

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE**

**INFLUÊNCIA DA CALHA NA GERAÇÃO DE FADIGA
MUSCULAR EM ATLETAS DA BOCHA PARALÍMPICA**

GLÊNIO FERNANDES LEITE

UBERLÂNDIA

2018

GLÊNIO FERNANDES LEITE

**INFLUÊNCIA DA CALHA NA GERAÇÃO DE FADIGA
MUSCULAR EM ATLETAS DA BOCHA PARALÍMPICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de Concentração: Ciências da Saúde

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Co-Orientador: Prof. Dr. Gilmar da Cunha Sousa

UBERLÂNDIA

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

L536i
2018 Leite, Glênio Fernandes, 1979
 Influência da calha na geração de fadiga muscular em atletas da
 bocha paralímpica [recurso eletrônico] / Glênio Fernandes Leite. - 2018.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

Coorientador: Gilmar da Cunha Sousa.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.851>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Ciências médicas. 2. Atletas com deficiência. 3. Fadiga. 4.
Biomecânica. I. Araújo, Cleudmar Amaral de, (Orient.). II. Sousa,
Gilmar da Cunha, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 61

Angela Aparecida Vicentini Tzi Tziboy – CRB-6/947

Glênio Fernandes Leite

Influência da calha na geração de fadiga muscular em atletas da bocha paralímpica

Presidente da banca (orientador): Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de concentração: Ciências da Saúde.

Banca Examinadora

Titular: Prof. Dr. Wallisen Tadashi Hattori

Instituição: FAMED/Universidade Federal de Uberlândia

Titular: Prof. Dr. Márcio Peres de Souza

Instituição: FEMEC/Universidade Federal de Uberlândia

Titular: Prof. Dra. Marcia da Silva Campeão

Instituição: UFRRJ/Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro

*A todos vocês que direta ou indiretamente
contribuíram para essa conquista.*

Meu muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por iluminar e abençoar meu caminho e por mais essa conquista.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, que me conduziu nesta trajetória com muita paciência, dedicação e competência.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Gilmar da Cunha Sousa, pela excelência dos seus ensinamentos e pela bondade com que, mesmo com o fim das suas atividades acadêmicas, prontamente aceitou a tarefa de estar comigo nessa caminhada.

Ao Prof. Dr. Wallisen Tadashi Hattori pela disponibilidade, atenção e pelo auxílio com as análises estatísticas.

Aos profissionais do laboratório NHRESP: Thiago José Donegá, Márcio Peres de Souza, José Eduardo Arruda Neto, Diego Augusto, Denize Vilela Novais pelo auxílio nos testes de elaboração desta pesquisa, bem como pelo companheirismo em todas as fases do trabalho.

A meus amigos Letícia Resende Davi, Deny Gomes de Freitas e Regina Caixeta Ribeiro por todas as horas que dispensaram me incentivando e colaborando efetivamente para que fosse possível a realização do presente trabalho.

Aos atletas e auxiliares da bocha paralímpica de Uberlândia que, sem medir esforços, foram de suma importância para todas as etapas da pesquisa.

Aos amigos da Seleção Brasileira de Bocha que, nos anos de 2013 a 2016, todo o tempo me instigaram ao conhecimento

Aos meus pais, Doralice Viana Libano Leite e Ronaldo Fernandes Leite, pelas condições e apoio que foram determinantes para que eu pudesse chegar até este momento da minha vida.

À minha Chris, pelo amparo acadêmico e afetivo que a mim nunca negou, mesmo nos momentos de maiores dificuldades enfrentadas.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Medicina, através do Programa de Pós-graduação em Ciências da Saúde, pela oportunidade de realizar meu projeto.

À Faculdade de Engenharia Mecânica – UFU, pelo auxílio na execução deste projeto.

“O esporte é a feramente de inserção social mais eficaz, pois o resultado é imediato e as transformações são surpreendentes”.

Leandro Flores

RESUMO

Introdução: O atleta de bocha paralímpica, classe BC3, possui um alto grau de comprometimento motor e, por isso, utiliza uma calha para auxiliar no arremesso da bola. Para melhorar a performance do atleta da classe BC3, além do projeto da calha, é necessário entender a fadiga muscular, relacionada com o lançamento da bola durante a sua ação no jogo.

Objetivos: O objetivo do presente estudo foi avaliar o nível de fadiga muscular gerada em atletas de bocha paralímpica, classe BC3, utilizando dois tipos de equipamentos auxiliares; uma calha fabricada por manufatura aditivada e uma calha convencional.

