de rodas, organizados por movimento do punho (flexão, extensão, desvio radial e desvio ulnar). Inicialmente, serão exibidos os dados do módulo resultante dos 3 eixos obtidos pelo Sensor 1, seguido pelos resultados do módulo do Sensor 2, permitindo uma análise comparativa e detalhada das respostas musculares durante os diferentes movimentos do punho. Os sinais de mecanomiografia (MMG) serão expressos em milivolts (mV), conforme registrados pelo mecanomiógrafo utilizado. A conversão para a unidade de aceleração gravitacional (G) pode ser realizada seguindo o método descrito por Santos (2024), que se baseia na aceleração da gravidade. No entanto, considerando que os dados foram obtidos diretamente em mV, optou-se por manter essa unidade ao longo da análise. No entanto, um procedimento detalhado para conversão está disponível no Apêndice 4, caso seja necessário comparar os resultados com estudos que utilizam a unidade G (2020, p. 59-60).

4.3.1 Resultados Mecanomiográficos de Flexão de Punho entre Atletas

Na sequência, são apresentados os resultados do movimento de flexão de punho obtidos durante a coleta mecanomiográfica (MMG) com atletas de *rugby* em cadeira de rodas, comparando as diferentes classes funcionais.

A análise de variância (tabela 9) para a variável flexão punho sensor 1 foi realizada para verificar se há diferenças significativas entre as classes, a soma dos quadrados explicada pela variável classe foi de 0,389 mV, com 5 graus de liberdade, resultando em uma média quadrática de 0,078 mV. A soma dos quadrados dos resíduos foi de 5,404 mV, com 78 graus de liberdade, correspondendo a uma média quadrática residual de 0,069 mV. O valor da estatística $F = 1,122$, com um $p\text{-valor} = 0,356$, indica que não há uma diferença estatisticamente significativa entre as classes em relação à variável flexão.

Tabela 9 - ANOVA Sinais MMG movimento de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)

ANOVA - 1D - FLEXAO

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	0.389	5	0.078	1.122	0.356
Resíduos	5.404	78	0.069		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

A tabela 10 de estatísticas descritivas mostra que a classe 3 apresentou a maior média de flexão 1,254 mV, com um desvio padrão baixo 0,078 mV e um coeficiente de variação de 0,062 mV, indicando baixa variabilidade dentro do grupo. As classes inferiores, como 0.5 e 1, tiveram médias menores, sendo 0,937 mV para a classe 0.5 e 1,085 mV para a classe 1, com coeficientes de variação mais elevados, sugerindo maior variabilidade interna nesses grupos.

Tabela 10 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	0.937	0.254	0.060	0.271
1	1.085	0.207	0.055	0.191
1.5	1.050	0.258	0.098	0.246
2	1.071	0.281	0.054	0.262
2.5	1.070	0.302	0.078	0.283
3	1.254	0.078	0.045	0.062

O diagrama descritivo (figura 19) indica um aumento gradual na média de flexão entre as classes, com a classe 3 destacando-se com uma maior média. No entanto, entre as classes intermediárias (como 1.5 e 2), as diferenças de média são pequenas, mostrando pouca variação, o que sugere que a ativação medida pela flexão nesses grupos não difere significativamente.

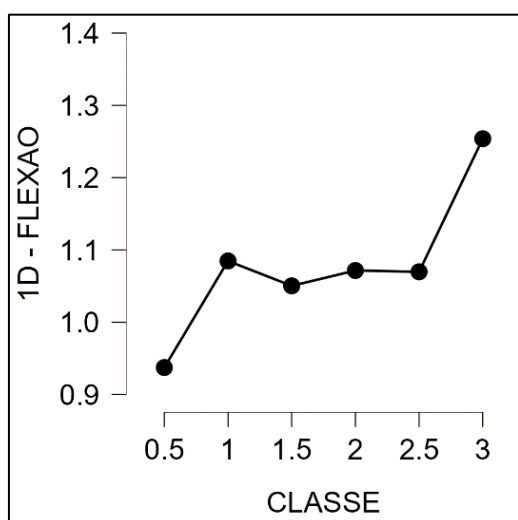


Figura 19 - Diagrama Sinais MMG movimento de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)
Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

Em termos gerais, embora a classe 3 apresente um aumento claro de ativação em relação às classes inferiores, as classes intermediárias mostram variações mínimas, indicando que, apesar de um padrão de crescimento leve, a variável Sensor 1 - Flexão pode não ser um bom indicador de distinção funcional entre essas classes.

O Teste de Igualdade de Variâncias de *Levene* (tabela 11) foi realizado para verificar a homogeneidade das variâncias entre as classes para a variável

Sensor 1 - Flexão. Com um valor de $F = 1,007$ e um p -valor = 0,419, o teste indicou que não há diferença significativa entre as variâncias das classes, ou seja, as variâncias são homogêneas.

Tabela 11 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)

F	gl1	gl2	p
1.007	5.000	78.000	0.419

Esses resultados sugerem que, embora as variâncias entre as classes sejam homogêneas, as diferenças entre as classes não são significativas, o que indica que a variável flexão medida pelo Sensor 1 não diferencia de maneira clara as classes funcionais analisadas.

A análise de variância (tabela 12) para a Sensor 2 no movimento de Flexão com soma dos quadrados atribuída às classes foi de 0,367 mV, com 5 graus de liberdade, resultando em uma média quadrática de 0,073 mV. O valor da estatística $F = 0,713$ e o p -valor = 0,615 indicam que não há diferenças estatisticamente significativas entre as classes em termos de flexão medida pelo Sensor 2.

Tabela 12 - ANOVA Sinais MMG movimento de Flexão de Punho entre Atletas (SENSOR 2)

ANOVA - SENSOR 2 - FLEXAO

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	0.367	5	0.073	0.713	0.615
Resíduos	8.021	78	0.103		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As estatísticas descritivas (tabela 13) mostram que a classe 3 apresentou a maior média de flexão 1,139 mV, com o menor desvio padrão 0,076 mV e o coeficiente de variação mais baixo 0,067 mV, sugerindo maior consistência entre os dados dessa classe. A classe 0.5 apresentou a menor média de flexão 0,886 mV e o maior coeficiente de variação 0,331 mV, o que indica maior variabilidade interna. As classes intermediárias, como 1.5 e 2, apresentaram médias próximas, com variações consideráveis em seus coeficientes de variação.

Tabela 13 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Flexão de punho entre Atletas (SENSOR 2)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	0.886	0.294	0.069	0.331
1	0.998	0.213	0.057	0.213
1.5	0.975	0.346	0.131	0.355
2	1.051	0.384	0.074	0.365
2.5	0.979	0.318	0.082	0.325
3	1.139	0.076	0.044	0.067

O gráfico descritivo exposto na figura 20 indica um aumento progressivo nas médias de flexão à medida que as classes aumentam, especialmente com um aumento notável na classe 3. No entanto, as variações observadas entre as classes intermediárias não são suficientemente grandes para serem consideradas estatisticamente significativas, conforme indicado pelos resultados da ANOVA.

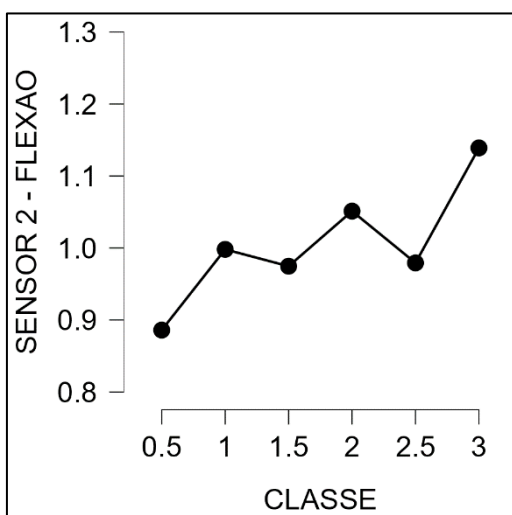


Figura 20 - Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Flexão de punho entre Atletas (SENSOR 2)

Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

Portanto, embora o gráfico sugira um aumento gradual de flexão com o avanço das classes, a análise estatística revela que a variável flexão medida pelo Sensor 2 não diferencia de maneira significativa as classes funcionais analisadas.

O Teste de Igualdade de Variâncias de *Levene* (tabela 14) apresentou um valor de $F = 0,657$ e um $p\text{-valor} = 0,657$, indicando que as variâncias são

homogêneas entre as classes, ou seja, não há diferença significativa nas variâncias dos grupos.

Tabela 14 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Flexão de punho entre Atletas (SENSOR 2)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)

F	gl1	gl2	p
0.657	5.000	78.000	0.657

4.3.2 Resultados Mecanomiográficos de Extensão de Punho entre Atletas

Na sequência, serão apresentados os resultados do movimento de extensão de punho obtidos durante a coleta mecanomiográfica (MMG) com atletas de *rugby* em cadeira de rodas, comparando as diferentes classes funcionais.

A análise de variância (tabela 15) para extensão de punho no sensor 1 foi realizada para avaliar as diferenças entre as classes funcionais. A tabela ANOVA mostra que a soma dos quadrados para as classes foi de 1,143 mV, com 5 graus de liberdade, resultando em uma média quadrática de 0,229 mV. O valor de $F = 1,134$ e o p -valor = 0,349 indicam que não há uma diferença estatisticamente significativa entre as classes em termos de ativação de extensão medida pelo Sensor 1.

Tabela 15 – ANOVA Sinais MMG movimento de Extensão de Punho entre atletas (SENSOR 1)

ANOVA – SENSOR 1 – EXTENSAO

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	1.143	5	0.229	1.134	0.349
Resíduos	15.721	78	0.202		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As estatísticas descritivas para a variável extensão (tabela 160 mostram que a classe 3 apresenta a maior média 1,974 mV, com um desvio padrão relativamente baixo 0,373 mV e um coeficiente de variação de 0,189 mV, indicando consistência dentro do grupo. As classes intermediárias, como 1.5 e

2.0, apresentam médias um pouco mais baixas, com a classe 1.5 tendo uma média de 1,663 mV e a classe 2.0 com 1,702 mV. As classes 0.5 e 1.0 têm médias menores, com a classe 0.5 apresentando a menor média de 1,514 mV.

Tabela 16 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Extensão de Punho entre atletas (SENSOR 1)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	1.514	0.547	0.129	0.361
1	1.775	0.384	0.103	0.216
1.5	1.663	0.339	0.128	0.204
2	1.702	0.472	0.091	0.277
2.5	1.818	0.375	0.097	0.207
3	1.974	0.373	0.215	0.189

O diagrama apresentado na figura 21 mostra um aumento nas médias de extensão à medida que as classes funcionais aumentam, com a classe 3.0 apresentando a maior ativação. No entanto, observa-se uma leve oscilação entre as classes intermediárias (1.5 e 2.0), o que sugere alguma variação na ativação entre essas classes.

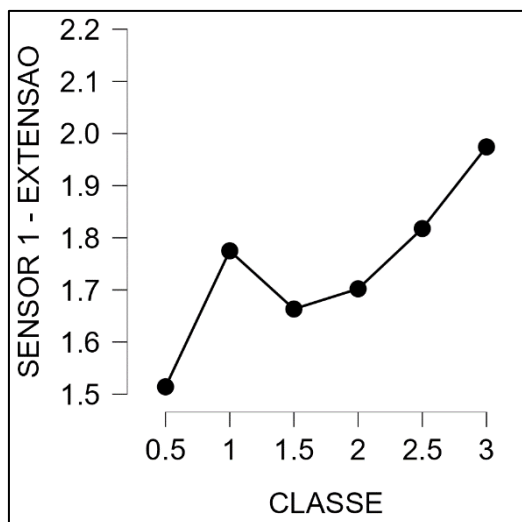


Figura 21 - Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Extensão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)

Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

O Teste de Igualdade de Variâncias de *Levene* (tabela 17) foi realizado para verificar a homogeneidade das variâncias entre as classes para a variável Sensor 1 - Extensão. O valor de $F = 1,510$ e o $p\text{-valor} = 0,196$ indicam que não

há uma diferença significativa entre as variâncias das classes, sugerindo que as variâncias são homogêneas.

Tabela 17 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Extensão de Punho entre Atletas (SENSOR 1)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)

F	gl1	gl2	p
1.510	5.000	78.000	0.196

Portanto, os resultados sugerem que as variações observadas na variável extensão entre as classes não são suficientes para estabelecer distinções significativas, indicando que essa variável não diferencia claramente as classes funcionais analisadas.

A análise de variância (tabela 18) para o momento de extensão de punho do sensor 2 com soma dos quadrados atribuída às classes foi de 1,736 mV, com 5 graus de liberdade, resultando em uma média quadrática de 0,347. O valor de $F = 1,515$ e o p -valor = 0,195 indicam que não há diferenças estatisticamente significativas entre as classes em termos de extensão medida pelo Sensor 2.

Tabela 18 - ANOVA Sinais MMG movimento de Extensão de punho entre Atletas (SENSOR 2)

ANOVA - SENSOR 2 -EXTENSAO

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	1.736	5	0.347	1.515	0.195
Resíduos	17.874	78	0.229		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As estatísticas descritivas (tabela 19) mostram que a classe 3 apresentou a maior média de extensão 1,989 mV, com o menor desvio padrão 0,224 mV e o menor coeficiente de variação 0,112 mV, sugerindo maior consistência nos dados dessa classe. Em contraste, a classe 0.5 apresentou a menor média 1,463 mV e o maior coeficiente de variação 0,433 mV, indicando maior variabilidade interna. As classes intermediárias, como 1.5 e 2.0, apresentaram médias próximas, com variações maiores nos coeficientes de variação.

Tabela 19 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Extensão de punho entre Atletas (SENSOR 2)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	1.463	0.634	0.149	0.433
1	1.680	0.406	0.108	0.241
1.5	1.532	0.444	0.168	0.290
2	1.683	0.482	0.093	0.286
2.5	1.857	0.338	0.087	0.182
3	1.989	0.224	0.129	0.112

O gráfico descritivo (figura 22) revela um aumento progressivo nas médias de MMG para extensão conforme as classes aumentam, especialmente na classe 3, que apresenta o maior valor. No entanto, ao observar o comportamento entre as classes 1.0, 1.5 e 2.0, nota-se uma variação menos linear. A média da classe 1.0 1,660 mV é maior que a da classe 1.5 1,532 mV, indicando uma leve queda entre essas duas classes. Em seguida, a média volta a aumentar na classe 2.0 1,683 mV, sugerindo uma oscilação entre as classes intermediárias em vez de um crescimento contínuo e uniforme. Essa oscilação entre as classes 1.0, 1.5 e 2.0 indica que, dentro dessas classes intermediárias, a extensão medida pelo Sensor 2 não segue um padrão estritamente crescente, o que pode refletir maior variação interna nos dados dessas classes.

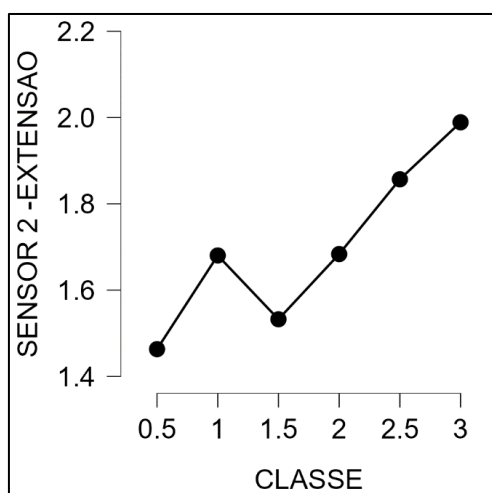


Figura 22 - Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Extensão de punho entre Atletas (SENSOR 2)

Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

O Teste de Igualdade de Variâncias de *Levene* (tabela 20) apresentou um valor de $F = 2,482$ e um p -valor = 0,039, indicando que há uma diferença significativa nas variâncias entre as classes, o que viola o pressuposto de homogeneidade de variâncias exigido para a ANOVA.

Tabela 20 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Extensão de punho entre Atletas (SENSOR 2)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)

F	gl1	gl2	p
2.482	5.000	78.000	0.039

4.3.3 Resultados Mecanomiográficos de Desvio Radial entre Atletas

Na sequência, apresenta-se os resultados do movimento de desvio radial obtidos durante a coleta mecanomiográfica (MMG) com atletas de *rugby* em cadeira de rodas, comparando as diferentes classes funcionais.

A análise de variância (tabela 21) realizada para o Desvio Radial do sensor 1 não encontrou diferenças estatisticamente significativas entre as classes funcionais, conforme indicado pelo valor de $F = 1,720$ e o p -valor = 0,140. A soma dos quadrados foi de 0,714, e a soma dos quadrados dos resíduos, 6,473, com uma média quadrática residual de 0,083. Esses valores sugerem que as diferenças observadas entre as classes não são suficientes para rejeitar a hipótese nula de igualdade entre elas.

Tabela 21 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1)

ANOVA - SENSOR 1 - DESVIO RADIAL

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	0.714	5	0.143	1.720	0.140
Resíduos	6.473	78	0.083		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As estatísticas descritivas (tabela 22) mostram que a classe 3.0 apresentou a maior média de desvio radial 1,200 mV, com um desvio padrão muito baixo 0,051 mV e um coeficiente de variação de 0,042 mV, indicando

elevada consistência nos dados dessa classe. Por outro lado, a classe 0.5 teve a menor média 0,918 mV e o maior coeficiente de variação 0,318 mV, sugerindo maior variabilidade interna. As classes intermediárias, como 1.5 e 2.0, apresentaram médias relativamente próximas umas das outras, com variação menor.

Tabela 22 – Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	0.918	0.292	0.069	0.318
1	1.082	0.222	0.059	0.205
1.5	1.106	0.292	0.111	0.265
2	1.121	0.327	0.063	0.291
2.5	1.179	0.280	0.072	0.237
3	1.200	0.051	0.029	0.042

O gráfico descritivo, figura 23, mostra um aumento progressivo da média de desvio radial à medida que se avança nas classes funcionais, especialmente com um aumento perceptível na classe 3.0. No entanto, como indicado pela ANOVA, essas diferenças de médias não são estatisticamente significativas.

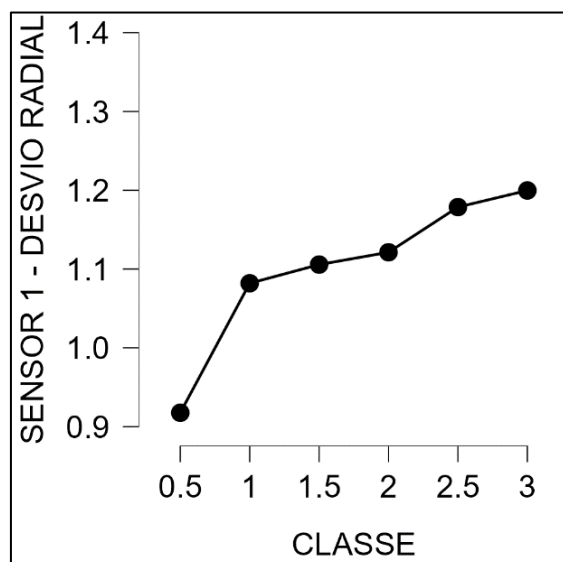


Figura 23 - Diagrama Mecanomiografia Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1)
Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

O Teste de Igualdade de Variâncias (tabela 23) de *Levene* foi aplicado para verificar a homogeneidade das variâncias entre as classes e resultou em

um valor de $F = 1,358$ com um $p\text{-valor} = 0,249$, o que indica que as variâncias entre as classes são homogêneas, ou seja, não há diferenças significativas nas variâncias dos grupos.

Tabela 23 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 1)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)			
F	gl1	gl2	p
1.358	5.000	78.000	0.249

Dessa forma, os resultados sugerem que, apesar de uma leve variação entre as classes no desvio radial, essas diferenças não são significativas o suficiente para rejeitar a hipótese nula de que as classes têm desempenhos similares.

A análise de variância (tabela 24) resultou a soma dos quadrados atribuída às classes de 0,441 mV, com 5 graus de liberdade, resultando em uma média quadrática de 0,088 mV. O valor de $F = 0,980$ e o $p\text{-valor} = 0,435$ indicam que não há diferenças estatisticamente significativas entre as classes, para o desvio radial medido pelo Sensor 2.

Tabela 24 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2)

ANOVA - SENSOR 2 - DESVIO RADIAL

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	0.441	5	0.088	0.980	0.435
Resíduos	7.015	78	0.090		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As estatísticas descritivas (tabela 25) mostram que a classe 3.0 apresentou a maior MMG média de desvio radial 1,218 mV, com um desvio padrão relativamente baixo 0,113 mV e um coeficiente de variação de 0,093 mV, sugerindo maior consistência interna dentro dessa classe. Em contraste, a classe 0.5 apresentou a menor média 0,887 mV e o maior coeficiente de variação 0,353 mV, indicando maior variabilidade interna. As classes intermediárias, como 1.5 e 2.5, apresentaram médias próximas, mas com maior variabilidade entre si.

Tabela 25 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	0.887	0.313	0.074	0.353
1	1.022	0.262	0.070	0.257
1.5	1.025	0.339	0.128	0.330
2	1.043	0.318	0.061	0.305
2.5	0.980	0.281	0.073	0.287
3	1.218	0.113	0.065	0.093

A figura 24 apresenta o gráfico descritivo com um aumento na MMG média de desvio radial à medida que as classes aumentam, especialmente na classe 3.0, que apresentou o maior valor. Entretanto, a variação observada entre as classes intermediárias (1.5 e 2.5) não foi suficientemente significativa para ser detectada pela ANOVA.

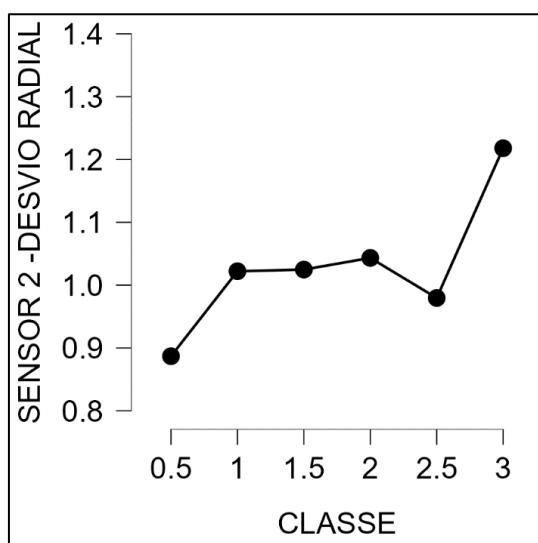


Figura 24 - Diagrama descritivo Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2)

Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

O Teste de Igualdade de Variâncias de *Levene* (tabela 26) apresentou um valor de $F = 0,793$ com um $p\text{-valor} = 0,558$, indicando que não há diferenças significativas nas variâncias entre as classes, o que confirma a homogeneidade das variâncias.

Tabela 26 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas (SENSOR 2)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)			
F	gl1	gl2	p
0.793	5.000	78.000	0.558

4.3.4 Resultados Mecanomiográficos de Desvio Ulnar entre Atletas

Nesta etapa, apresenta-se os resultados do movimento de desvio ulnar obtidos durante a coleta mecanomiográfica (MMG) com atletas de *rugby* em cadeira de rodas, comparando as diferentes classes funcionais.

A análise de variância (tabela 27) para Desvio Ulnar no sensor 1 foi realizada para investigar possíveis diferenças entre as classes funcionais. A soma dos quadrados atribuída às classes foi de 1,804 mV, com 5 graus de liberdade, resultando em uma média quadrática de 0,361 mV. O valor de $F = 1,472$ e o p -valor = 0,208 indicam que não há diferenças estatisticamente significativas entre as classes em termos de desvio ulnar.

Tabela 27 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1)

ANOVA - SENSOR 1 - DESVIO ULNAR

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	1.804	5	0.361	1.472	0.208
Resíduos	19.113	78	0.245		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As estatísticas descritivas (tabela 28) mostram que a classe 3 apresentou a maior média de desvio ulnar 1,970 mV, com um desvio padrão relativamente baixo 0,226 mV e um coeficiente de variação de 0,115 mV, sugerindo maior consistência dentro dessa classe. Em contraste, a classe 0.5 apresentou a menor média 1,457 mV e o maior coeficiente de variação 0,406 mV, o que indica maior variabilidade entre os dados dessa classe. As classes intermediárias, como 1.5 e 2, apresentaram médias próximas, com variações menores.

Tabela 28 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	1.457	0.592	0.139	0.406
1	1.765	0.378	0.101	0.214
1.5	1.623	0.505	0.191	0.311
2	1.694	0.540	0.104	0.318
2.5	1.869	0.388	0.100	0.207
3	1.970	0.226	0.130	0.115

O gráfico descritivo apresentado na figura 25 revela um aumento progressivo na média de desvio ulnar conforme as classes aumentam, com a classe 3.0 destacando-se como a de maior ativação. No entanto, essa progressão não foi suficiente para ser considerada estatisticamente significativa, conforme indicado pelos resultados da ANOVA.

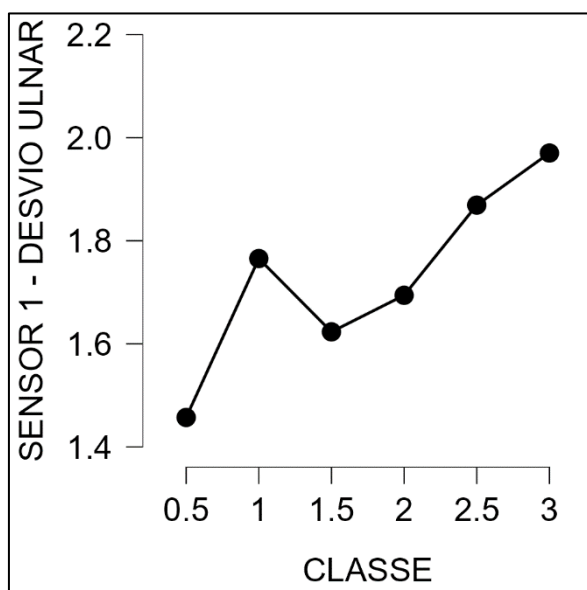


Figura 25 - Diagrama Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1)
Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

O Teste de Igualdade de Variâncias de *Levene* (tabela 29) resultou em um valor de $F = 1,397$ e um $p\text{-valor} = 0,235$, o que indica que as variâncias entre as classes são homogêneas, ou seja, não há diferenças significativas nas variâncias.

Tabela 29 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 1)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)

F	gl1	gl2	p
1.397	5.000	78.000	0.235

A análise de variância (tabela 30) foi realizada para verificar possíveis diferenças entre as classes funcionais, a soma dos quadrados atribuída às classes foi de 1,818 mV, com 5 graus de liberdade, resultando em uma média quadrática de 0,364 mV. O valor da estatística $F = 1,559$ e o p-valor = 0,181 indicam que não há diferenças estatisticamente significativas entre as classes em termos de desvio ulnar medido pelo Sensor 2.

Tabela 30 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2)

ANOVA - SENSOR 2 - DESVIO ULNAR

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	1.818	5	0.364	1.559	0.181
Resíduos	18.191	78	0.233		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As estatísticas descritivas (tabela 31) revelam que a classe 3.0 apresentou a maior média de desvio ulnar 1,995 mV, com um desvio padrão baixo 0,224 mV e o menor coeficiente de variação 0,112 mV, sugerindo maior consistência interna dentro desse grupo. Por outro lado, a classe 0.5 apresentou a menor média 1,471 mV e o maior coeficiente de variação 0,401 mV, indicando maior variabilidade interna. As classes intermediárias, como 1.5 e 2.5, apresentaram médias crescentes, mas com variações internas notáveis.

Tabela 31 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	1.471	0.590	0.139	0.401
1	1.615	0.485	0.130	0.300
1.5	1.578	0.472	0.178	0.299
2	1.684	0.494	0.095	0.293
2.5	1.884	0.320	0.083	0.170
3	1.995	0.224	0.129	0.112

A figura 26 mostra um aumento progressivo na média de desvio ulnar à medida que as classes crescem, com a classe 3.0 destacando-se com o maior valor. No entanto, essas variações entre as classes, especialmente nas intermediárias, não foram suficientemente grandes para serem consideradas estatisticamente significativas, conforme indicado pelos resultados da ANOVA.

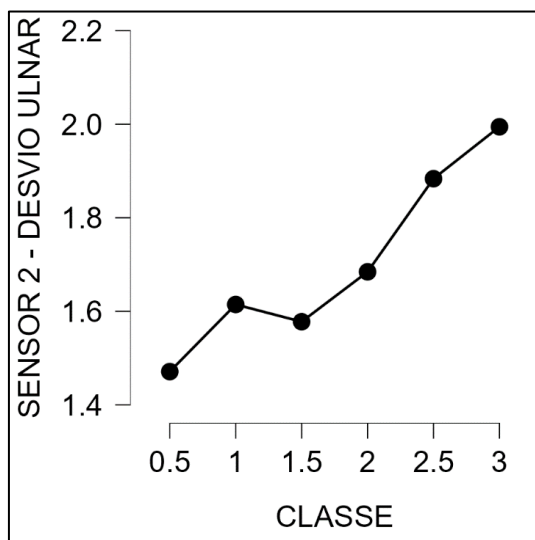


Figura 26 - Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2)

Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

No Teste de Igualdade de Variâncias de *Levene* (tabela 32), obteve-se o valor de $F = 1,734$ e o p -valor = 0,137, que indicam que as variâncias entre as classes são homogêneas, ou seja, não há diferenças significativas nas variâncias dos grupos, atendendo ao pressuposto de homogeneidade.

Tabela 32 - Teste de Igualdade de Variâncias Sinais MMG movimento de Desvio Ulnar entre Atletas (SENSOR 2)

Teste de Igualdade de Variâncias (Levene's)			
F	gl1	gl2	p
1.734	5.000	78.000	0.137

Assim, embora haja variações observadas entre as classes, essas diferenças não são suficientemente grandes para serem consideradas estatisticamente significativas. Isso indica que a variável Sensor 2 - Desvio Ulnar não discrimina de forma eficaz entre as diferentes classes funcionais analisadas.

4.4 RESULTADOS MECANOMIOGRÁFICOS ENTRE ATLETAS E HÍGIDOS

Com o objetivo de identificar possíveis variações na resposta mecânica em diferentes orientações, realizou-se a análise comportamental por eixo, comparando as classes funcionais de voluntários atletas com voluntários hígidos, tanto no domínio do tempo (valor RMS) quanto no domínio espectral (FM), visando uma análise mais completa da dinâmica muscular.

Entre os eixos avaliados, o eixo Z foi considerado o mais adequado para captar a vibração muscular, uma vez que está geralmente alinhado perpendicularmente à pele e ao músculo, tornando-o mais sensível às oscilações causadas pelas contrações musculares. Nesse eixo, consegue-se captar com maior amplitude os movimentos de vibração vertical no ventre muscular, contribuindo para análise de comportamento muscular.

O movimento de desvio radial foi escolhido por envolver o recrutamento simultâneo dos músculos flexores e extensores do punho, permitindo uma visualização abrangente da atividade muscular.

4.4.1 Resultados Mecanomiográficos do Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (RMS)

Na sequência, os resultados do movimento de desvio radial obtidos durante a coleta MMG no domínio do tempo, comparando os dados entre atletas de *rugby* em cadeira de rodas e indivíduos hígidos.

A análise de variância do sinal de MMG (tabela 33) para o desvio radial (DR) no eixo Z1 mostrou um valor de F de 3.255 e um p de 0.006, indicando que há diferença estatisticamente significativa entre as classes funcionais e o grupo hígido (HG).

Tabela 33 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - RMS)

ANOVA - DR - Z1

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	0.121	6	0.020	3.255	0.006
Resíduos	0.497	80	0.006		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

As classes analisadas variaram em suas médias de vibração muscular conforme listado na tabela 34, com a classe 0.5 apresentando uma média de 0.214 mV e a classe HG com uma média consideravelmente menor de 0.046 mV. O coeficiente de variação foi mais elevado no grupo controle 0.482 mV, apontando uma maior dispersão dos dados nesse grupo em comparação com as outras classes.

Tabela 34 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - RMS)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de Variação (mV)
0.5	0.214	0.081	0.019	0.378
1	0.248	0.060	0.016	0.242
1.5	0.239	0.092	0.035	0.384
2	0.234	0.086	0.017	0.368
2.5	0.213	0.080	0.021	0.376
3	0.283	0.039	0.022	0.137
HG	0.046	0.022	0.013	0.482

O gráfico descritivo (figura 27) revela que, embora as médias das classes funcionais sejam relativamente próximas, a classe HG apresentou uma queda acentuada, destacando-se das demais classes. Isso sugere uma diferença clara entre os grupos funcionais e o grupo hígido na captação da vibração muscular no eixo Z1, particularmente para o desvio radial.

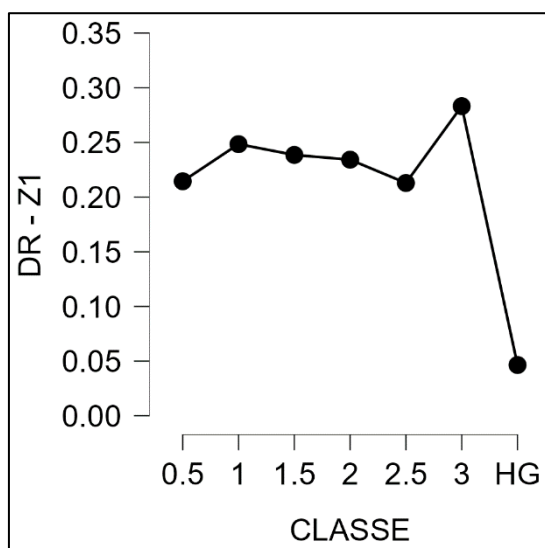


Figura 27 - Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 1 - RMS)
Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

A análise de variância (tabela 35) para o desvio radial no eixo Z2 (DR-Z2) apresentou um valor de $F = 4.502$, com significância estatística ($p < 0.001$), indicando diferenças significativas entre as classes funcionais e o grupo hígido. A tabela descritiva mostra que o grupo HG (hígido) tem uma média de 0.066 mV com um desvio padrão (DP) de 0.019 mV, enquanto as classes funcionais apresentam variações maiores, com médias variando de 0.346 mV a 0.488 mV, e desvios padrão que vão de 0.059 mV a 0.158 mV.