Materiais e Métodos: A amostra da pesquisa foi composta por atletas da equipe de Bocha Paralímpica de Uberlândia. Para identificar o índice de fadiga muscular, foi utilizado o sinal eletromiográfico de quatro músculos: trapézio parte descendente direito, trapézio parte descendente esquerdo, esternocleidomastoideo direito e o esternocleidomastoideo esquerdo, a partir da frequência mediana (Fmed) e pelo valor Root Mean Square normalizado (RMSn), na mesma calha e comparando sua atividade elétrica entre as calhas. Foram analisadas três ações de lançamento do atleta: flexão, extensão e hiperextensão de pescoço com 30 arremessos de bola para cada posição, no total de 90 arremessos. Os testes foram feitos em duas etapas. A primeira foi realizada com a calha convencional do próprio atleta e a segunda utilizando a calha fabricada por manufatura aditivada. Para a normalização dos dados obtidos através do EMG, foi utilizado o pico das contrações exercidas em cada uma das coletas. Os dados obtidos pelo lançamento da bola foram analisados pelo software MiotecSuite 1.0. O teste de normalidade usado foi o de Shapiro-Wilk e a análise dos dados foi realizada pelas equações estimativas generalizadas (GEE) pelo software SPSS.

Resultados: Os valores médios da Fmed no músculo Tpde e Tpdd apresentaram resultados significativos ($p < 0,001$) na extensão de pescoço na calha fabricada por manufatura aditivada. Na calha convencional, ocorreram resultados significativos no músculo Tpde e ECMD na extensão de pescoço. Os valores médios do RMSn indicaram resultados significativos na calha convencional na hiperextensão de pescoço no músculo Tpde, Tpdd e ECME e na extensão de pescoço no músculo ECME. Quando comparados os valores médios do RMSn, entre a calha fabricada por manufatura aditivada e a calha convencional, observou-se que os valores significativos foram menores na calha naquela em grande parte das alturas, o que sugere um sinal de manifestação de fadiga precoce.

Conclusão: Considerando a configuração dos testes realizados para a avaliação do índice de fadiga em atletas de bocha, simulando a condição de treinamento, foi possível observar diferenças na ativação elétrica muscular quando da utilização da calha convencional e da calha fabricada por manufatura aditiva. A estrutura da calha pode, portanto, interferir no processo de geração de fadiga.

Palavras-chave: Bocha Paralímpica, Calha classe BC3, Biomecânica, Eletromiografia, Fadiga Muscular,

ABSTRACT

Introduction: The athlete of the Paralympic boccia class BC3 has a high degree of motor impairment and, therefore, uses a ramp to aid in the throwing of the ball. To improve the performance of the class BC3 athlete, in addition to the ramp design, it is necessary to understand the muscular fatigue, related to the throwing of the ball during its action in the game.

Objectives: The aim of the present study was to evaluate the level of muscle fatigue generated in athletes of the Paralympic boccia class BC3 using two types of assistive device; a ramp developed in 3D printer and a conventional ramp.

Material and Methods: The research sample consisted of athletes from the Paralympic boccia team from Uberlândia. To identify the muscle fatigue index, it was obtained the electromyographic signal of four muscles: right (Tpdd) and left (Tpde) descending trapezius, right (ECMD) and left (ECME) sternocleidomastoid from median frequency (MF) and normalized root mean square (RMSn) in the same ramp and comparing its electrical activity between the ramps. Three actions of athlete's throwing were analyzed: flexion, extension and hyperextension of neck with 30 ball throwings for each position with a total of 90 throwings. The tests were done in two steps. The first was performed with a conventional ramp of the athletes and the second using the new one made in 3D printer. For the normalization of the data obtained by the electromyography, the peak of the contractions exerted in each measurement was used. The data obtained by throwing the ball were analyzed by the software MiotecSuite 1.0. The normality test used was Shapiro-Wilk and the analysis of the data was performed by generalized estimating equations (GEE) by SPSS software.

Results: The mean MF in the Tpde and Tpdd muscle presented significant results ($p < 0.001$) in the neck extension in the 3D ramp. The conventional ramp presented significant results in the Tpde muscle and ECMD in the neck extension. Mean RMSn indicated significant results in the conventional ramp in the neck hyperextension of the Tpde, Tpdd and ECME muscles and in the neck extension of the ECME muscle. When comparing the mean RMSn, between the 3D ramp and the conventional ramp, it was observed that the significant values were lower in the 3D ramp in most of the heights, which suggests a signal of manifestation of early fatigue in the 3D ramp.

Conclusion: Considering the configuration of the tests performed for the evaluation of the fatigue index in athletes of the Paralympic boccia, simulating a training condition, it was observed a difference in the muscular electric activation in the use of a conventional ramp and the 3D ramp by additive manufacture. The structure of the ramp can therefore interfere with the fatigue generation process.

Keywords: Boccia Paralympic, Ramp class BC3, Biomechanics, Electromyography, muscle fatigue,

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Conjunto de kit de bocha	24
Figura 2 - Quadra de bocha adaptada	25
Figura 3 - Calha de bocha.....	30
Figura 4 - Capacete ajustável.....	30
Figura 5 - Suporte para emendas na lateral e parte de traz da cadeira	31
Figura 6 - Suporte para bolas fixado na lateral na cadeira	31
Figura 7 - Banco para os auxiliares sentarem durante o jogo.....	32
Figura 8 - Calha de PVC.....	34
Figura 9 - Calha de PVC com pequeno corte	34
Figura 10 - Calha de metal com curvatura	35
Figura 11 - Suporte metálico para apoiar a calha	35
Figura 12 - Pedestal de suporte da calha	37
Figura 13 - Emendas das calhas de bocha	37
Figura 14 - Novo dispositivo de emendas das calhas de bocha.....	38
Figura 15 - Curva braquistócrona de Bernoulli	39
Figura 16 - Característica da nova calha 3D com peças montáveis e desmontáveis	41
Figura 17 - Perfil semicircular da base da calha.....	42
Figura 18 - Sistema de fixação da base da calha	42
Figura 19 - Movimentos angulares nas articulações - flexão, extensão, hiperextensão	43
Figura 20 - Calha Convencional.....	50
Figura 21 - Calha modular fabricada por manufatura aditivada.....	50
Figura 22 - Eletromiógrafo de Superfície - Miotool 200/400	51
Figura 23 - Representação das três posições de lançamento: A- Flexão do pescoço do atleta, B- Extensão do pescoço do atleta, C- Hiperextensão do pescoço do atleta	52
Figura 24 - Representação da posição da filmadora.....	52
Figura 25 - Monitor multiparametrico PM 7000 Mindray.	53
Figura 26 - Bola de Bocha de 3 tipos: A - Macia, B – Média, C – Dura.	54
Figura 27 - Posicionamento dos eletrodos no músculo Esternocleidomastoideo Esquerdo e Direito.....	55
Figura 28 - Posicionamento dos eletrodos no músculo trapézio parte descendente esquerdo e direito.....	55
Figura 29 - Fases de posicionamento e movimento de Flexão na preparação do lançamento da bola	56
Figura 30 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por altura e fase no músculo Trapézio parte descendente esquerdo.	59
Figura 31 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por calha, altura e fase no músculo Trapézio parte descendente direito	60
Figura 32 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo esquerdo.....	61
Figura 33 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo direito	63

Figura 34 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Trapézio parte descendente esquerdo	64
Figura 35 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Trapézio parte descendente direito	66
Figura 36 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo Esquerdo	68
Figura 37 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo direito	69
Figura 38 - Frequência Cardíaca utilizando a calha convencional.....	70
Figura 39 - Frequência Cardíaca utilizando a calha 3D.	71
Figura 40 - Frequência Respiratória utilizando a calha Convencional.....	71
Figura 41 - Frequência Respiratória utilizando a calha 3D.	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características da amostra.	49
Tabela 2 - Características e propriedades médias para as bolas utilizadas nos arremessos para todos os testes.	54
Tabela 3 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para o músculo Trapézio, parte descendente esquerdo.	58
Tabela 4 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para o músculo Trapézio, parte descendente direito.	60
Tabela 5 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pela equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo esquerdo.	61
Tabela 6 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo direito.	62
Tabela 7 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Trapézio parte descendente esquerdo.	63
Tabela 8 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Trapézio parte descendente direito.	65
Tabela 9 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo Esquerdo.	66
Tabela 10 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo direito.	68

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

BC	Bocha Classificação
IPC	International Paralympic Committee
CPB	Comitê Paralímpico Brasileiro
WAD	with assistive devices
ANDE	Associação Nacional de Desporto para Deficientes
CP-ISRA	Cerebral Palsy- International Sports and Recreation Association
BISFED	Boccia International Sports Federation
EMG	Eletromiografia
APARU	Associação dos Paraplégicos de Uberlândia
CDDU	Clube Desportivo para Deficientes de Uberlândia
PCD	Pessoa com Deficiência
PC	Paralisia Cerebral
TCLE	Termos de Consentimento Livre e Esclarecido
CENESP	Centro Nacional de Excelência Esportiva
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
NH/RESP	Núcleo Habilitação / Reabilitação em Esportes Paralímpicos
ECME	Esternocleidomastoideo Esquerdo
ECMD	Esternocleidomastoideo Direito
Tpde	Trapézio parte descendente esquerdo
Tpdd	Trapézio parte descendente direito
SENIAM	Surface Electromyography Non-Invasive Assessment of Muscles
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
PLA	Ácido Polilático
FA	Fabrico Aditivo
FDM	Modelação por Extrusão de Plástico
PC	Policarbonato
CAD	Computer Aided Design
RMSn	Root Mean Square normalizado
Fmed	Frequência Mediana
Flex	Flexão
Ext	Extensão

Hiper	Hiperextensão
df	degrees of freedom
Wald x2	Wald chi-square
Sig	Significance levels
Fi	Fase inicial
Ff	Fase final
GEE	Equações de Estimativas Generalizadas