Tabela 35 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - RMS)

ANOVA - DR - Z2

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	0.422	6	0.070	4.502	< .001
Resíduos	1.250	80	0.016		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

Os coeficientes de variação (tabela 36) refletem a dispersão relativa dos dados, sendo o maior coeficiente observado na classe 0.5 0.457 mV, sugerindo maior variabilidade na força ou movimento nesta classe. Em contraste, o grupo HG apresentou um coeficiente de variação relativamente baixo 0.294 mV

Tabela 36 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - RMS)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de Variação (mV)
0.5	0.346	0.158	0.037	0.457
1	0.392	0.111	0.030	0.284
1.5	0.372	0.115	0.044	0.310
2	0.389	0.139	0.027	0.356
2.5	0.446	0.074	0.019	0.166
3	0.488	0.059	0.034	0.122
HG	0.066	0.019	0.011	0.294

O gráfico descritivo (figura 28) reforça visualmente o aumento das classes funcionais em apresentar valores maiores de desvio radial no eixo Z2, enquanto o grupo HG se destaca por uma queda acentuada no valor de DR-Z2. Esses resultados sugerem que há diferenças notáveis entre as classes funcionais e o grupo hígido na variável DR-Z2, possivelmente relacionadas ao comportamento muscular durante o movimento analisado.

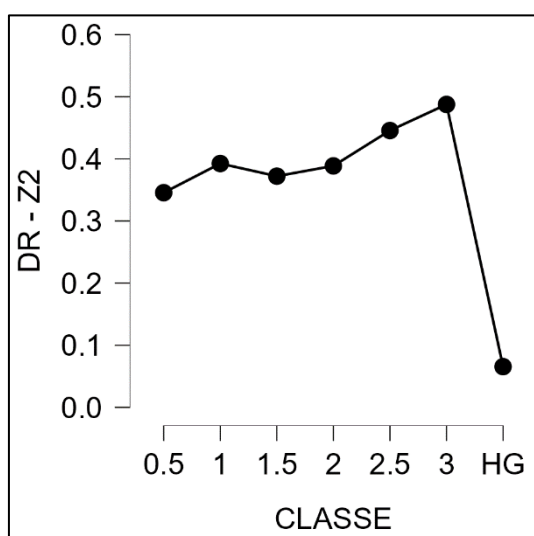


Figura 28 - Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - RMS)

Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

4.4.2 Resultados Mecanomiográficos de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (FM)

A seguir, os resultados do movimento de desvio radial obtidos durante a coleta MMG no domínio espectral, comparando os dados entre atletas de *rugby* em cadeira de rodas e indivíduos hígidos.

A análise de variância (tabela 37) apresentada obteve soma dos quadrados de 1078.810 (mV) para a classe e 4532.134 (mV) para os resíduos. A análise foi realizada com 6 graus de liberdade para a classe e 80 graus de liberdade para os resíduos, resultando em um valor F de 3.174 e um valor p significativo de 0.008, o que indica uma diferença estatisticamente significativa entre as classes funcionais comparadas aos voluntários hígidos.

Tabela 37 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENOR 1 - FM)

ANOVA - DR - Z1

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	1078.810	6	179.802	3.174	0.008
Resíduos	4532.134	80	56.652		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

Na tabela 38 de descrições descritivas, são apresentados os valores médios (Mean), desvio padrão (DP), erro padrão (EP) e o coeficiente de variação para cada classe funcional. A classe 0.5 apresentou uma média de 25.292 mV (DP = 8.343 mV), enquanto a classe HG (hígidos) apresentou uma média de 9.000 mV (DP = 3.464 mV). O coeficiente de variação foi maior na classe HG 0.385 mV, indicando maior variabilidade relativa nessa classe.

Tabela 38 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENOR 1 - FM)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de Variação (mV)
0.5	25.292	8.343	1.966	0.330
1	26.036	5.854	1.565	0.225
1.5	26.214	8.504	3.214	0.324
2	24.194	6.856	1.320	0.283
2.5	23.633	9.265	2.392	0.392
3	34.167	3.263	1.884	0.095
HG	9.000	3.464	2.000	0.385

O gráfico descritivo (figura 29) mostra as variações nas médias entre as classes, com um pico na classe 2.5 e uma queda acentuada na classe HG, o que reflete as diferenças observadas nos dados descritivos e confirma a significância estatística identificada pela ANOVA.

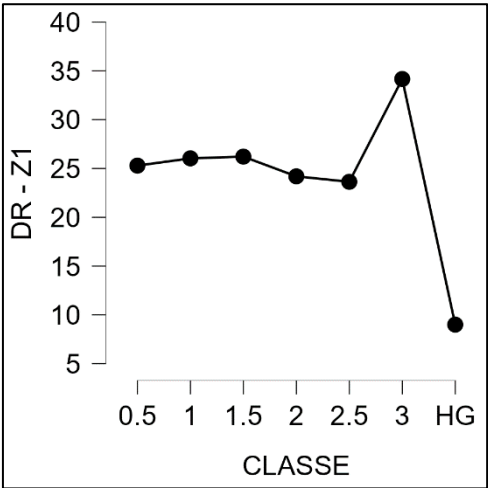


Figura 29 – Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENOR 1 - FM)
Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

A análise de variância (tabela 39) realizada para o desvio radial (DR) no eixo Z2 apresentou um valor de F de 2.573 e um p de 0,025, indicando uma diferença significativa entre as classes funcionais e o grupo hígido (HG). As médias das diferentes classes variaram, com a classe 0.5 apresentando uma média de 26.153 mV, enquanto a classe HG apresentou uma média de 14.333 mV. O coeficiente de variação foi mais alto na classe HG 0.358 mV, sugerindo maior variabilidade nessa classe.

Tabela 39 - ANOVA Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - FM)
ANOVA - DR - Z2

Casos	Soma dos quadrados (mV)	gl	Média Quadrática (mV)	F	p
CLASSE	695.028	6	115.838	2.573	0.025
Resíduos	3602.275	80	45.028		

Nota. Soma dos quadrados Tipo III

A análise descritiva da variável apresentada na tabela 40 entre as diferentes classes funcionais e o grupo hígido (HG) revela que a classe 0.5 apresenta uma média de 26.153 mV com um desvio padrão (DP) de 7.140 mV, enquanto o grupo hígido (HG) tem uma média de 14.333 mV e um DP de 5.132 mV. O coeficiente de variação mostra uma variabilidade maior na classe HG em comparação com as outras classes.

Tabela 40 - Análise Descritiva Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - FM)

CLASSE	Média (mV)	DP (mV)	EP (mV)	Coeficiente de variação (mV)
0.5	26.153	7.140	1.683	0.273
1	25.786	6.536	1.747	0.253
1.5	24.393	5.414	2.046	0.222
2	24.843	7.410	1.426	0.298
2.5	29.867	6.083	1.571	0.204
3	23.750	1.732	1.000	0.073
HG	14.333	5.132	2.963	0.358

O gráfico descritivo (figura 30) mostra que, embora as médias entre as classes 0.5, 1, 1.5, 2 e 2.5 estejam relativamente próximas, a classe 3 destacou-se com uma leve diminuição, e o grupo HG apresentou a menor média. Essa análise revela que o sinal de MMG do desvio radial no eixo Z2 apresenta variações entre os grupos funcionais, destacando-se o comportamento distinto do grupo HG em relação aos demais.

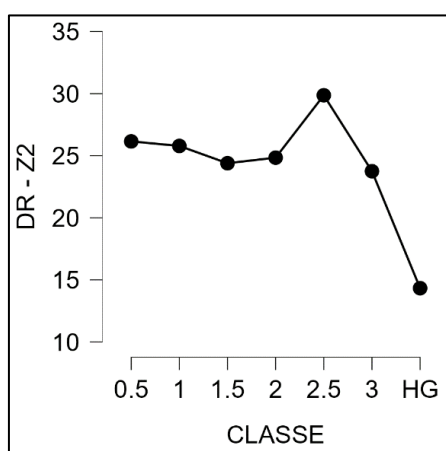


Figura 30 - Diagrama Descritivo Sinais MMG movimento de Desvio Radial entre Atletas e Hígidos (SENSOR 2 - FM)

Fonte: Autora, 2024 (Software JASP).

Os resultados obtidos indicam que as diferentes classes funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas apresentaram comportamentos musculares distintos em comparação ao grupo hígido, com destaque para as classes 0.5 e 3.0, que mostraram diferenças significativas em relação ao grupo controle.

Tais achados sugerem que essas variações podem estar relacionadas a fatores biomecânicos ou à função muscular específica de cada classe funcional. Supõe-se, ainda, que os valores mais elevados de vibração observados nos atletas, em comparação aos hígidos, possam estar associados a um maior esforço requerido para sustentar o movimento resistido em isometria, possivelmente devido à maior demanda muscular nas condições avaliadas.

Além disso, as análises estatísticas revelaram que todos os movimentos e eixos examinados apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre as classes funcionais e o grupo hígido, o que reforça a consistência das alterações observadas e a robustez da análise realizada, corroborando a validade dos resultados no contexto da avaliação biomecânica dos atletas.

5. DISCUSSÃO

Neste capítulo, discute-se os resultados obtidos no presente estudo, relacionando-os a achados de outras pesquisas que também utilizaram a mecanomiografia (MMG) e a dinamometria como ferramentas de avaliação em sujeitos com lesão medular (LM), ou que conduziram protocolos experimentais semelhantes. Ao final, apresenta-se as limitações encontradas durante a realização deste estudo e sugestões para pesquisas futuras.

A análise dos resultados obtidos revela uma visão detalhada sobre os perfis demográficos e funcionais dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas, com ênfase nas variáveis idade, tempo de lesão medular (LM) e tempo de prática no *rugby*, considerando diferentes classes funcionais.

Primeiramente, a distribuição dos voluntários por classe funcional evidencia que a maior representatividade encontra-se na classe 2, com 32% dos participantes, seguida pela classe 0.5, com 21%. Classes intermediárias como 1 e 2.5 também possuem representações expressivas, com 17% e 18%, respectivamente, enquanto as classes 1.5 e 3.0 possuem menor representatividade. Essa distribuição reflete a diversidade dos níveis de comprometimento funcional entre os atletas, onde classes mais baixas correspondem a maior comprometimento, enquanto classes mais altas indicam maior funcionalidade.

No que tange à variável idade, observou-se que as médias variam de 35,94 anos (classe 0.5) a 44,4 anos (classe 2), sugerindo que os participantes encontram-se predominantemente na faixa etária de 35 a 44 anos. O desvio padrão maior nas classes 0.5 e 2.0 indica uma maior variação de idade dentro dessas classes. Isso pode influenciar o desempenho motor, pois atletas mais jovens tendem a ter maior capacidade de recuperação e desempenho físico.

Com relação ao tempo de lesão medular (TEMPO LM), as médias variam entre 11,64 anos (classe 0.5) e 17,8 anos (classe 2.5), evidenciando uma ampla variação entre os atletas. Esse fator é crucial uma vez que o tempo desde a lesão pode impactar diretamente na recuperação e adaptação funcional. A maior variabilidade observada nas classes 0.5 e 3.0, com desvios padrão de 9,88 e 7,1

anos, respectivamente, sugere que, nessas classes, há uma diversidade significativa de experiências pós-lesão.

No que se refere ao tempo de prática de *rugby* (TEMPO RUGBY), as médias variam entre 5 anos (classe 3) e 9,22 anos (classe 2), refletindo diferentes níveis de experiência com o esporte. Atletas da classe 2.0, que apresentam maior tempo de prática, podem ter desenvolvido melhor adaptação ao esporte, o que potencialmente influencia seu desempenho. O desvio padrão mais alto na classe 0.5 (5,18) sugere que esses atletas possuem tempos de prática bastante variados, o que pode impactar a homogeneidade de desempenho dentro da classe.

Em relação à distribuição dos níveis de lesão medular, a maior parte dos voluntários possui lesões em C6 (38%) e C5 (33%). Esses níveis cervicais afetam diretamente a função dos membros superiores, com maior comprometimento motor em atletas com lesões mais altas (C4 e C5). Por outro lado, lesões em C7 (22%) e C8 (1%) indicam menor comprometimento, o que se reflete em possível melhor desempenho motor em classes funcionais mais altas.

A análise do perfil demográfico dos voluntários fornece uma base essencial para interpretar os resultados de força muscular obtidos por meio da dinamometria. Com a variação em idade, tempo de lesão medular e experiência no *rugby* em cadeira de rodas, essas características demográficas influenciam diretamente o desempenho motor e a capacidade de gerar força nas diferentes classes funcionais. Ao compreender o perfil dos participantes, é possível contextualizar de maneira mais precisa os resultados da dinamometria, que revelam como as capacidades de força variam entre as classes e como essas variações podem estar relacionadas tanto ao nível de lesão quanto ao tempo de prática no esporte.

Assim, a análise demográfica serve como ponto de partida para explorar com maior profundidade os padrões de força muscular que emergem das avaliações com o dinamômetro, permitindo uma discussão mais integrada sobre o desempenho funcional dos atletas.

A análise dos dados apresentados neste documento reflete de maneira abrangente os resultados obtidos com o dinamômetro, organizados em torno das

variáveis de força muscular nas diferentes classes funcionais (0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 e 3.0). Por intermédio das várias análises, incluindo ANOVA e Kruskal-Wallis, foi possível identificar padrões consistentes de progressão de força entre as classes, bem como identificar anomalias e diferenças significativas.

Os resultados de dinamometria apresentados no estudo atual fornecem importantes entendimentos sobre a capacidade de força muscular entre as diferentes classes funcionais de atletas de *rugby* em cadeira de rodas. Esses resultados podem ser contextualizados à luz de pesquisas anteriores, permitindo uma discussão mais profunda sobre a validade dos achados e sua relevância dentro do campo da reabilitação e avaliação funcional.

A pesquisa de Rafael Santos (2024), que analisou a força muscular de voluntários hígidos com uma amostra de $N=100$, apresentou valores médios de força dos quatro dedos de $309,4938 \pm 120,1403$ N no lado direito e $283,5020 \pm 111,7670$ N no lado esquerdo. Para a força combinada dos cinco dedos, os valores médios foram de $395,9201 \pm 140,8852$ N (direito) e $366,2637 \pm 133,3875$ N (esquerdo). Comparando esses valores com os resultados do presente estudo, é evidente que os atletas com lesões medulares apresentam uma redução significativa da força muscular, especialmente nas classes funcionais mais baixas, como a 0.5 e 1.0. Essa comparação destaca a importância de entender as limitações impostas pelas lesões medulares e sugere que intervenções de fortalecimento e reabilitação devem ser fortemente consideradas para atletas com maior comprometimento.

No estudo de Ferreira et al. (2012), foram avaliados indivíduos com tetraplegia crônica, utilizando dinamometria e EMG dos músculos flexores-extensores do cotovelo. Os resultados indicaram que a força muscular correlacionou-se fortemente com a capacidade funcional e a independência, considerada pela Medida de Independência Funcional (FIM) e pela *Capabilities of Upper Extremity Questionnaire* (CUE-Q). Além disso, a EMG dos tríceps mostrou correlação moderada com a dinamometria. Esses achados corroboram o presente estudo, no qual a força dos membros superiores foi avaliada de forma semelhante, e também foi observada uma relação direta entre o desempenho funcional (em termos de força) e a classificação funcional dos atletas. A

comparação desses resultados sugere que a dinamometria pode ser uma ferramenta valiosa não apenas para medir a força, mas também para prever a independência funcional em atletas com lesão medular.

A pesquisa de Johanson (2013) explorou o uso de dinamometria e eletromiografia quantitativa (EMG) para avaliar os recursos motores residuais em indivíduos com lesão medular. Johanson identificou diferenças importantes na força de extensão do cotovelo entre indivíduos com lesão em níveis C5, C6 e C7, bem como em controles saudáveis. Essa abordagem é particularmente relevante para o presente estudo, uma vez que também foi observada uma variação significativa na força entre as diferentes classes funcionais. Johanson destacou a utilidade da dinamometria e EMG para fornecer uma avaliação mais precisa dos recursos motores residuais, algo que pode ser aplicado diretamente ao contexto dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas, onde tais técnicas podem ajudar a orientar estratégias de reabilitação personalizadas para maximizar o desempenho motor.