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	16
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1 Esporte Paralímpico	20
2.2 História do jogo no Brasil e no mundo	22
2.3 O Jogo de Bocha Paralímpica	23
2.4 Classificação Funcional da Bocha Paralímpica	26
2.5 Calha e Acessórios do Jogo de Bocha da Classe BC3	29
2.6 Evolução das Calhas de Bocha	33
2.7 Músculos Envolvidos no Arremesso da Bola	42
2.8 Eletromiografia	44
2.9 Fadiga Muscular.....	45
3 OBJETIVOS.....	47
3.1 Objetivo Geral.....	47
3.2 Objetivos Específicos:	47
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	48
4.1 Critérios de inclusão	48
4.2 Critérios de exclusão.....	48
4.3 Recrutamento dos participantes da pesquisa e tamanho da amostra.....	48
4.4 Equipamentos e dispositivos.....	49
4.5 Procedimentos experimentais	54
4.6 Análise Estatística.....	56
5 RESULTADOS	58
6 DISCUSSÃO	72
7 CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS	78
APÊNDICE 1 - APROVAÇÃO NO COMITÊ DE ÉTICA	82
APÊNDICE 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	83

1 INTRODUÇÃO

A Bocha Paralímpica é uma das modalidades paradesportivas mais populares e conhecidas no Brasil, principalmente, pelos resultados que atletas brasileiros vêm conquistando nos últimos anos. Nas Paralimpíadas de Londres em 2012, os atletas do Brasil conquistaram 3 medalhas de ouro: Maciel Souza, ouro na classe Boccia Classification (BC2); Dirceu Pinto, ouro na Classe BC4; e, na categoria, Pares BC4, Eliseu Santos e Dirceu Pinto conquistaram mais um ouro. Nas Paralimpíadas do Rio de Janeiro em 2016, o Brasil conquistou a medalha de prata nos pares BC4 e a medalha de ouro nos pares BC3. As pesquisas na área são fundamentais para que atletas brasileiros continuem mantendo o alto nível de desempenho, garantindo uma posição de destaque nessa modalidade esportiva para o Brasil.

Como técnico da equipe de bocha de Uberlândia há mais de 9 anos e técnico da seleção brasileira de bocha no período de 2012 a 2016, foi possível identificar os problemas que técnicos, atletas e assistentes encontram na modalidade. Existe grande dificuldade de encontrar material esportivo de qualidade para bocha paralímpica, em especial as calhas, que permita ao atleta a manutenção de um treinamento de qualidade, o que causa, muitas vezes, perda considerável do desempenho, tanto no treinamento quanto nas competições.

Tendo em vista o contato direto e constante como técnico da seleção brasileira de bocha, tornou-se urgente a busca pelas respostas científicas para as indagações referentes às melhorias de desempenho físico, técnico e tático do atleta de bocha paralímpica.

O jogo de Bocha é um esporte competitivo que pode ser jogado individualmente, em duplas ou em equipes. A partida é realizada com um conjunto de bolas, seis bolas azuis, seis bolas vermelhas e uma bola branca. A quadra possui uma superfície plana e lisa com dimensões de 12,5 x 6 m. A finalidade principal do jogo é idêntica ao do jogo de bocha convencional, ou seja, aproximar o maior número de bolas na bola-alvo (CAMPEÃO; OLIVEIRA, 2006).

O jogo apresenta sete divisões, com atletas de ambos os sexos. Os jogos individuais são divididos nas classes BC1, BC2, BC3 e BC4. No jogo individual, a partida consiste em quatro parciais, cada uma com tempo distinto. Na classe BC1 com tempo de 5 minutos classe BC2 e BC4 com tempo de 4 minutos e a classe BC3, o tempo é de 6 minutos por parcial. Cada atleta tem duas parciais, com o controle da Jack (Bola Alvo), alternando entre os atletas. O atleta possui seis bolas de cada cor (vermelha e azul). O atleta com as bolas vermelhas ocupará o Box de lançamento 3, e o atleta com bolas azuis ocupará o Box de lançamento 4 (BISFED, 2017).

A Classe BC1 é composta por atletas paralisados cerebrais diagnosticados com tetraplegia espástica, atetósica ou que apresentem um quadro misto, incluindo aqueles com ataxia grave. A classe BC2 engloba atletas com comprometimento nos quatro membros; espasticidade ASAS Grau 2-3 com ou sem atetose; alguma limitação na amplitude funcional de movimento devido à fraqueza ou espasticidade ou falta de controle que afete os membros superiores e o tronco (PICULLI, 2016). A Classe BC4 inclui atletas em cadeira de rodas com disfunção motora severa nos quatro membros de origem não cerebral, como por exemplo, atletas que não apresentam espasticidade, atetose ou ataxia que podem arremessar a bola consistentemente além da linha V da quadra de Bocha com direção e velocidade suficiente para jogar (ANDE, 2009).

Os jogadores da classe BC3 são aqueles que não têm controle de tronco e apresentam, ainda, uma função motora significativamente limitada nos membros superiores e inferiores por uma lesão cerebral ou não cerebral (SANTOS, 2014). O atleta é incapaz de liberar e impulsionar a bola consistentemente no campo de jogo e não tem sustentação e/ou liberação funcional ou é incapaz de propulsionar a bola com os pés no campo de jogo (BISFED, 2017). Por este motivo, nesta classe, é utilizado um dispositivo denominado calha para auxiliar no lançamento das bolas.

Todas as ações que o atleta da classe BC3 precisa realizar durante o jogo têm o auxílio de um assistente. A interação entre atleta e assistente é extremamente importante e envolve os movimentos realizados durante todo o processo do jogo. O êxito do atleta durante o jogo está na interação atleta/calheiro. O calheiro precisa ter uma sintonia com o atleta para garantir a melhor performance de ambos, pois, sua função é ajustar ou estabilizar a cadeira de rodas, movimentar a calha, obrigatoriamente, antes e depois do lançamento, posicionar e segurar a calha no espaço de jogo, posicionar a bola na calha e aguardar a jogada; tudo sem que haja comunicação verbal com o atleta.

A pesquisa tem como base os atletas da classe BC3, em que é necessária uma interação do atleta com a calha e as bolas, com a finalidade de atingir uma alta precisão nos arremessos (DOMÉNECH; DOMENECH; CEBRIAN, 1987). No jogo, o atleta necessita planejar e executar o arremesso com extrema precisão, posicionando a calha em contato com o solo ou com a elevação da borda distal, no intuito de aproximar sua bola ao máximo da bola-alvo (DICKSON; FUSS; WONG, 2010). Além do processo de orientação da calha, a altura adequada associada ao tipo da bola permite imprimir uma maior ou menor velocidade segundo as necessidades de uma jogada previamente definida pelo atleta.

Em geral, as calhas convencionais são produzidas com curvas adaptadas, de forma artesanal, sem projeto específico ou estudo científico, através de cópias de dispositivos pré-existentes. Tais calhas possuem superfície de descida reta e são feitas de madeira ou acrílico, as laterais de madeira com distância entre as laterais de 9 a 10 centímetros.

As calhas convencionais possuem emendas em formato retangular e com largura maior que o diâmetro das bolas, o que gera oscilações durante a descida na rampa, ocasionando perda de energia, além da possibilidade de aumento da dispersão na saída da bola podendo influenciar o seu direcionamento. Portanto, as calhas precisam ser fáceis de manusear, leves, mas ao mesmo tempo, rígidas para evitar oscilações e a perda da eficiência no jogo. As calhas também precisam ser planejadas de modo a evitar um gasto de energia do atleta e do calheiro, que pode gerar fadigas musculares em função dos diferentes movimentos associados com o jogo, além dos aspectos de estresse psicológicos inerentes da própria disputa. Todos estes fatores podem comprometer o desempenho do atleta e do calheiro e influenciar os resultados finais. Um treinamento físico adequado deve levar em consideração estes efeitos de fadiga, visando dar maior condicionamento para o atleta durante diferentes situações que podem ocorrer naturalmente em uma partida de bocha paralímpica.

A literatura é escassa no assunto, porém, é importante avaliar a influência dos possíveis movimentos dos atletas, durante diferentes possibilidades de lançamentos visando entender o efeito de uma possível geração de fadiga muscular, principalmente, porque estes atletas impulsionam a bola com o auxílio da cabeça, da boca ou de um capacete. Além disso, diferentes tipos de calha poderiam gerar processos de fadiga muscular nos atletas. Estas análises permitirão definir protocolos de treinamento otimizados e uma preparação física adequada, visando entender a influência da calha associada às estratégias do jogo de bocha na geração da fadiga muscular. Neste caso, o uso de uma calha apropriada que gere um mínimo efeito de fadiga muscular auxilia os atletas, indiretamente, de forma que possam manter o seu desempenho físico, técnico e tático.

A fadiga muscular é definida como a redução da produção de potência muscular que ocasiona uma diminuição, tanto da geração de força como da velocidade de encurtamento do músculo (POWERS; HOWLEY, 2014). A fadiga é utilizada para descrever uma diminuição no desempenho muscular diante de um esforço contínuo, juntamente com sensações gerais de cansaço. É a incapacidade de manter o nível de potência necessário para manter o trabalho muscular em determinada intensidade (WILMORE; COSTILL; KENNEDY, 2013).

O sinal eletromiográfico é utilizado para avaliar o padrão de movimento e a eficiência muscular. No estado fadigado, diferenças na atividade de EMG (eletromiografia) são correlacionadas com a intensidade da carga imposta no movimento, permitindo assim determinar o limiar de fadiga eletromiográfico (BASMAJIAN; LUCA, 1985) e, como tal, será utilizado na presente pesquisa.

A quantidade de estudos científicos existentes sobre a modalidade de Bocha Paralímpica é reduzida e, conseqüentemente, a informação disponível sobre avaliação da performance é escassa. Nesse sentido, é importante uma análise da fadiga muscular do atleta gerada por possíveis movimentos associados com situações de jogo, em especial na Classe BC3, uma vez que, existe a utilização de uma calha como elemento auxiliar.

O objetivo do presente estudo é avaliar o nível da fadiga muscular gerada em atletas praticantes da bocha paralímpica, classe BC3, utilizando dois tipos de calha; uma calha fabricada manufatura aditivada e uma calha convencional. Os sinais de ativação muscular dos músculos trapézio descendente esquerdo, trapézio descendente direito, esternocleidomastoideo esquerdo e o esternocleidomastoideo direito serão avaliados durante simulação dos movimentos de lançamento de três tipos de bolas, com a identificação da calha mais funcional. Os valores de ativação destes músculos, considerando a frequência mediana e o valor Root Mean Square (RMS), serão utilizados como referência para identificar os efeitos da fadiga muscular.