O estudo de Burns (2005) comparou as técnicas de resistência ativa e oposição na dinamometria manual para avaliar a confiabilidade dessas técnicas em pessoas com tetraplegia. Ambos os métodos demonstraram alta confiabilidade interavaliador e intraavaliador, com coeficientes de correlação superiores a 0,9. Embora o presente estudo não tenha feito distinção entre essas técnicas, a robustez dos métodos aplicados para medir a força muscular garante que os valores obtidos sejam consistentes e replicáveis, algo essencial para futuras pesquisas e aplicações clínicas. A confiabilidade demonstrada por Burns também destaca a importância de utilizar técnicas padronizadas e bem estabelecidas para garantir a precisão e a comparabilidade dos resultados em diferentes contextos clínicos.

Portanto, os resultados da presente pesquisa não apenas confirmam achados anteriores, mas também reforçam a importância de métodos confiáveis de medição de força muscular, como a dinamometria, para compreender melhor o desempenho funcional de atletas com lesão medular. A inclusão de técnicas complementares, como a EMG, pode potencializar ainda mais a precisão das avaliações e ajudar a direcionar intervenções reabilitativas mais eficazes.

A análise mecanomiográfica (MMG) no domínio do tempo, com foco no descritor RMS, entre diferentes classes funcionais de atletas de *rugby* em cadeira de rodas, permite avaliar magnitude da contração muscular ao longo do tempo, captando diretamente as variações de força muscular entre as classes. Essa abordagem é especialmente importante para entender como as capacidades de força e controle motor variam de acordo com a classificação funcional dos atletas.

De forma geral, os resultados indicam que, embora haja um aumento na ativação muscular com o avanço das classes funcionais, as diferenças entre as classes não são suficientemente grandes para serem consideradas estatisticamente significativas. Isso sugere que as variáveis analisadas (flexão, extensão, desvio radial e desvio ulnar) podem não ser sensíveis o suficiente para discriminar com precisão as diferentes classes funcionais. Portanto, mais investigações e o uso de outras abordagens metodológicas podem ser necessários para captar melhor as diferenças funcionais entre as classes.

A análise mecanomiográfica (MMG) realizada neste estudo, apesar de fornecer importantes informações sobre a ativação muscular dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas, não apresentou diferenças estatisticamente significativas entre as classes funcionais. Como resultado, não foi possível propor uma escala métrica de avaliação da função muscular, uma vez que os dados coletados não demonstraram variação suficiente entre as classes para justificar a criação de um modelo robusto de diferenciação. Isso contrasta com estudos como o de Elgison Santos *et al.* (2024), que conseguiram desenvolver uma escala quantitativa para avaliação de espasticidade baseada em MMG, devido à obtenção de dados significativamente diferenciados entre os níveis de espasticidade.

A análise mecanomiográfica em atletas com diferentes classes funcionais em comparação a voluntários hígidos, utilizando tanto o domínio do tempo quanto o da frequência mostraram que o eixo Z pode ser o mais apropriado para captar a vibração muscular, pois está alinhado perpendicularmente ao músculo e à pele, tornando-o sensível às oscilações decorrentes das contrações musculares. O movimento de desvio radial foi escolhido, pois envolve

simultaneamente flexores e extensores do punho, proporcionando uma análise ampla da atividade muscular. Todas as variáveis e movimentos avaliados mostraram diferenças estatisticamente significativas entre as classes funcionais e os hígidos, reforçando a consistência da análise em diferentes orientações.

As classes apresentaram variações substanciais nos valores de vibração muscular, com a classe 3.0 destacando-se como a que apresentou maior ativação, com uma média de 34,167, enquanto o grupo hígido (HG) apresentou uma média de apenas 9,000. O coeficiente de variação foi maior na classe HG, indicando maior variabilidade dos dados nesse grupo. Esse comportamento sugere que as classes funcionais mais altas apresentam maior estabilidade na resposta muscular, refletindo um melhor controle motor.

Esses achados reforçam a noção de que as classes funcionais investigadas apresentam comportamentos distintos em comparação aos hígidos, especialmente as classes 0.5 e 3.0, sugerindo que atletas com maior comprometimento (classe 0.5) ou com maior funcionalidade (classe 3) apresentam diferenças significativas na resposta muscular em relação ao grupo hígido. No entanto, é importante destacar que o número de participantes na classe 3 foi reduzido, o que limita a generalização dos resultados para essa classe e deve ser considerado na interpretação das diferenças significativas na resposta muscular em relação ao grupo hígido.

O comportamento dos dados reforça que as classes funcionais investigadas têm características de ativação muscular distintas em relação ao grupo controle. Uma possível explicação para essas diferenças pode estar relacionada ao grau de comprometimento neuromuscular presente nas diferentes classes funcionais. Estudos anteriores, como o de Hoffmann G *et al.* 2002, sugerem que indivíduos com maior comprometimento motor apresentam padrões de recrutamento muscular alterados devido à redução na capacidade de gerar força e na coordenação neuromuscular, já em classes com menor comprometimento, como a 3.0, apesar do número limitado de participantes, essas diferenças podem ser atribuídas à maior preservação das vias motoras, permitindo uma ativação muscular mais eficiente e próxima do normal.

Os resultados deste estudo indicam que há variações significativas no comportamento muscular entre as diferentes classes funcionais e os voluntários hígidos, tanto no domínio do tempo quanto no da frequência. As classes funcionais 0.5 e 3.0 mostraram as maiores diferenças em relação ao grupo hígido, o que pode refletir variações importantes na função muscular e biomecânica. Esses achados são fundamentais para direcionar futuras intervenções de reabilitação e melhorar o entendimento das capacidades motoras de atletas com lesões medulares.

A pesquisa de Fernandes Vara (2022), oferece uma contribuição significativa ao estudo atual, ao investigar o uso da mecanomiografia (MMG) como ferramenta objetiva e quantitativa para avaliar a função muscular em pessoas com e sem lesão medular (LM). Fernandes comparou a ativação dos músculos flexores e extensores do quadril e tronco em voluntários hígidos e com LM, utilizando um protocolo que incluiu um acelerômetro triaxial para captar os sinais de MMG. As diferenças estatisticamente significativas encontradas nos eixos X, Y e Z entre os grupos demonstram que a MMG é capaz de identificar alterações funcionais relacionadas ao comprometimento motor causado pela LM.

Os achados de Fernandes Vara (2022) complementam os resultados do presente estudo, que também utilizou a MMG para avaliar a ativação muscular entre diferentes classes funcionais de atletas de *rugby* em cadeira de rodas. Assim como em Fernandes Vara (2022), o estudo atual observou diferenças significativas na ativação muscular entre atletas com comprometimento motor (classes funcionais mais baixas) e voluntários hígidos, com destaque para o eixo Z, que foi o mais apropriado para captar as oscilações decorrentes das contrações musculares. Fernandes Vara (2022) observou que as medianas do valor RMS foram maiores nos indivíduos hígidos, o que está alinhado com os resultados encontrados no presente estudo, onde o grupo hígido apresentou menor ativação muscular em relação às classes funcionais mais altas, sugerindo uma diferença significativa na capacidade de contração muscular entre indivíduos hígidos e aqueles com lesão medular.

Um ponto relevante do estudo de Fernandes Vara (2022), foi a avaliação repetida dos voluntários, com cinco coletas para cada indivíduo, e o cálculo do Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC), que demonstrou forte correlação entre as medições realizadas em cada voluntário. Esse aspecto reforça a confiabilidade dos sinais de MMG, tanto em sua pesquisa quanto no presente estudo. Embora o estudo atual não tenha utilizado o ICC, a robustez metodológica de Fernandes Vara (2022) aponta a importância de garantir a reprodutibilidade e a consistência dos dados de MMG, especialmente em estudos que avaliam indivíduos com condições neuromusculares.

Outro ponto importante destacado na pesquisa de Fernandes Vara (2022), foi a comparação entre as medianas de RMS nos eixos de análise, que mostrou variações sutis entre os indivíduos hígidos e os com LM. No presente estudo, embora as classes funcionais tenham apresentado diferenças significativas em relação ao grupo hígido, a amplitude dessas diferenças foi notavelmente maior nos casos de maior comprometimento motor. Esse achado corrobora os resultados de Fernandes Vara (2022), sugerindo que a MMG pode capturar com precisão não apenas as grandes diferenças funcionais, mas também nuances de ativação muscular que podem não ser perceptíveis em avaliações qualitativas ou manuais.

Além disso, o protocolo desenvolvido por Fernandes para avaliar a MMG em diferentes músculos durante contrações isotônicas e isométricas mostrou-se viável para diferenciar entre grupos hígidos e com LM, assim como o protocolo utilizado no presente estudo foi eficaz para identificar variações de ativação muscular entre classes funcionais e hígidos. Essas comparações reforçam o papel da MMG como uma ferramenta importante para a avaliação funcional objetiva, tanto no contexto de atletas com lesão medular quanto em populações com diferentes níveis de comprometimento neuromuscular.

Portanto, os resultados do presente estudo estão alinhados com as descobertas de Fernandes (2022), reforçando a utilidade da MMG como uma ferramenta robusta para capturar e quantificar as diferenças funcionais entre indivíduos com lesão medular e grupos hígidos. Esses achados contribuem para o desenvolvimento de estratégias de reabilitação mais precisas e baseadas em

evidências, capazes de melhorar o desempenho motor e funcional de pessoas com lesão medular.

5.1 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

Toda pesquisa conduzida apresenta limitações inerentes ao seu desenho e execução, as quais devem ser consideradas para contextualizar e interpretar os resultados. As limitações deste estudo incluem diversos fatores que podem ter influenciado os resultados e a validade externa da pesquisa.

Primeiramente, a coleta de dados ocorreu nos intervalos de treino e jogos dos atletas, o que pode ter introduzido variabilidade nas condições de coleta e afetado o desempenho dos voluntários, já que o estado de fadiga ou recuperação poderia não ser uniforme. Além disso, o estudo contou com atletas de diferentes níveis de lesão medular entre as classes, o que pode ter gerado uma heterogeneidade considerável nos dados, complicando a comparação direta entre os grupos.

Outro ponto relevante foi o tempo de prática esportiva, que pode influenciar significativamente a classificação funcional dos atletas, alguns casos podem ocorrer de alterar a classe de competição pelo fator idade. Adicionalmente, a mudança de classificação funcional devido à idade foi um fator que não pôde ser controlado, já que o processo de envelhecimento influencia tanto a capacidade muscular quanto a funcionalidade geral dos atletas.

Outra limitação importante do estudo foi o fato de que muitos atletas não sabiam informar a sua classificação pela ASIA (American Spinal Injury Association), o que poderia ter proporcionado uma descrição mais precisa do nível e extensão da lesão medular. Essa informação é fundamental para correlacionar os dados biomecânicos e neuromusculares com o grau de comprometimento funcional, e a ausência desses dados pode ter limitado a profundidade das análises realizadas.

O estudo também enfrentou restrições de tempo disponível para a coleta de dados, limitando o número de repetições e a amplitude da análise. Além disso, a ausência de outro equipamento quantitativo validado para comparação dentro

do contexto da classificação funcional dos atletas de *rugby* em cadeira de rodas foi uma barreira, já que não houve uma referência clara para os dados obtidos com a MMG.

Como uma pesquisa inovadora, com pouca literatura prévia e com a MMG não mostrando resultados em tempo real, o estudo carece de estudos semelhantes para validar e contrastar os achados, o que limita a generalização dos resultados e demanda investigações futuras mais aprofundadas.

5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Com base nas limitações observadas no presente estudo, algumas sugestões para futuras pesquisas podem contribuir para o aprimoramento do conhecimento na área e para a superação das restrições enfrentadas. Primeiramente, seria valioso conduzir coletas de dados em condições controladas, fora dos períodos de treino e competição, a fim de reduzir a influência da fadiga e obter respostas musculares mais consistentes.

Outra recomendação seria incluir a classificação ASIA como critério obrigatório para os participantes, permitindo uma correlação mais precisa entre o nível de lesão e a ativação muscular. A criação e validação de novos equipamentos quantitativos, além da MMG, para avaliação funcional e classificação dos atletas seria igualmente importante para fornecer uma maior base comparativa.

Para tornar a mecanomiografia (MMG) uma ferramenta mais eficaz na classificação funcional do rugby em cadeira de rodas, pesquisas futuras devem concentrar-se na otimização da captação dos sinais, na padronização dos protocolos de aquisição e na análise detalhada dos padrões de ativação muscular, garantindo maior precisão na diferenciação entre as classes funcionais.

Futuros estudos podem focar no desenvolvimento de dinamômetros específicos para avaliar a extensão da mão, medindo não apenas a força máxima, mas também parâmetros como resistência muscular e velocidade de contração. A combinação da dinamometria com outras técnicas, como

eletromiografia, poderia fornecer uma análise mais completa da ativação muscular e pode auxiliar na melhoria dos processos de classificação funcional.

Além disso, futuras investigações podem focar no impacto do tempo de prática esportiva na classificação funcional dos atletas e em como a idade influencia as mudanças nessa classificação ao longo do tempo.

Por fim, desenvolver tecnologias que permitam a análise de dados de MMG em tempo real também seria uma importante evolução, possibilitando uma avaliação imediata do desempenho dos atletas e favorecendo ajustes rápidos no treinamento e na classificação funcional.

6. CONCLUSÕES

Este estudo teve por objetivo avaliar se os resultados obtidos por meio de mecanomiografia e dinamometria para os músculos do antebraço e mão seguem um padrão consistente com a classificação funcional de atletas de *rugby* em cadeira de rodas, o qual foi alcançado, uma vez que a metodologia desenvolvida foi eficaz na captação e análise das respostas musculares, permitindo identificar padrões de ativação muscular associados às diferentes classes funcionais dos atletas:

(1) Os sinais de mecanomiografia (MMG) não mostraram aplicabilidade significativa neste desenho de estudo, tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência, uma vez que não foram identificadas diferenças estatisticamente significativas em relação à classificação funcional dos atletas;

(2) Os dados obtidos por meio da dinamometria mostraram significância estatística em relação à classificação funcional dos atletas, o que incentiva a empregabilidade da dinamometria como uma ferramenta eficaz para avaliar a força muscular em indivíduos com lesão medular e contribuir para o processo de classificação funcional no esporte adaptado;

(3) A análise dos dados em relação à classificação funcional dos atletas mostrou correspondência parcial; enquanto os dados de dinamometria apresentaram uma correspondência significativa com os critérios de classificação funcional, os sinais de MMG não mostraram aplicabilidade relevante neste contexto, sem resultados estatisticamente significativos;

(4) A comparação dos padrões de ativação muscular entre indivíduos com lesão medular (atletas de *rugby* em cadeiras de rodas) e pessoas sem comprometimentos neuromusculares (grupo controle), evidenciou diferenças significativas;

Os achados desta pesquisa sugerem a viabilidade das tecnologias estudadas como técnicas efetivas ou complementares para a classificação funcional de atletas de *rugby* em cadeira de rodas. A dinamometria mostrou elevada consistência com os padrões atuais utilizados na avaliação da força muscular desses paratletas, consolidando-se como uma ferramenta confiável.

Em contrapartida, a MMG requer investigações adicionais, particularmente no que se refere à identificação de descritores, estabelecimento de limiares e/ou desenvolvimento de uma escala não linear que se alinhe aos critérios adotados pela classificação funcional vigente.

6.1. CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA

A partir da análise da ativação muscular com mecanomiografia e dinamometria em atletas de *rugby* em cadeira de rodas, algumas contribuições são trazidas por esta pesquisa em diferentes perspectivas.

Cientificamente, a pesquisa contribui para o campo da ciência do movimento e reabilitação, ao investigar a ativação muscular em atletas de *rugby* em cadeira de rodas por meio da mecanomiografia e dinamometria, fornecendo dados sobre a relação entre a funcionalidade neuromuscular e a força muscular em indivíduos com diferentes níveis de comprometimento motor. A análise da ativação muscular permite uma melhor compreensão das variações de ativação entre as classes funcionais, contribuindo para a fundamentação de novos modelos teóricos sobre a adaptação neuromuscular em indivíduos com lesão medular.

Tecnologicamente, a aplicação de dois recursos, mecanomiografia e dinamometria traz inovação tecnológica no campo da avaliação muscular. O uso de sensores de MMG para captar vibrações musculares, associados a uma análise de força por dinamometria, não apenas permite uma avaliação quantitativa mais precisa da função muscular, mas também pode servir como base para o desenvolvimento de tecnologias mais avançadas para análise de desempenho funcional. Essa metodologia tem potencial para ser incorporada em dispositivos de monitoramento e avaliação de atletas com deficiência, impulsionando o desenvolvimento de novas ferramentas tecnológicas no âmbito do esporte e da reabilitação.

No campo desportivo, a pesquisa contribuir com o processo de classificação funcional no *rugby* em cadeira de rodas, promovendo uma avaliação mais objetiva e precisa do desempenho muscular dos atletas. Ao

identificar padrões de ativação muscular específicos, pode influenciar a maneira como os atletas são avaliados e classificados, resultando em uma competição mais justa e equilibrada. Além disso, o estudo pode fornecer informações práticas para treinadores e fisioterapeutas no desenvolvimento de programas de treinamento que visem otimizar a performance dos atletas com diferentes graus de comprometimento funcional, melhorando tanto o desempenho quanto a prevenção de lesões.

REFERENCIAS

ABRC – Associação Brasileira de Rugby em Cadeira de Rodas – Modalidade. Disponível em: < <https://rugbiabrc.org.br/modalidade/>> Acesso em: jan.2023

ACOSTA, A M; KIRSCH, R F; HELM, F C T van Der. Three-dimensional shoulder kinematics in individuals with C5-C6 spinal cord injury. **Proceedings Of The Institution Of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, [S.L.], v. 215, n. 3, p. 299-307, 1 mar. 2001. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1243/0954411011535894>.

AHUJA, Christopher S.; NORI, Satoshi; TETREAULT, Lindsay; WILSON, Jefferson; KWON, Brian; HARROP, James; CHOI, David; FEHLINGS, Michael G.. Traumatic Spinal Cord Injury—Repair and Regeneration. **Neurosurgery**, [S.L.], v. 80, n. 3, p. 9-22, 21 fev. 2017. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1093/neuros/nyw080>.

AKATAKI, Kumi; MITA, Katsumi; WATAKABE, Makoto; ITOH, Kunihiro. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. **European Journal Of Applied Physiology**, [S.L.], v. 84, n. 1-2, p. 19-25, 16 fev. 2001. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s004210000321>.

JOTON, Masahiko. Fundamental aspects of spinal cord and vertebral injuries – diagnosis and key points of treatment. **Neurological Surgery 脳神経外科**, [S.L.], v. 49, p. 1317-1330, 10 nov. 2021. Igaku Shoin Ltd. Available at: <http://dx.doi.org/10.11477/mf.1436204517>.

ALIZADEH, Arsalan; DYCK, Scott Matthew; KARIMI-ABDOLREZAEE, Soheila. Traumatic Spinal Cord Injury: an overview of pathophysiology, models and acute injury mechanisms. **Frontiers In Neurology**, [S.L.], v. 10, n. 2, p. 35-60, 22 mar. 2019. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fneur.2019.00282>

ALVES, Natasha; SEJDIĆ, Ervin; SAHOTA, Bhupinder; CHAU, Tom. The effect of accelerometer location on the classification of single-site forearm mechanomyograms. **Biomedical Engineering Online**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 9-22, 10 jun. 2010. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925x-9-23>.

AL-MULLA, Mohamed R.; SEPULVEDA, Francisco; COLLEY, Martin. A Review of Non-Invasive Techniques to Detect and Predict Localised Muscle Fatigue. **Sensors**, [S.L.], v. 11, n. 4, p. 3545-3594, 24 mar. 2011. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s110403545>.

AMBROZAITIS, Kazys Vytautas; KONTAUTAS, Egidijus; SPAKAUSKAS, Bronius; VAITKAITIS, Dinas. Pathophysiology of acute spinal cord injury.

Medicina (Kaunas), Kaunas, v. 42, n. 3, p. 255-261, 2006. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16607070/>.

ANJUM, Anam; YAZID, Muhammad Da'in; DAUD, Muhammad Fauzi; IDRIS, Jalilah; NG, Angela Min Hwei; NAICKER, Amaramalar Selvi; ISMAIL, Ohnmar Htwe@ Rashidah; KUMAR, Ramesh Kumar Athi; LOKANATHAN, Yogeswaran. Spinal Cord Injury: pathophysiology, multimolecular interactions, and underlying recovery mechanisms. **International Journal Of Molecular Sciences**, [S.L.], v. 21, n. 20, p. 7533, 13 out. 2020. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ijms21207533>.

ASIABI, Hussein; ARAZPOUR, Mokhtar; BAHRAMIZADEH, Mahmoud; KARIMI, Mohammad Taghi. Evaluation of Static and Dynamic Stability of Spinal Cord Injuries: what are the gaps?. **Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja**, [S.L.], v. 22, n. 1, p. 1-6, 29 fev. 2020. Index Copernicus. <http://dx.doi.org/10.5604/01.3001.0014.0636>.

BAKATCHINA, Sadate; WEISSLAND, Thierry; BRASSART, Florian; ALBERCA, Ilona; VIGIE, Opale; PRADON, Didier; FAUPIN, Arnaud. Influence of Wheelchair Type on Kinematic Parameters in Wheelchair Rugby. **Frontiers In Sports And Active Living**, [S.L.], v. 4, n. 3, p. 35-60, 3 jun. 2022. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fspor.2022.861592>.

BARRY, Daniel T.; GEIRINGER, Steven R.; BALL, Richard D.. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. **Muscle & Nerve**, [S.L.], v. 8, n. 3, p. 189-194, mar. 1985. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.880080303>.

BECERRA, Marco Antônio Guevara; MANZINI, Mariana Gurian; MARTINEZ, Claudia Maria Simões. Percepção de atletas do rugby em cadeira de rodas sobre os apoios recebidos para a prática do esporte adaptado. **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional**, [S.L.], v. 27, n. 3, p. 615-627, 2019. Editora Cubo. <http://dx.doi.org/10.4322/2526-8910.ctoao1662>.

BECK, Travis W; HOUSH, Terry J; CRAMER, Joel T; WEIR, Joseph P; JOHNSON, Glen O; COBURN, Jared W; MALEK, Moh H; MIELKE, Michelle. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review. **Biomedical Engineering Online**, [S.L.], v. 4, n. 1, p. 35-60, dez. 2005. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925x-4-67>.

BERNHARDT, Julie; BATE, Patricia J; A MATYAS, Thomas. Accuracy of Observational Kinematic Assessment of Upper-Limb Movements. **Physical Therapy**, [S.L.], v. 78, n. 3, p. 259-270, 1 mar. 1998. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/ptj/78.3.259>.

BHAMBHANI, Yagesh; MACTAVISH, Jennifer; WARREN, Sharon; THOMPSON, Walter R.; WEBBORN, Anthony; BRESSAN, Elizabeth; MELLO, Marco Tuilo de;

TWEEDY, Sean; MALONE, Laurie; FROJD, Kennet. Boosting in athletes with high-level spinal cord injury: knowledge, incidence and attitudes of athletes in paralympic sport. **Disability And Rehabilitation**, [S.L.], v. 32, n. 26, p. 2172-2190, jan. 2010. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2010.505678>.

BLUVSHTEIN, V; FRONT, L; ITZKOVICH, M; AIDINOFF, E; GELERNTER, I; HART, J; BIERING-SOERENSEN, F; WEEKS, C; LARAMEE, M T; CRAVEN, C. SCIM III is reliable and valid in a separate analysis for traumatic spinal cord lesions. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 49, n. 2, p. 292-296, 7 set. 2010. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/sc.2010.111>.

BURNS, Stephen P.; BREUNINGER, Amy; KAPLAN, Carri; MARIN, Heather. Hand-Held Dynamometry in Persons with Tetraplegia. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation**, [S.L.], v. 84, n. 1, p. 22-29, jan. 2005. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/01.phm.0000150790.99514.c6>.

BURNS, Anthony S.; DELPARTE, Jude J.; PATRICK, Mary; MARINO, Ralph J.; DITUNNO, John F.. The Reproducibility and Convergent Validity of the Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI) in Chronic Spinal Cord Injury. **Neurorehabilitation And Neural Repair**, [S.L.], v. 25, n. 2, p. 149-157, 14 jan. 2011. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/1545968310376756>.

CACHO, Enio Walker Azevedo; OLIVEIRA, Roberta de; ORTOLAN, Rodrigo L.; VAROTO, Renato; CLIQUET, Alberto. Upper limb assessment in tetraplegia. **International Journal Of Rehabilitation Research**, [S.L.], v. 34, n. 1, p. 65-72, mar. 2011. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/mrr.0b013e32833d6cf3>.

CARDOSO, Vinicius Denardin; GAYA, Adroaldo Cesar. A classificação funcional no esporte paralímpico. **Conexões**, [S.L.], v. 12, n. 2, p. 132-146, 11 jul. 2014. Universidade Estadual de Campinas. <http://dx.doi.org/10.20396/conex.v12i2.2173>.

COBURN, Jared W.; HOUSH, Terry J.; CRAMER, Joel T.; WEIR, Joseph P.; MILLER, Joshua M.; BECK, Travis W.; MALEK, Moh H.; JOHNSON, Glen O.. Mechanomyographic and Electromyographic Responses of the Vastus Medialis Muscle During Isometric and Concentric Muscle Actions. **The Journal Of Strength And Conditioning Research**, [S.L.], v. 19, n. 2, p. 412, 2005. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1519/15744.1>.

COWAN, Helen; LAKRA, Celine; DESAI, Manish. Autonomic dysreflexia in spinal cord injury. **Bmj**, [S.L.], p. 3596-3623, 2 out. 2020. BMJ. <http://dx.doi.org/10.1136/bmj.m3596>.

REYES-GUZMÁN, Ana de Los; GIL-AGUDO, Angel; PEÑASCO-MARTÍN, Benito; SOLÍS-MOZOS, Marta; AMA-ESPINOSA, Antonio del; PÉREZ-RIZO,

Enrique. Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. **Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation**, [S.L.], v. 7, n. 1, p. 35-60, 20 ago. 2010. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-7-41>.

DITUNNO, John F.; COHEN, Michelle E.; HAUCK, Walter W.; JACKSON, Amie B.; SIPSKI, Marca L.. Recovery of upper-extremity strength in complete and incomplete tetraplegia: a multicenter study. **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, [S.L.], v. 81, n. 4, p. 389-393, abr. 2000. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1053/mr.2000.3779>.

DOLBOW, David R.; GORGEY, Ashraf S.; MOORE, Jewel R.; GATER, David R.. Report of practicability of a 6-month home-based functional electrical stimulation cycling program in an individual with tetraplegia. **The Journal Of Spinal Cord Medicine**, [S.L.], v. 35, n. 3, p. 182-186, maio 2012. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1179/2045772312y.0000000007>.

DOORN, Johnny; BERGH, Don van Den; BÖHM, Udo; DABLANDER, Fabian; DERKS, Koen; DRAWS, Tim; ETZ, Alexander; EVANS, Nathan J.; GRONAU, Quentin F.; HAAF, Julia M.. The JASP guidelines for conducting and reporting a Bayesian analysis. **Psychonomic Bulletin & Review**, [S.L.], v. 28, n. 3, p. 813-826, 9 out. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.3758/s13423-020-01798-5>.

SANTOS, RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS. Órtese ativa para reabilitação em espelho da mão afetada de pessoas que sofreram AVC OU TCE. 2024. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, 2024.

EBERSOLE KT, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Evetovich TK, Smith DB. The effects of leg angular velocity on mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic signal. **Electromyogr Clin Neurophysiol**. 2000 Jan-Feb;40(1):49-55. PMID: 10782358.

ECKERT, Matthew J.; MARTIN, Matthew J.. Trauma. **Surgical Clinics Of North America**, [S.L.], v. 97, n. 5, p. 1031-1045, out. 2017. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.suc.2017.06.008>.

ELI, Ilyas; LERNER, David P.; GHOGAWALA, Zoher. Acute Traumatic Spinal Cord Injury. **Neurologic Clinics**, [S.L.], v. 39, n. 2, p. 471-488, maio 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ncl.2021.02.004>.

ESPOSITO, Daniele; ANDREOZZI, Emilio; FRATINI, Antonio; GARGIULO, Gaetano; SAVINO, Sergio; NIOLA, Vincenzo; BIFULCO, Paolo. A Piezoresistive Sensor to Measure Muscle Contraction and Mechanomyography. **Sensors**, [S.L.], v. 18, n. 8, p. 2553, 4 ago. 2018. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s18082553>.

FERREIRA, V M de Vargas; VAROTO, R; CACHO, Êw Azevedo; A CLIQUET,. Relationship between function, strength and electromyography of upper extremities of persons with tetraplegia. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 50, n. 1, p. 28-32, 30 ago. 2011. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/sc.2011.95>.

FIGONI, Stephen F.; DOLBOW, David R.; CRAWFORD, Edwin C.; WHITE, Margaret L.; PATTANAIK, Sambit. Does aerobic exercise benefit persons with tetraplegia from spinal cord injury? A systematic review. **The Journal Of Spinal Cord Medicine**, [S.L.], v. 44, n. 5, p. 690-703, 11 fev. 2020. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/10790268.2020.1722935>.

FITTS, Paul M.. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. **Journal Of Experimental Psychology**, [S.L.], v. 47, n. 6, p. 381-391, 1954. American Psychological Association (APA). <http://dx.doi.org/10.1037/h0055392>.

FLACK, Josepha; SHARMA, Krishnadeo. Delving into the recent advancements of spinal cord injury treatment: a review of recent progress. **Neural Regeneration Research**, [S.L.], v. 17, n. 2, p. 283, 2022. Medknow. <http://dx.doi.org/10.4103/1673-5374.317961>.

FLETCHER, Jared R.; GALLINGER, Tessa; PRINCE, Francois. How Can Biomechanics Improve Physical Preparation and Performance in Paralympic Athletes? A Narrative Review. **Sports**, [S.L.], v. 9, n. 7, p. 89, 24 jun. 2021. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/sports9070089>.

FRANCHIN, Sara Maria; GIORDANI, Federico; TONELLATO, Michele; BENAZZATO, Michael; MARCOLIN, Giuseppe; SACERDOTI, Paolo; BETTELLA, Francesco; MUSUMECI, Alfredo; PETRONE, Nicola; MASIERO, Stefano. Kinematic bidimensional analysis of the propulsion technique in wheelchair rugby athletes. **European Journal Of Translational Myology**, [S.L.], v. 30, n. 1, p. 129-133, 1 abr. 2020. PAGEPress Publications. <http://dx.doi.org/10.4081/ejtm.2019.8902>.

GAO, Liansheng; PENG, Yucong; XU, Weilin; HE, Pingyou; LI, Tao; LU, Xiaoyang; CHEN, Gao. Progress in Stem Cell Therapy for Spinal Cord Injury. **Stem Cells International**, [S.L.], v. 2020, p. 1-16, 5 nov. 2020. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1155/2020/2853650>.

GAVEL, Erica H.; LACROIX, Melissa A.; GOOSEY-TOLFREY, Vicky L.; LOGAN-SPRENGER, Heather M.. Characterizing the Thermal Demands and Mobility Performance During International Wheelchair Rugby Competition. **Frontiers In Rehabilitation Sciences**, [S.L.], v. 3, p. 35-60, 29 abr. 2022. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fresc.2022.856904>.

GASPAR, Roberta; PADULA, Natalia; FREITAS, Tatiana B.; OLIVEIRA, João P.J. de; TORRIANI-PASIN, Camila. Physical Exercise for Individuals With Spinal

Cord Injury: systematic review based on the international classification of functioning, disability, and health. **Journal Of Sport Rehabilitation**, [S.L.], v. 28, n. 5, p. 505-516, jul. 2019. Human Kinetics. <http://dx.doi.org/10.1123/jsr.2017-0185>.

GENSEL, John C.; ZHANG, Bei. Macrophage activation and its role in repair and pathology after spinal cord injury. **Brain Research**, [S.L.], v. 1619, p. 1-11, set. 2015. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.brainres.2014.12.045>.

GIL-AGUDO, Angel; AMA-ESPINOSA, Antonio del; PÉREZ-RIZO, Enrique; PÉREZ-NOMBELA, Soraya; RODRÍGUEZ-RODRÍGUEZ, Luis Pablo. Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. **Journal Of Biomechanics**, [S.L.], v. 43, n. 13, p. 2508-2515, set. 2010. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.05.021>.

GINIS, Kathleen A. Martin; JÖRGENSEN, Sophie; STAPLETON, Jessica. Exercise and Sport for Persons With Spinal Cord Injury. **Pm&R**, [S.L.], v. 4, n. 11, p. 894-900, nov. 2012. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.08.006>.

GINIS, Kathleen A. Martin; SCHEER, Jan W. van Der; LATIMER-CHEUNG, Amy E.; BARROW, Andy; BOURNE, Chris; CARRUTHERS, Peter; BERNARDI, Marco; DITOR, David S.; GAUDET, Sonja; GROOT, Sonja de. Evidence-based scientific exercise guidelines for adults with spinal cord injury: an update and a new guideline. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 56, n. 4, p. 308-321, 25 out. 2017. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41393-017-0017-3>.

GORLA JI, PENA LG de S, CAMPOS LFCC, SILVA A de AC e, GOUVEIA RB, SANTOS LGTF, ALMEIDA JJG, FLORES LJF. Correlação da classificação funcional, desempenho motor e comparação entre diferentes classes em atletas praticantes de rugby em cadeira de rodas. **R. bras. Ci. e Mov** 2012;20(2):25-31.

GRONLEY, J. K.; McDONALD, J. H.; BONINGER, M. L. Electromyographic and kinematic analysis of the shoulder during four activities of daily living in men with C6 tetraplegia. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 37, n. 4, p. 423-432, jul.-aug. 2000. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11028698/>.

GÜNDOĞDU, İ; AKYÜZ, M; A ÖZTÜRK, E; A ÇAKÇİ, F. Can spinal cord injury patients show a worsening in ASIA impairment scale classification despite actually having neurological improvement? The limitation of ASIA Impairment Scale Classification. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 52, n. 9, p. 667-670, 3 jun. 2014. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/sc.2014.89>.