Os resultados encontrados serão importantes para alertar os profissionais da área sobre os possíveis níveis de fadiga muscular gerados na musculatura, associados com situações do jogo da bocha paralímpica na classe BC3 e, paralelamente, avaliar os possíveis efeitos associados com o tipo de equipamento de auxílio. Indiretamente, será possível avaliar se uma calha de menor peso, modular, obtida via manufatura aditiva (Impressão 3D) poderia minimizar os efeitos de fadiga muscular. Os resultados poderão, ainda, direcionar treinamentos específicos e dedicados à redução dos níveis de fadiga muscular, aumentando a eficiência durante o jogo e melhorando o condicionamento físico e, conseqüentemente, a qualidade de vida dos atletas.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Esporte Paralímpico

Em 29 de julho de 1948, dia da Cerimônia de Abertura dos Jogos Olímpicos de Londres de 1948, o Dr. Guttmann organizou a primeira competição para atletas de cadeiras de rodas, que ele chamou de Stoke Mandeville Games, um marco na história dos Jogos Paralímpicos (IPC, 2017).

Os primeiros Jogos Paralímpicos ocorrem em Roma, no ano de 1960 – mesmo ano em que os italianos sediaram os jogos da XVII Olimpíada. A esses primeiros jogos compareceram 400 atletas de 23 países. A partir daí, as Olimpíadas e os Jogos Paralímpicos vêm sendo realizados paralelamente e, sempre que possível acontecem na mesma cidade (WINNICK, 2004).

Em 22 de setembro de 1989, o Comitê Paraolímpico Internacional (IPC) foi fundado como uma organização internacional sem fins lucrativos em Dusseldorf, Alemanha, para atuar como órgão governamental global do Movimento Paraolímpico.

Como entidade máxima do movimento paraolímpico mundial, o IPC é responsável pela organização e execução dos Jogos Paraolímpicos de verão e de inverno, das competições multi-deficiências, como os campeonatos mundiais, e por projetos de fomento desenvolvidos ao redor do mundo (SENATORE, 2006).

Os Jogos Paralímpicos – que começam como um evento com fortes implicações sociais e fins terapêuticos – tornaram-se o evento esportivo mais importante para os portadores de deficiência. A cada quatro anos, a participação de atletas de elite nos Jogos Paralímpicos é uma prova do processo alcançado em termo de qualidade e competitividade atlética. Os records quebrados e as marcas alcançadas, bem como o aumento da atenção internacional, demonstram com clareza o grande sucesso desses jogos (WINNICK, 2004).

O esporte para deficiente físico, no Brasil, teve seu início oficial em 1958, mas, apenas a partir da década de 80, é que se observa o desenvolvimento de pesquisa sobre o assunto (FREITAS; CIDADE, 1997).

Por iniciativa de dois homens, Sérgio Serafim Del Grande e Robson Sampaio de Almeida, o desporto passou a ser praticado por portadores de deficiências no Brasil. Este movimento vai se fortalecendo e passa a buscar contatos internacionais a partir de 1969, quando é formada a

primeira Seleção para participar dos 2º Jogos Pan-americanos realizados em Buenos Aires (ARAÚJO, 1998).

O esporte para pessoas com deficiência tem crescido nos últimos anos, não só pela exposição na mídia do esporte-espetáculo, mas também pela aparente maior valorização da pessoa com deficiência, que carregava (e ainda carrega) certo estigma, por ser considerada como alguém incapaz ou fora dos padrões culturalmente criados de normalidade (CRUZ, 2003).

Para Teodoro (2006), uma questão interessante é que, quando a pessoa com deficiência começa a ter sucesso no esporte, a sociedade reconhece que, além de atleta, o indivíduo passa a ser cidadão representante da instituição a que pertence (clube, cidade, estado e país), tornando-se motivo de orgulho para todos.

A falta de atletas no esporte adaptado pode resultar na extinção de modalidades esportivas. No entanto, a divulgação da prática esportiva adaptada é de grande importância para que as pessoas com deficiência conheçam as possibilidades do esporte adaptado, sendo estimuladas a ingressarem no esporte de alto rendimento, contribuindo para que algumas modalidades não sejam extintas (TEODORO, 2006).

Segundo Brazuna e Castro (2001), o indivíduo portador de deficiência é encorajado a engajar-se no esporte por causa das necessidades terapêuticas e consequências sociais positivas. Devido à rápida ascensão para o esporte de elite, muitos atletas experimentam um envolvimento intenso de longo prazo e, em geral, suas opções de vida resumem-se no ambiente esportivo.

A consolidação do esporte paralímpico no cenário nacional e internacional tem sido uma das metas do Comitê Paralímpico Brasileiro (CPB). Nesse sentido, é possível citar programas de suporte aos atletas, como o Projeto Ouro ou Programa de Seleções Permanentes. Existem também programas de formação de atletas como as Paralimpíadas Escolares e o Projeto Clube Escolar Paralímpico (PARSONS; WINCKLER, 2012).