GUO, Suxin; ZHONG, Sheng; ZHANG, Aidong. Privacy-preserving Kruskal-Wallis test. **Computer Methods And Programs In Biomedicine**, [S.L.], v. 112, n. 1, p. 135-145, out. 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.05.023>.

HAYDON, David S.; PINDER, Ross A.; GRIMSHAW, Paul N.; ROBERTSON, William S. P.; HOLDBACK, Connor J. M.. Prediction of Propulsion Kinematics and Performance in Wheelchair Rugby. **Frontiers In Sports And Active Living**, [S.L.], v. 4, n. 2, p. 35-60, 7 jul. 2022. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fspor.2022.856934>.

HEARN, Jasmine Heath; CROSS, Ainslea. Mindfulness for pain, depression, anxiety, and quality of life in people with spinal cord injury: a systematic review. **Bmc Neurology**, [S.L.], v. 20, n. 1, p. 9-22, 21 jan. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/s12883-020-1619-5>.
Hislop, H., Avers, D. and Brown, M. (2013) Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination: Principles of Manual Muscle Testing. **Elsevier Health Sciences**, Amsterdam, 203-278.

HODEL, Jsabel; STUCKI, Gerold; PRODINGER, Birgit. The potential of prediction models of functioning remains to be fully exploited: a scoping review in the field of spinal cord injury rehabilitation. **Journal Of Clinical Epidemiology**, [S.L.], v. 139, p. 177-190, nov. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jclinepi.2021.07.015>.

HODGES, Paul W.; GANDEVIA, S. C.. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. **The Journal Of Physiology**, [S.L.], v. 522, n. 1, p. 165-175, jan. 2000. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm>.

HOFFMANN, G.; LAFFONT, I.; HANNETON, S.; ROBY-BRAMI, A.. How to extend the elbow with a weak or paralyzed triceps: control of arm kinematics for aiming in c6:c7 quadriplegic patients. **Neuroscience**, [S.L.], v. 139, n. 2, p. 749-765, jan. 2006. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2005.12.018>.

HOFFMANN, Isabelle LAFFONT, Agnès ROBY-BRAMI. Co-ordination of reaching movements in patients with a cervical spinal cord injury.. **Cahiers de Psychologie Cognitive - Current Psychology of Cognition**, 2002, 21 (2-3), pp.305-340

IBITOYE, Morufu Olusola; HAMZAID, Nur Azah; ZUNIGA, Jorge M.; WAHAB, Ahmad Khairi Abdul. Mechanomyography and muscle function assessment: a review of current state and prospects. **Clinical Biomechanics**, [S.L.], v. 29, n. 6, p. 691-704, jun. 2014. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.04.003>.

INTERNATIONAL PARALYMPIC COMMITTEE. **IPC Classification Code**. Set. 2015. Disponível em: https://www.paralympic.org/sites/default/files/document/150813212311788_Classification%2BCode_1.pdf. Acesso em: 07 mar. 2023.

INTERNATIONAL WHEELCHAIR RUGBY FEDERATION. **IWRF Classification Rules**. Jan. 2021. Disponível em: <https://worldwheelchair.rugby/the-game-classifications/>. Acesso em: 07 mar. 2023.

JACOBS, Patrick L; NASH, Mark s. Exercise Recommendations for Individuals with Spinal Cord Injury. **Sports Medicine**, [S.L.], v. 34, n. 11, p. 727-751, 2004. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.2165/00007256-200434110-00003>.

JASKÓLSKA, Anna; MADELEINE, Pascal; JASKÓLSKI, Artur; KISIEL-SAJEWICZ, Katarzyna; ARENDT-NIELSEN, Lars. A comparison between mechanomyographic condenser microphone and accelerometer measurements during submaximal isometric, concentric and eccentric contractions. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 17, n. 3, p. 336-347, jun. 2007. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.04.002>.

JEANNEROD, M.. The Timing of Natural Prehension Movements. **Journal Of Motor Behavior**, [S.L.], v. 16, n. 3, p. 235-254, set.1984. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/00222895.1984.10735319>.

JOHANSON, M.; LATEVA, Zoia; JARAMILLO, Jeffrey; KIRATLI, B.; MCGILL, Kevin. Triceps Brachii in Incomplete Tetraplegia: emg and dynamometer evaluation of residual motor resources and capacity for strengthening. **Topics In Spinal Cord Injury Rehabilitation**, [S.L.], v. 19, n. 4, p. 300-310, out. 2013. American Spinal Injury Association. <http://dx.doi.org/10.1310/sci1904-300>

JUNG, Joo Hwan; LEE, Hye Jin; CHO, Duk Youn; LIM, Jung-Eun; LEE, Bum Suk; KWON, Seung Hyun; KIM, Hae Young; LEE, Su Jeong. Effects of Combined Upper Limb Robotic Therapy in Patients With Tetraplegic Spinal Cord Injury. **Annals Of Rehabilitation Medicine**, [S.L.], v. 43, n. 4, p. 445-457, 31 ago. 2019. Korean Academy of Rehabilitation Medicine. <http://dx.doi.org/10.5535/arm.2019.43.4.445>.

KIRSHBLUM, Steven; SNIDER, Brittany; RUPP, Rüdiger; READ, Mary Schmidt. Updates of the International Standards for Neurologic Classification of Spinal Cord Injury. **Physical Medicine And Rehabilitation Clinics Of North America**, [S.L.], v. 31, n. 3, p. 319-330, ago. 2020. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmr.2020.03.005>.

KIRSHBLUM, Steven; SNIDER, Brittany; EREN, Fatma; GUEST, James. Characterizing Natural Recovery after Traumatic Spinal Cord Injury. **Journal Of Neurotrauma**, [S.L.], v. 38, n. 9, p. 1267-1284, 1 maio 2021. Mary Ann Liebert Inc. <http://dx.doi.org/10.1089/neu.2020.7473>.

KRUEGER-BECK, E; SCHEEREN, E M; NOGUEIRA-NETO, G N; BUTTON, V L s N; NOHAMA, P. Mechanomyographic response during FES in healthy and paraplegic subjects. **2010 Annual International Conference Of The Ieee**

Engineering In Medicine And Biology, [S.L.], p. 626-629, ago. 2010. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/iembs.2010.5627274>.

KOSHLAND, Gail F.; GALLOWAY, James C.; FARLEY, Becky. Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 164, n. 2, p. 133-147, 15 mar. 2005. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-005-2218-9>.

LAFFONT, I; BRIAND, E; DIZIEN, O; COMBEAUD, M; BUSSEL, B; REVOL, M; A ROBY-BRAMI,. Kinematics of prehension and pointing movements in C6 quadriplegic patients. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 38, n. 6, p. 354-362, jun. 2000. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3100999>.

LAMB, Douglas W.; LANDRY, Richard. The Hand in Quadriplegia. **Hand**, [S.L.], v. 3, n. 1, p. 31-37, fev. 1971. SAGE Publications. [http://dx.doi.org/10.1016/0072-968x\(71\)90009-x](http://dx.doi.org/10.1016/0072-968x(71)90009-x).

LEE, Thay Q.; McMAHON, Patrick J. Shoulder biomechanics and muscle plasticity: implications in spinal cord injury. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 402S, p. S26-S36, 2002.

LINDE, Harmen van Der; SNOEK, Govert J.; GEURTS, Alexander C.H.; KNOOP, Hans A.; VAN LIMBEEK, Jacques; MULDER, Theo. Kinematic assessment of manual skill following functional hand surgery in tetraplegia. **The Journal Of Hand Surgery**, [S.L.], v. 25, n. 6, p. 1140-1146, nov. 2000. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1053/jhsu.2000.17870>.

LING, Yan To; MA, Christina Zong-Hao; SHEA, Queenie Tsung Kwan; ZHENG, Yong-Ping. Sonomechanomyography (SMMG): mapping of skeletal muscle motion onset during contraction using ultrafast ultrasound imaging and multiple motion sensors. **Sensors**, [S.L.], v. 20, n. 19, p. 5513, 26 set. 2020. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s20195513>.

LONG CI, LAWTON EB. Functional significance of spinal cord lesion level. **Arch Phys Med Rehabil**. 1955 Apr;36(4):249-55. PMID: 14362742.

LI, Yun; CAO, Tuoxin; RITZEL, Rodney M.; HE, Junyun; FADEN, Alan I.; WU, Junfang. Dementia, Depression, and Associated Brain Inflammatory Mechanisms after Spinal Cord Injury. **Cells**, [S.L.], v. 9, n. 6, p. 1420, 8 jun. 2020. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/cells9061420>.

MADELEINE, P; BAJAJ, P; SØGAARD, K; ARENDT-NIELSEN, L. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 11, n. 2, p. 113-121, abr. 2001. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00044-4](http://dx.doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00044-4).

MAROON, ABLA. Classification of acute spinal cord injury, neurological evaluation, and neurosurgical considerations. *Crit Care Clin.* 1987;3(3):655-677.

MARQUES, Renato Francisco Rodrigues; GUTIERREZ, Gustavo Luis; ALMEIDA, Marco Antonio Bettine de; MENEZES, Rafael Pombo. Mídia e o movimento paralímpico no Brasil: relações sob o ponto de vista de dirigentes do Comitê Paralímpico Brasileiro. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 27, n. 4, p. 583-596, out./dez. 2013.

MATTA, Thiago Torres da; PERIN, Talita Adão; OLIVEIRA, Glauber Lameira de; ONELLAS, Juliana dos Santos; LOUZADA, Angelina Adriana; MAGALHÃES, José; IMBIRIBA, Luís Aureliano; GARCIA, Marco Antonio Cavalcanti. Interpretation of the mechanisms related to the muscular strength gradation through accelerometry. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 11, n. 5, p. 287e, set./out. 2005.

MCHUGH, Mary L.. Multiple comparison analysis testing in ANOVA. **Biochemia Medica**, [S.L.], p. 203-209, 2011. Croatian Society for Medical Biochemistry and Laboratory Medicine. <http://dx.doi.org/10.11613/bm.2011.029>.

MEAGHER, Claire; FRANCO, Enrico; TURK, Ruth; WILSON, Samuel; STEADMAN, Nathan; MCNICHOLAS, Lauren; VAIDYANATHAN, Ravi; BURRIDGE, Jane; STOKES, Maria. New advances in mechanomyography sensor technology and signal processing: validity and intrarater reliability of recordings from muscle. **Journal Of Rehabilitation And Assistive Technologies Engineering**, [S.L.], v. 7, p. 35-60, jan. 2020. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/2055668320916116>.

MOHAMAD, Nor; HAMZAID, Nur; DAVIS, Glen; WAHAB, Ahmad Abdul; HASNAN, Nazirah. Mechanomyography and Torque during FES-Evoked Muscle Contractions to Fatigue in Individuals with Spinal Cord Injury. **Sensors**, [S.L.], v. 17, n. 7, p. 1627, 14 jul. 2017. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s17071627>

MOREIRA, Catarina. Tecido muscular. **Revista de Ciência Elementar**, [S.L.], v. 3, n. 1, p. 9-22, 30 mar. 2015. ICETA. <http://dx.doi.org/10.24927/rce2015.010>.

MULCAHEY, Mj; HUTCHINSON, Dave; KOZIN, Scott. Assessment of upper limb in tetraplegia: considerations in evaluation and outcomes research. **The Journal Of Rehabilitation Research And Development**, [S.L.], v. 44, n. 1, p. 91, 2007. Journal of Rehabilitation Research & Development. <http://dx.doi.org/10.1682/jrrd.2005.10.0167>

MUZYKEWICZ, David A.; ARNET, Ursina; LIEBER, Richard L.; FRIDÉN, Jan. Intrinsic Hand Muscle Function, Part 2: kinematic comparison of 2 reconstructive procedures. **The Journal Of Hand Surgery**, [S.L.], v. 38, n. 11, p. 2100-2105.1, nov. 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsa.2013.08.098>.

NAEEM, Jannatul; HAMZAID, Nur Azah; ISLAM, Md. Anamul; AZMAN, Amelia Wong; BIJAK, Manfred. Mechanomyography-based muscle fatigue detection during electrically elicited cycling in patients with spinal cord injury. **Medical & Biological Engineering & Computing**, [S.L.], v. 57, n. 6, p. 1199-1211, 28 jan. 2019. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-019-01949-4>.

NEERING, I.R.; QUESENBERRY, L.A.; MORRIS, V.A.; TAYLOR, S.R.. Nonuniform volume changes during muscle contraction. **Biophysical Journal**, [S.L.], v. 59, n. 4, p. 926-933, abr. 1991. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0006-3495\(91\)82306-2](http://dx.doi.org/10.1016/s0006-3495(91)82306-2).

NOGUEIRA, NETO GUILHERME. NUNES. Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular. Tese de Doutorado. Programa de Pós-Graduação em engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas. 2013.

NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER. **Facts and Figures at a Glance**. Jan. 2021. Disponível em: <https://www.nscisc.uab.edu/Public/Facts%20and%20Figures%202020.pdf>.

ORIZIO, C.; VEICSTEINAS, A.. Soundmyogram Analysis during Sustained Maximal Voluntary Contraction in Sprinters and Long Distance Runners. **International Journal Of Sports Medicine**, [S.L.], v. 13, n. 08, p. 594-599, nov. 1992. Georg Thieme Verlag KG. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2007-1024572>.

ORIZIO, C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 21, n. 3, p. 201-243, 1993. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8243092/>

ORIZIO, Claudio; GOBBO, Massimiliano; DIEMONT, Bertrand. Changes of the force–frequency relationship in human tibialis anterior at fatigue. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 14, n. 5, p. 523-530, out. 2004. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.03.009>.

OSTER, G.; JAFFE, J.s.. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. **Biophysical Journal**, [S.L.], v. 30, n. 1, p. 119-127, abr. 1980. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0006-3495\(80\)85080-6](http://dx.doi.org/10.1016/s0006-3495(80)85080-6).

PÉREZ-SANPABLO, A I; QUINZAÑOS-FRESNEDO, J; LOERA-CRUZ, R; QUIÑONES-URIOSTEGUI, I; RODRIGUEZ-REYES, G; PÉREZ-ZAVALA, R. Erratum: validation of the instrumented evaluation of spatio-temporal gait parameters in patients with motor incomplete spinal cord injury. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 55, n. 7, p. 712-712, jul. 2017. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/sc.2017.51>.

POPOVIĆ, M.; POPOVIĆ, D.. A new approach to reaching control for tetraplegic subjects. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 4, n. 4, p. 242-253, jan. 1994. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411\(94\)90011-6](http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411(94)90011-6).

QUINTINO, Saulo Gabriel; REIS, Rafael Estevam. RUGBY EM CADEIRA DE RODAS: uma análise da modalidade no brasil. **Revista da Associação Brasileira de Atividade Motora Adaptada**, [S.L.], v. 21, n. 2, p. 291-300, 13 jan. 2021. Faculdade de Filosofia e Ciências. <http://dx.doi.org/10.36311/2674-8681.2020.v21n2.p291-300>.

REFT, J; HASAN, Z. Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: effect of external trunk support. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 40, n. 4, p. 186-191, 27 mar. 2002. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3101277>.

REMY-NERIS, O; MILCAMPS, J; CHIKHI-KEROMEST, R; A THEVENON,; BOUTTENS, D; BOUILLAND, S. Improved kinematics of unrestrained arm raising in C5–C6 tetraplegic subjects after deltoid-to-triceps transfer. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 41, n. 8, p. 435-445, 28 jul. 2003. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3101481>.

ROUANET, Carolina; REGES, Danyelle; ROCHA, Eva; GAGLIARDI, Vivian; SILVA, Gisele Sampaio. Traumatic spinal cord injury: current concepts and treatment update. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, [S.L.], v. 75, n. 6, p. 387-393, jun. 2017. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/0004-282x20170048>.

RYAN, Eric D.; CRAMER, Joel T.; HOUSH, Terry J.; BECK, Travis W.; HERDA, Trent J.; HARTMAN, Michael J.. Inter-individual variability in the torque-related patterns of responses for mechanomyographic amplitude and mean power frequency. **Journal Of Neuroscience Methods**, [S.L.], v. 161, n. 2, p. 212-219, abr. 2007. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2006.11.007>.

RYAN, Eric D.; CRAMER, Joel T.; EGAN, Alison D.; HARTMAN, Michael J.; HERDA, Trent J.. Time and frequency domain responses of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions: a comparison of the short-time fourier and continuous wavelet transforms. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, [S.L.], v. 18, n. 1, p. 54-67, fev. 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.003>.

SANDROW-FEINBERG, Harra R.; HOULÉ, John D.. Exercise after spinal cord injury as an agent for neuroprotection, regeneration and rehabilitation. **Brain Research**, [S.L.], v. 1619, p. 12-21, set. 2015. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.brainres.2015.03.052>.

SANTOS, Elgison L. dos; SCHEEREN, Eduardo M.; NOGUEIRA-NETO, Guilherme N.; KRUEGER, Eddy; PEIXOTO, Nathalia; NOHAMA, Percy.

Mechanomyography-Based Metric Scale for Spasticity: a pilot descriptive observational study. **Sensors**, [S.L.], v. 24, n. 16, p. 5276, 15 ago. 2024. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s24165276>.

SANTOS, Elgison da Luz dos. Escala métrica de avaliação de espasticidade utilizando sinais mecanomiográficos de flexores de cotovelos de indivíduos com comprometimentos supramedulares. 2020. Tese (Doutorado em Tecnologia em Saúde) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2020.

SCHAEFER, Laura V.; LÖFFLER, Nils; KLEIN, Julia; BITTMANN, Frank N.. Mechanomyography and acceleration show interlimb asymmetries in Parkinson patients without tremor compared to controls during a unilateral motor task. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 11, n. 1, p. 35-60, 29 jan. 2021. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-021-81672-Z>.

SCHEEREN, Eduardo M; NOGUEIRA-NETO, Guilherme N; KRUEGER-BECK, Eddy; BUTTON, Vera Lúcia s N; NOHAMA, Percy. Investigation of muscle behavior during different functional electrical stimulation profiles using Mechanomyography. **2010 Annual International Conference Of The IEEE Engineering In Medicine And Biology**, [S.L.], p. 3970-3973, ago. 2010. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/iembs.2010.5627986>.

SCIVOLETTO, Giorgio; IVANENKO, Yuri; MORGANTI, Barbara; GRASSO, Renato; ZAGO, Mirka; LACQUANITI, Francesco; DITUNNO, John; MOLINARI, Marco. Review Article: plasticity of spinal centers in spinal cord injury patients. **Neurorehabilitation And Neural Repair**, [S.L.], v. 21, n. 4, p. 358-365, jul. 2007. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/1545968306295561>.

SHARIF, Salman; ALI, Muhammad Yassar Jazaib. Outcome Prediction in Spinal Cord Injury: myth or reality. **World Neurosurgery**, [S.L.], v. 140, p. 574-590, ago. 2020. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2020.05.043>.

SIE, I. H.; WATERS, R. L.; ADKINS, R. H.; GELLMAN, H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 73, n. 1, p. 44-48, jan. 1992. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1729973/>

SIMIM, Mário Antônio de Moura et al. Desempenho esportivo em atletas de rugby em cadeira de rodas: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, São Paulo, v. 7, n. 3, p. 244-252, maio/jun. 2013.

SOMA, Yuichiro; KUBOTA, Shigeki; KADONE, Hideki; SHIMIZU, Yukiyo; TAKAHASHI, Hiroshi; HADA, Yasushi; KODA, Masao; SANKAI, Yoshiyuki; YAMAZAKI, Masashi. Hybrid Assistive Limb Functional Treatment for a Patient with Chronic Incomplete Cervical Spinal Cord Injury. **International Medical Case**

Reports Journal, [S.L.], v. 14, p. 413-420, jun. 2021. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.2147/imcrj.s306558>.

SONG, Shawn H.; SANKARY, Kendl M.; BURNS, Stephen P. Vital sign differences between septic patients with tetraplegia and paraplegia. **Spinal Cord Series And Cases**, [S.L.], v. 8, n. 1, p. 9-22, 25 nov. 2022. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41394-022-00553-3>.

SØRENSEN, Linda; MÅNUM, Grethe. A single-subject study of robotic upper limb training in the subacute phase for four persons with cervical spinal cord injury. **Spinal Cord Series And Cases**, [S.L.], v. 5, n. 1, p. 35-60, 12 mar. 2019. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41394-019-0170-3>.

STEEVES, John D.; KRAMER, Jörn L.; FAWCETT, James; CRAGG, Julian; LAMMERTSE, Daniel P.; BLIGHT, Anthony R.; MARINO, Ralph J.; DITUNNO Jr, John F.; COLEMAN, William P.; GEISLER, Frank H.; GUEST, James; JONES, Latrice; BURNS, Stephen; SCHUBERT, Martin; VAN HEDEL, H. J. Arie; CURT, Armin. Extent of spontaneous motor recovery after traumatic cervical sensorimotor complete spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 49, n. 2, p. 257-265, fev. 2011. DOI: 10.1038/sc.2010.99. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20714334/>.

TALIB, Irsa; SUNDARAJ, Kenneth; HUSSAIN, Jawad; LAM, Chee Kiang; AHMAD, Zeshan. Analysis of anthropometrics and mechanomyography signals as forearm flexion, pronation and supination torque predictors. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 12, n. 1, p. 35-60, 27 set. 2022. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-022-20223-6>.

TARATA, Mihai T. Mechanomyography versus Electromyography, in monitoring the muscular fatigue. **Biomedical Engineering Online**, [S.L.], v. 2, n. 1, p. 35-60, 11 fev. 2003. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925x-2-3>.

TELES, Luan José Lopes; AIDAR, Felipe J.; MATOS, Dihogo Gama de; MARÇAL, Anderson Carlos; ALMEIDA-NETO, Paulo Francisco de; NEVES, Eduardo Borba; MOREIRA, Osvaldo Costa; RIBEIRO NETO, Frederico; GARRIDO, Nuno Domingos; VILAÇA-ALVES, José. Static and Dynamic Strength Indicators in Paralympic Power-Lifters with and without Spinal Cord Injury. **International Journal Of Environmental Research And Public Health**, [S.L.], v. 18, n. 11, p. 5907, 31 maio 2021. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ijerph18115907>.

TOMAINO, Matthew M.. Neurophysiologic and clinical outcome following medial pectoral to long thoracic nerve transfer for scapular winging: a case report. **Microsurgery**, [S.L.], v. 22, n. 6, p. 254-257, jan. 2002. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/micr.10046>.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan H. **Principles of Anatomy and Physiology**. 14. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2014. 1.264 p. ISBN 1118808436. Disponível em:

TWEEDY, S M; VANLANDEWIJCK, Y C. International Paralympic Committee position stand—background and scientific principles of classification in Paralympic sport. **British Journal Of Sports Medicine**, [S.L.], v. 45, n. 4, p. 259-269, 22 out. 2009. BMJ. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsm.2009.065060>.

TWEEDY, Sean M.; BECKMAN, Emma M.; CONNICK, Mark J.. Paralympic Classification: conceptual basis, current methods, and research update. **Pm&R**, [S.L.], v. 6, n. 8, p. 9-22, ago. 2014. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.04.013>.

UWAMAHORO, Raphael; SUNDARAJ, Kenneth; SUBRAMANIAM, Indra Devi. Assessment of muscle activity using electrical stimulation and mechanomyography: a systematic review. **Biomedical Engineering Online**, [S.L.], v. 20, n. 1, p. 35-60, 3 jan. 2021. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/s12938-020-00840-w>.

VAZ, Marco Aurélio; HERZOG, Walter. A mecanografia como técnica não-invasiva para o estudo da função muscular. **Movimento**, Porto Alegre, ano V, n. 10, p. 15-22, 1999. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/19336/000293501.pdf>.

VARA, MARIA DE FATIMA FERNANDES. Resposta mecanomiográfica de músculos extensores/flexores de tronco e pelve de pessoas com lesão medular. Tese de Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba-PR, 2022.

VELOZO, Craig; MOORHOUSE, Michael; ARDOLINO, Elizabeth; LORENZ, Doug; SUTER, Sarah; BASSO, D. Michele; BEHRMAN, Andrea L.. Validity of the Neuromuscular Recovery Scale: a measurement model approach. **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, [S.L.], v. 96, n. 8, p. 1385-1396, ago. 2015. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2015.04.004>.

WATAKABE, M.; MITA, K.; AKATAKI, K.; ITO, K.. Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions. **Medical And Biological Engineering And Computing**, [S.L.], v. 41, n. 2, p. 198-202, mar. 2003. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/bf02344888>.

WIERZBICKA, M.Margaret; WIEGNER, Allenw.. Effects of weak antagonist on fast elbow flexion movements in man. **Experimental Brain Research**, [S.L.], v. 91, n. 3, p. 35-60, nov. 1992. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/bf00227847>.

WOOLSEY, R. M.. Rehabilitation Outcome Following Spinal Cord Injury. **Archives Of Neurology**, [S.L.], v. 42, n. 2, p. 116-119, 1 fev. 1985. American Medical Association (AMA).
<http://dx.doi.org/10.1001/archneur.1985.04060020026008>.

YILDIRIM, Mustafa Aziz; ÖNEŞ, Kadriye; GÖKŞENOĞLU, Gökşen. Early term effects of robotic assisted gait training on ambulation and functional capacity in patients with spinal cord injury. **Turkish Journal Of Medical Sciences**, [S.L.], v. 49, n. 3, p. 838-843, 18 jun. 2019. The Scientific and Technological Research Council of Turkey (TUBITAK-ULAKBIM) - DIGITAL COMMONS JOURNALS.
<http://dx.doi.org/10.3906/sag-1809-7>.

ZIPSER, Carl M.; MARGETIS, Konstantinos; PEDRO, Karlo M.; CURT, Armin; FEHLINGS, Michael; SADLER, Iwan; TETREAULT, Lindsay; DAVIES, Benjamin M.; KOTTER, Mark. Increasing awareness of degenerative cervical myelopathy: a preventative cause of non-traumatic spinal cord injury. **Spinal Cord**, [S.L.], v. 59, n. 11, p. 1216-1218, 9 out. 2021. Springer Science and Business Media LLC.
<http://dx.doi.org/10.1038/s41393-021-00711-8>.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 - SCRIPT DO MATLAB PARA PROCESSAMENTO DOS SINAIS

```

clear;
m=19; %NÚMERO DE ARQUIVOS%
X1r = zeros(m,1); % Criar vetor vazio
Y1r = zeros(m,1); % Criar vetor vazio
Z1r = zeros(m,1); % Criar vetor vazio
X2r = zeros(m,1); % Criar vetor vazio
Y2r = zeros(m,1); % Criar vetor vazio
Z2r = zeros(m,1); % Criar vetor vazio

FMX1 = zeros(m,1);
FMY1 = zeros(m,1);
FMZ1 = zeros(m,1);
FMX2 = zeros(m,1);
FMY2 = zeros(m,1);
FMZ2 = zeros(m,1);

is_fft = true; % Flag para mudar análise espectral, se "true" análise da
freq, se "false" análise do tempo

for n=1:m %esse aqui era o M? OK
    nome_arq = int2str(n);
    nome_arq = strcat(nome_arq, '.edf');
    % foo = table2array (edfread ("23.07.11 19.25.51 - Cauê_EXT_DIR .edf"));
    foo = table2array (edfread (nome_arq));
    b = cell2mat(foo);
    Sinais = b(:,1:6);
    X1 = b(:,1);
    Y1 = b(:,2);
    Z1 = b(:,3);
    X2 = b(:,4);
    Y2 = b(:,5);
    Z2 = b(:,6);

    % FAZ O ESPECTRO
    Fs = 1000; % frequência de aquisição
    ordem = 10; % ordem do filtro
    cutfreq = 50; % freq de corte
    cutfreq2 = 70;
    lpFilt =
designfilt('lowpassiir','FilterOrder',ordem,'PassbandFrequency',cutfreq,'Pass
bandRipple',0.1, 'SampleRate',Fs);

    X1 = filter(lpFilt,X1);
    Y1 = filter(lpFilt,Y1);
    Z1 = filter(lpFilt,Z1);
    X2 = filter(lpFilt,X2);
    Y2 = filter(lpFilt,Y2);
    Z2 = filter(lpFilt,Z2);

```

```

%bsFilt =
designfilt('bandstopfir','FilterOrder',ordem,'CutoffFrequency1',cutfreq,'CutoffFrequency2',cutfreq2,'SampleRate',Fs);
bsFilt = designfilt('bandstopfir', ... % Response type
'FilterOrder',32, ... % Filter order
'PassbandFrequency1',56, ... % Frequency constraints
'StopbandFrequency1',58, ...
'StopbandFrequency2',61, ...
'PassbandFrequency2',63, ...
'DesignMethod','ls', ... % Design method
'PassbandWeight1',1, ... % Design method options
'StopbandWeight', 3, ...
'PassbandWeight2',5, ...
'SampleRate',Fs);

X1 = filter(bsFilt,X1);
Y1 = filter(bsFilt,Y1);
Z1 = filter(bsFilt,Z1);
X2 = filter(bsFilt,X2);
Y2 = filter(bsFilt,Y2);
Z2 = filter(bsFilt,Z2);

X1fso = X1 - mean(X1);
Y1fso = Y1 - mean(Y1);
Z1fso = Z1 - mean(Z1);
X2fso = X2 - mean(X2);
Y2fso = Y2 - mean(Y2);
Z2fso = Z2 - mean(Z2);

V01_X1 = X1fso(3001:5000); % atualizar o V## ALTERAR OS SEGUNDOS DE 3' A
5' + ALTERAR FILTRO - UMA POR VEZ
V01_Y1 = Y1fso(3001:5000); % atualizar o V##
V01_Z1 = Z1fso(3001:5000); % atualizar o V##
V01_X2 = X2fso(3001:5000); % atualizar o V##
V01_Y2 = Y2fso(3001:5000); % atualizar o V##
V01_Z2 = Z2fso(3001:5000); % atualizar o V##

X1r(n) = rms(V01_X1); % atualizar o V##
Y1r(n) = rms(V01_Y1); % atualizar o V##
Z1r(n) = rms(V01_Z1); % atualizar o V##
X2r(n) = rms(V01_X2); % atualizar o V##
Y2r(n) = rms(V01_Y2); % atualizar o V##
Z2r(n) = rms(V01_Z2); % atualizar o V##

if is_fft
    trecho = V01_X1;
    nfft = round(length(trecho));
    [Vfft fx] = pwelch(detrend(trecho), nfft, [ ], nfft,Fs);
    %F50 = medfreq(Vfft_X1, fx);
    f1 = Fs/2*linspace(0,1,(nfft)/2+1); %Linspace
    a1=(2*abs(Vfft(1:(nfft)/2+1)));
    %plot (f1,a1);
    PAXBruto=cumsum(a1)./sum(a1); %potencia acumulada
    FM_Xac_bruto=find(PAXBruto<=0.5,1,'last'); %frequencia mediana
    FMX1(n) = f1(FM_Xac_bruto);

    trecho = V01_Y1;

```



```

nfft = round(length(trecho));
[Vfft fx] = pwelch(detrend( trecho), nfft, [ ], nfft,Fs);
%F50 = medfreq(Vfft_Y1, fx);
f1 = Fs/2*linspace(0,1,(nfft)/2+1); %Linspace
a1=(2*abs(Vfft(1:(nfft)/2+1)));
%plot (f1,a1);
PAXBruto=cumsum(a1)./sum(a1); %potencia acumulada
FM_Xac_bruto=find(PAXBruto<=0.5,1,'last'); %frecuencia mediana
FMY1(n) = f1(FM_Xac_bruto);

trecho = V01_Z1;
nfft = round(length(trecho));
[Vfft fx] = pwelch(detrend( trecho), nfft, [ ], nfft,Fs);
%F50 = medfreq(Vfft_Z1, fx);
f1 = Fs/2*linspace(0,1,(nfft)/2+1); %Linspace
a1=(2*abs(Vfft(1:(nfft)/2+1)));
%plot (f1,a1);
PAXBruto=cumsum(a1)./sum(a1); %potencia acumulada
FM_Xac_bruto=find(PAXBruto<=0.5,1,'last'); %frecuencia mediana
FMZ1(n) = f1(FM_Xac_bruto);

trecho = V01_X2;
nfft = round(length(trecho));
[Vfft fx] = pwelch(detrend( trecho), nfft, [ ], nfft,Fs);
%F50 = medfreq(Vfft_X2, fx);
f1 = Fs/2*linspace(0,1,(nfft)/2+1); %Linspace
a1=(2*abs(Vfft(1:(nfft)/2+1)));
%plot (f1,a1);
PAXBruto=cumsum(a1)./sum(a1); %potencia acumulada
FM_Xac_bruto=find(PAXBruto<=0.5,1,'last'); %frecuencia mediana
FMX2(n) = f1(FM_Xac_bruto);

trecho = V01_Y2;
nfft = round(length(trecho));
[Vfft fx] = pwelch(detrend( trecho), nfft, [ ], nfft,Fs);
%F50 = medfreq(Vfft_Y2, fx);
f1 = Fs/2*linspace(0,1,(nfft)/2+1); %Linspace
a1=(2*abs(Vfft(1:(nfft)/2+1)));
%plot (f1,a1);
PAXBruto=cumsum(a1)./sum(a1); %potencia acumulada
FM_Xac_bruto=find(PAXBruto<=0.5,1,'last'); %frecuencia mediana
FMY2(n) = f1(FM_Xac_bruto);

trecho = V01_Z2;
nfft = round(length(trecho));
[Vfft fx] = pwelch(detrend( trecho), nfft, [ ], nfft,Fs);
%F50 = medfreq(Vfft_Z2, fx);
f1 = Fs/2*linspace(0,1,(nfft)/2+1); %Linspace
a1=(2*abs(Vfft(1:(nfft)/2+1)));
%plot (f1,a1);
PAXBruto=cumsum(a1)./sum(a1); %potencia acumulada
FM_Xac_bruto=find(PAXBruto<=0.5,1,'last'); %frecuencia mediana
FMZ2(n) = f1(FM_Xac_bruto);
end