As Olimpíadas e Paralimpíadas do Rio de Janeiro 2016, realizadas no Brasil, alavancaram o desenvolvimento das atividades voltadas ao paradesporto. O governo investiu na área esportiva, valorizando os atletas com auxílio de bolsas e fomentando as pesquisas científicas voltadas ao alto rendimento para maximizar os resultados já alcançados nas Paralimpíadas de Londres em 2012. Na esteira de crescimento do paradesporto, há esportes que se destacam e, exemplo claro desse destaque, com crescimento ascendente no Brasil, é a Bocha Paralímpica.

2.2 História do jogo no Brasil e no mundo

Existem muitas versões históricas relacionadas à origem do jogo tradicional de bocha. Mas a de maior referência é a de que seja uma adaptação para quadra fechada do jogo italiano de boliche em grama. Também praticado na Grécia Clássica, no início apenas como passatempo e que a aristocracia italiana introduziu na Corte Florentina no século XVI. Encontram-se também referências que estabelecem uma analogia com um jogo Francês (Pentaque) que começou a ser desenvolvido e praticado em 1910 no Balneário La Ciotat, próximo à Marselha (CAMPEAO, 2002).

No século XX, esta modalidade aparece inicialmente ligada aos países nórdicos, onde tem uma expressão muito acentuada, como um desporto para todos, especialmente na Dinamarca, onde a participação é digna de nota por parte da terceira idade e da população deficiente. Na década de 80 e 90, a moderna versão do Boccia, aquela definida pelos regulamentos da Cerebral Palsy-International Sport & Recreation Association, tem sido desenvolvida como um desporto para cidadãos portadores de deficiências mais severas (SANTOS, 2008).

A Bocha assume um caráter competitivo internacional em 1982, quando foi realizado o Campeonato do Mundo na Dinamarca, tornando-se modalidade paraolímpica em Nova Iorque em 1984, afirmando-se como o único desporto paralímpico em que todas as provas são mistas, e o único desporto para as classes 1 e 2 da Paralisia Cerebral. A partir de 1984, a modalidade entra num período de fértil desenvolvimento, visto que entre os jogos paraolímpicos de Seul (1988) e os de Barcelona (1992) ocorreu o primeiro ciclo de 4 anos com provas importantes, ou seja, Campeonatos Continentais, Campeonato do Mundo e Taça do Mundo (VALENTE, 2005).

Em 1990, na cidade de Assen na Holanda foi realizado o campeonato mundial de Bocha e introduziu a nova classe, C1 WAD (com dispositivos auxiliares), classe BC3. A classe BC3 foi incluída pela primeira vez nos Jogos Paralímpicos de Atlanta realizada nos USA em 1996. O início da classe BC4 nas competições pares e individual foi inserida nos Jogos Paralímpicos realizados em Atenas na Grécia em 2004 (VIEGAS, 2012).

De acordo com Viegas (2012) nos Jogos Paraolímpicos de Nova York em 1984, existiam mais de 60 países que jogavam Bocha em 4 regiões de competição: Américas, Ásia e Pacífico Sul, Europa e África.

Atualmente, o sistema de competição é composto pelos seguintes tipos de eventos: campeonatos mundiais, jogos paralímpicos, campeonatos regionais, aberto mundial e aberto regional.

A Associação Nacional de Desporto para Deficientes (ANDE) foi a primeira associação de dirigentes do desporto para pessoa com deficiência a se organizar em nível nacional, fundada em 1975, com a proposta de responder pelo Desporto Adaptado brasileiro, conforme seu estatuto. A ANDE tem como filiadas as instituições que desenvolvem o desporto para pessoas com paralisia cerebral e *Les Autres* (outras deficiências físicas). Mantém-se filiada ao Comitê Paraolímpico Brasileiro (CPB). Internacionalmente, é filiada à Cerebral Palsy- International Sports and Recreation Association (CP-ISRA), órgão máximo de direção do desporto para Paralisados Cerebrais e *Les Autres* (ARAÚJO, 1998). A ANDE é quem administra e organiza as competições oficiais da Bocha, tanto em nível nacional quanto internacional (CAMPEAO; VIEIRA, 2012).

No Brasil, o jogo de Bocha ficou conhecido a partir de 1995, quando dois atletas, inscritos para o atletismo nos Jogos Panamericanos de Mar Del Plata, aceitaram participar, de improviso, da competição de Bocha, visando a aprendizagem para posterior implantação da modalidade. Eles obtiveram o 1º lugar em duas categorias. (CAMPEAO; VIEIRA, 2012).

As competições realizadas no Brasil seguem um calendário de campeonatos. Os campeonatos regionais são divididos em seis áreas: Região Sul, Região Sudeste, Região Leste, Região Centro-Oeste, Região Nordeste e Região Norte. Nos regionais, a disputa é na categoria individual com as quatro classes. Classificam-se os três primeiros de cada classe dos campeonatos regionais, que são classificados, então, para participar do campeonato Brasileiro Individual. O calendário conta, ainda, com os jogos paralímpicos universitários, os jogos escolares e o campeonato brasileiro de pares e equipes.