```

```

        %writetable(in3,'plan.xlsx');
    end

    tam_c=6*8;
    tam_l=84;

    resultado_rms =zeros(tam_l,tam_c);
    resultado_fm =zeros(tam_l,tam_c);
    cont=1;
    linha=1;
    aux = 0;
    while cont<49
        for n=1:8:m
            resultado_rms(linha,cont)=[X1r(n+aux,1)]; %Y1r(n,1)  Z1r(n,1)
            X2r(n,1) Y2r(n,1) Z2r(n,1)] ; %X1r(n+1,1) X2r(n+1,1) Y1r(n+1,1) Y2r(n+1,1)
            Z1r(n+1,1) Z2r(n+1,1) X1r(n+2,1) X2r(n+2,1) Y1r(n+2,1) Y2r(n+2,1) Z1r(n+2,1)
            Z2r(n+2,1) X1r(n+3,1) X2r(n+3,1) Y1r(n+3,1) Y2r(n+3,1) Z1r(n+3,1) Z2r(n+3,1)
            X1r(n+4,1) X2r(n+4,1) Y1r(n+4,1) Y2r(n+4,1) Z1r(n+4,1) Z2r(n+4,1) X1r(n+5,1)
            X2r(n+5,1) Y1r(n+5,1) Y2r(n+5,1) Z1r(n+5,1) Z2r(n+5,1) X1r(n+6,1) X2r(n+6,1)
            Y1r(n+6,1) Y2r(n+6,1) Z1r(n+6,1) Z2r(n+6,1) X1r(n+7,1) X2r(n+7,1) Y1r(n+7,1)
            Y2r(n+7,1) Z1r(n+7,1) Z2r(n+7,1)];
            resultado_rms(linha,cont+1)=[Y1r(n+aux,1)];
            resultado_rms(linha,cont+2)=[Z1r(n+aux,1)];
            resultado_rms(linha,cont+3)=[X2r(n+aux,1)];
            resultado_rms(linha,cont+4)=[Y2r(n+aux,1)];
            resultado_rms(linha,cont+5)=[Z2r(n+aux,1)];
            resultado_fm(linha,cont)=[FMX1(n+aux,1)];
            resultado_fm(linha,cont+1)=[FMY1(n+aux,1)];
            resultado_fm(linha,cont+2)=[FMZ1(n+aux,1)];
            resultado_fm(linha,cont+3)=[FMX2(n+aux,1)];
            resultado_fm(linha,cont+4)=[FMY2(n+aux,1)];
            resultado_fm(linha,cont+5)=[FMZ2(n+aux,1)];
            linha = linha + 1;
        end
        linha = 1;
        aux = aux +1;
        cont = cont +6;
    end

    tabela_rms = table(resultado_rms);
    tabela_FM = table(resultado_fm);
    writetable(tabela_rms,'plan_rms_hg.xlsx','WriteMode','Replacefile',
    'WriteVariableNames',false);
    writetable(tabela_FM,'plan_fm_hg.xlsx','WriteMode','Replacefile',
    'WriteVariableNames',false);

```

APÊNDICE 2 – TCLE

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Pág. 1/2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
() Via Participante () Via Pesquisador

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar do estudo Avaliação Mecanomiográfica do Perfil de Ativação de Flexores e Extensores de Punho em Atletas de Rugby em Cadeira de Rodas, que tem como objetivo investigar a viabilidade da aplicação da MMG durante a avaliação funcional de flexores e extensores de punho. Acreditamos que esta pesquisa seja importante porque existem poucos dados sobre a relação entre os músculos flexores e extensores de punho aliados aos dados MMG de pessoas com LM. Com a utilização da MMG é possível obter o sinal de forma quantitativa, da vibração muscular no momento de contração, sendo assim, possível, averiguar a diferença entre os diferentes níveis.

PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

A sua participação no referido estudo será de avaliação fisioterapêutica por meio de testes funcionais, as coletas serão realizadas no LER (Laboratório de Engenharia de Reabilitação) da PUCPR (Pontifícia Universidade Católica do Paraná) com parceria também na ABRC (Associação Brasileira de Rugby em Cadeira de Rodas). O período de avaliação será em torno de 10 minutos, onde você será submetido a um questionário de informações, em seguida será posicionado para o procedimento de coleta.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Através deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido você está sendo alertado de que, da pesquisa a se realizar, pode esperar alguns benefícios, bem como, também que é possível que aconteçam os seguintes desconfortos ou riscos em sua participação, tais como: dor muscular no membro devido à realização do teste; aparecimento de eritema (vermelhidão) localizado ou irritação da pele (alergia) no local de fixação da fita adesiva dupla face; aumento do tônus momentaneamente; e mobilização articular excessiva. Para minimizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as seguintes medidas: os testes serão realizados por profissionais treinados o que torna a realização confiável e com mínima chance de provocar desconfortos ou riscos. Este estudo trará benefícios diretos aos voluntários como também, por extensão, à comunidade do Rugby em cadeira de rodas, em especial, os envolvidos com a classificação funcional. Os benefícios esperados diretamente ao voluntário incluem: informações pessoais sobre o grau de força muscular; melhora da autoestima e saúde psicofísica, pois o indivíduo sente-se útil ao contribuir com estudos relacionados ao seu diagnóstico; Quanto aos benefícios aos envolvidos com a classificação funcional: contribuição para uma forma de classificação quantitativa do grau de força muscular, de forma precisa e confiável; desenvolvimento de alternativas efetivas de avaliação que permite monitorar a evolução de um tratamento proposto, independentemente do profissional avaliador; fomento científico na área de pesquisa.

Caso haja alguma intercorrência, os pesquisadores se comprometem a chamar o Serviço de Atendimento Móvel de Urgência (SAMU) e acompanhar os voluntários durante a etapa de atendimento, bem como arcar com custos medicamentosos, desde que estes danos sejam causados pela pesquisa.

SIGILO E PRIVACIDADE

Nós pesquisadores garantiremos a você que sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, lhe identificar, será mantido em sigilo. Nós pesquisadores nos responsabilizaremos pela guarda e confidencialidade dos dados, bem como a não exposição de quaisquer informações em qualquer formato que possa indicar sua identidade.

AUTONOMIA

Nós lhe asseguramos assistência durante toda pesquisa, bem como garantiremos seu livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que você queira saber antes, durante e depois de sua participação. Também informamos que você pode se recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar e sem qualquer prejuízo à assistência que vem recebendo.

RUBRICA DO PARTICIPANTE DA PESQUISA

RUBRICA DO PESQUISADOR

RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO

Caso tenha qualquer despesa decorrente da participação nesta pesquisa, tais como transporte e alimentação, haverá ressarcimento dos valores gastos no dia da coleta de dados, por meio de transferência bancária. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente de sua participação no estudo, você será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

CONTATO

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Ketlin Mikaela Medeiros Santos e Elgison da Luz dos Santos e com eles você poderá manter contato pelos telefones 41 99515-9657 e 41 99673-8423.

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41) 3271-2103 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h30 ou pelo e-mail nep@pucpr.br.

DECLARAÇÃO

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido **e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Receberei uma via assinada e datada deste documento e igual a via assinada e datada que será arquivada pelo pesquisador responsável do estudo.**

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

Dados do participante da pesquisa	
Nome:	
Telefone:	
e-mail:	

São Paulo, ____ de agosto de 2023.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

USO DE IMAGEM E/OU ÁUDIO

Autorizo o uso de minha imagem e/ou do áudio (imagem da mão segurando o dinamômetro) para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a Eventos Científicos e Educativos.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

RUBRICA DO PARTICIPANTE DA PESQUISA
RUBRICA DO PESQUISADOR

APÊNDICE 3 – FICHA ANAMNESE

**DADOS VOLUNTÁRIO**

1. Nome: _____
2. Data de nascimento: _____ Idade: _____ anos
3. Celular: (____) _____
4. E-mail: _____
5. Dominância manual: Direito () Esquerdo ()
6. Dados antropométricos:
 - Altura: _____
 - Peso: _____
 - Cálculo IMC: _____
7. ASIA: _____
8. Nível de LM: _____
9. Tempo de LM: _____
10. Classe de competição no Rugby em Cadeira de Rodas: 0.5
11. Tempo de prática esportiva: _____
12. Equipe: CETEFE FEMININO
13. DADOS DINAMOMÊTRO:

MÃO DIREITA	MÃO ESQUERDA
POLEGAR:	POLEGAR:
INDICADOR:	INDICADOR:
MÉDIO:	MÉDIO:
ANELAR:	ANELAR:
MÍNIMO:	MÍNIMO:
TOTAL:	TOTAL:

APÊNDICE 4 - CONVERSÃO DOS SINAIS MECANOMIOGRÁFICOS DE mV PARA G

Os valores de MMG foram registrados em mV, conforme saída do equipamento. Para conversão desses valores para a unidade G (gravidade), conforme apresentado por Elgison Santos (2024), primeiramente deve-se cancelar o ganho de hardware do sistema (2,2x) e ajustar os valores conforme a sensibilidade do sensor de MMG (800 mV/G). Pode-se utilizar a seguinte equação:

$$MMG_{(G)} = (MMG_{res}/Ga)/S$$

Onde:

$MMG_{(G)}$: sinal de MMG em G;

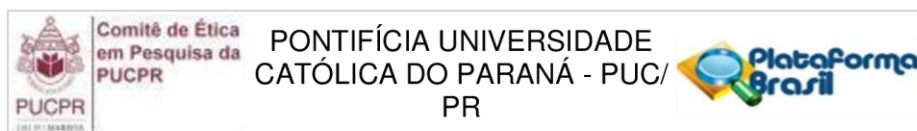
Ga: ganho de *hardware* e / ou *software* de aquisição;

S: sensibilidade do sensor.

Essa conversão é necessária para comparar os resultados obtidos com estudos que utilizam G como unidade padrão. No entanto, como os dados foram coletados originalmente em mV, a dissertação optou por manter essa unidade, preservando a fidelidade dos dados brutos.

ANEXOS

ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO MECANOMIOGRÁFICA DO PERFIL DE ATIVAÇÃO DE FLEXORES E EXTENSORES DE PUNHO EM ATLETAS DE RUGBY EM CADEIRA DE RODAS

Pesquisador: Ketlin Mikaela Medeiros Santos

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 69649423.6.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

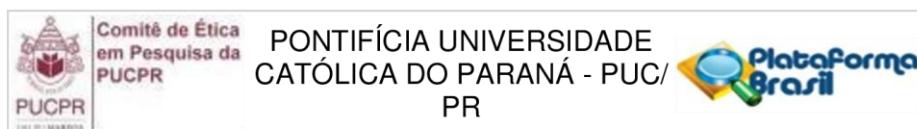
DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 6.087.583

Apresentação do Projeto:

Visando avaliar a capacidade funcional de atletas cadeirantes de Rugby, esse estudo tem como foco a avaliação de função muscular por meio da mecanomiografia (MMG) para fornecer resultados quantitativos para de atletas com lesão medular. Descritores como raiz média quadrática (RMS) e mediana da frequência (MF) dos sinais de mecanomiografia (MMG) indicarão a atividade muscular com precisão, que aliados à avaliação funcional podem resultar em uma alternativa não invasiva e mensurável da avaliação funcional. O presente estudo tem por objetivo investigar a viabilidade da MMG na classificação funcional de atletas de Rugby em cadeira de rodas, de diferentes classes, tetraplégicos, tendo em vista a subjetividade dos testes atuais e sua consequente falta de fidedignidade e confiabilidade. Para alcançar os propósitos do estudo, serão realizadas as seguintes ações: (a) levantar a classificação funcional de paratletas de Rugby em cadeiras de rodas nas seleções a nível estadual e nacional; (b) determinar mecanomiograficamente o perfil dos sinais dos músculos flexores e extensores de punho em atletas com tetraplegia praticantes de Rugby em cadeira de rodas de diferentes classes, com recrutamento de forma isolada e simultânea de ambos os grupos; (c) determinar os principais descritores de MMG dos músculos flexores e extensores de punho em atletas com tetraplegia praticantes de Rugby em cadeira de rodas de diferentes classes; (d) Correlacionar os achados MMG dos músculos flexores e extensores de punho com a classificação funcional de Rugby em Cadeira de Rodas, para promoção de uma avaliação objetiva e quantitativa.

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar, Diretoria de pesquisa
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 6.087.583

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Investigar a viabilidade da Mecanomiografia na classificação funcional de atletas de Rugby em cadeira de rodas com tetraplegia.

Objetivo Secundário: a) Levantar a classificação funcional de paratletas de Rugby de cadeiras de rodas que atuam nas seleções a nível estadual e nacional; b) Determinar mecanomiograficamente o perfil dos sinais dos músculos flexores e extensores de punho em atletas com tetraplegia praticantes de Rugby em cadeira de rodas de diferentes classes, com recrutamento de forma isolada e simultânea de ambos os grupos; c) Determinar os principais descritores de MMG dos músculos flexores e extensores de punho em atletas com tetraplegia praticantes de Rugby em cadeira de rodas de diferentes classes; d) Correlacionar os achados mecanomiográficos dos músculos flexores e extensores de punho com a classificação funcional de Rugby em Cadeira de Rodas.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

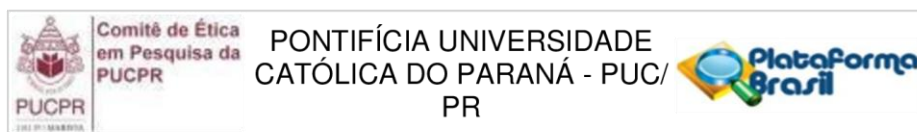
Riscos: De acordo com o protocolo da pesquisa, não são previstos riscos significativos. No entanto, é importante ressaltar que, embora improváveis, alguns desconfortos podem ocorrer, tais como dor muscular no membro devido à realização do teste, aparecimento de eritema (vermelhidão) localizado ou irritação da pele (alergia) no local de fixação da fita adesiva dupla face, aumento momentâneo do tônus muscular e articular excessiva.

Benefícios: Este estudo trará benefícios diretos aos voluntários como também, por extensão, à comunidade do paradesporto, em especial, os envolvidos com a classificação funcional. Os benefícios esperados diretamente ao voluntário incluem: informações pessoais sobre o grau de força muscular, melhora da autoestima e saúde psicofísica, pois o indivíduo sente-se útil ao contribuir com estudos relacionados ao seu diagnóstico. Quanto aos benefícios aos envolvidos com a classificação funcional: contribuição para uma forma de classificação quantitativa do grau de força muscular, de forma precisa e confiável, desenvolvimento de alternativas efetivas de avaliação que permite monitorar a evolução de um tratamento proposto independente do profissional avaliador; fomento científico na área de pesquisa

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Estudo prospectivo, não) randomizado e de caráter acadêmico, realizado para a obtenção do título de mestrado junto ao Programa de Pós-graduação em Tecnologia em Saúde da PUCPR, sem patrocinador. Será realizado na referida instituição, Curitiba, Paraná com 100 participantes. A

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar, Diretoria de pesquisa
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 6.087.583

previsão de início em agosto de 2023 e término em fevereiro de 2024.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Vide campo "conclusões ou pendências"

Recomendações:

Vide campo "conclusões ou pendências"

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não foram observados óbices de ordem ética para a execução da proposta conforme apresentada nesta segunda versão. Todas as recomendações e pedidos de esclarecimentos foram devidamente apresentados. Projeto de pesquisa aprovado em consonância com as Resoluções nºs 466/12 e 510/16/CNS.

Considerações Finais a critério do CEP:

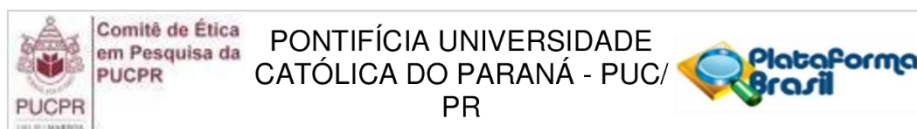
Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 466/12, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê.

Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_2138247.pdf	12/05/2023 15:32:51		Aceito
Outros	Carta_de_Autorizacao_da_Instituicao_A_BRC.pdf	12/05/2023 15:28:28	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito
Outros	Carta_de_Autorizacao_da_Instituicao_PUCPR.pdf	12/05/2023 15:27:49	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito
Outros	roteiroDeEntrevista.pdf	12/05/2023 15:26:19	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito
Outros	tcud.pdf	12/05/2023 15:24:59	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de	tcle.pdf	12/05/2023 15:23:58	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar, Diretoria de pesquisa
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 6.087.583

Ausência	tcle.pdf	12/05/2023 15:23:58	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projetoDePesquisa.pdf	12/05/2023 15:23:10	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	12/05/2023 15:21:44	Ketlin Mikaela Medeiros Santos	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 29 de Maio de 2023

Assinado por:
Ana Carla Efig
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar, Diretoria de pesquisa
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br