2.3 O Jogo de Bocha Paralímpica

O Bocha é um jogo onde predominam as habilidades técnicas e as capacidades táticas sobre as físicas, sendo assim, um jogo estratégico e tático. É um jogo altamente estratégico de grande rigor técnico, onde a capacidade cognitiva, a habilidade e a precisão dos movimentos constituem a sua marca de referência (MARTA, 1998).

Trata-se de uma modalidade que exige precisão de ações apelando a uma focalização dos níveis de atenção e de concentração, de um controle adequado das capacidades perceptivo-motoras, especialmente ao nível de coordenação viso-motora. É extremamente importante a capacidade cognitiva do atleta nas questões estratégicas do jogo (VALENTE, 2003).

O jogo de bocha é bastante estético e consegue provocar no público que o assiste sentimentos diversos que se misturam com a incredulidade e a confirmação de que a superação dos limites está se concretizando diante de seus olhos, atentos a cada jogada que é executada (JERÔNIMO, 2006).

Para Campeão e Vieira (2012), a Bocha é uma atividade na qual, pessoas com grau de deficiência motora severa podem participar e desenvolver um elevado nível de habilidade motora. O jogo permite o uso das mãos, dos pés ou de instrumentos e auxílio para atletas com grande comprometimento nos membros superiores e inferiores. O jogo pode ser facilmente adaptado para permitir que jogadores com limitação funcional usem dispositivos auxiliares, tais como rampas ou calhas e capacetes com ponteira.

No início, era voltado apenas para pessoas com paralisia cerebral, com um severo grau de comprometimento motor (os quatro membros afetados e o uso de cadeira de rodas). Atualmente, pessoas com outras deficiências também podem competir, desde que inseridas em classe específica e que apresentem também o mesmo grau de deficiência exigida e comprovada. Exemplo: Distrofia Muscular Progressiva, Acidente Vascular Cerebral, ou dano cerebral com função motora progressiva (CAMPEAO, 2002).

A partida é realizada com um conjunto de bolas de Bocha que consiste em seis bolas azuis, seis bolas vermelhas e uma bola branca, em uma quadra especialmente marcada de superfície plana e lisa (Figura 1). A sua finalidade principal é a mesma do Bocha convencional, ou seja, encostar o maior número de bolas na bola-alvo (CAMPEÃO; OLIVEIRA, 2006).

As bolas possuem peso de 275 gr. +/- 12 gr com circunferência variável entre: 270 mm +/- 8mm.

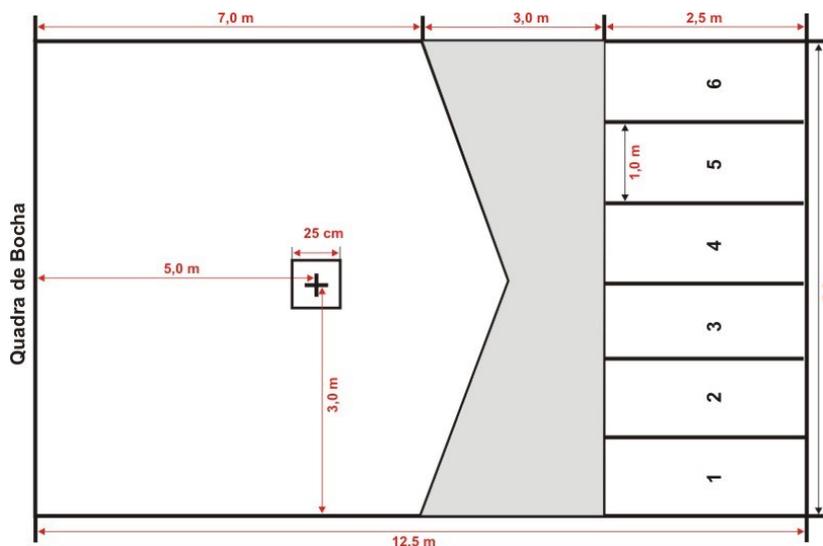
Figura 1 - Conjunto de kit de bocha



Fonte: próprio autor

As dimensões da quadra são de 12,5 x 6 metros, com a área de lançamento dividida em seis casas de lançamento. Todas as medidas das linhas limítrofes são feitas da parte interna da linha. A linha de lançamento e a linha V serão posicionadas dentro da área não válida para a Jack (bola-alvo). O tamanho de dentro do quadrado alvo é de 25 x 25 cm (Figura 2) (BISFED, 2017).

Figura 2 - Quadra de bocha adaptada



Fonte: Próprio autor

A bocha apresenta sete divisões de jogos. Cada divisão é jogada por atletas de ambos os sexos. A divisão individual apresenta a classe BC1, BC2, BC3 e BC4. A divisão dos pares temos os pares BC3 e pares BC4 e a divisão de equipes que são compostas por atleta da classe BC1 e BC2.

Na divisão individual, a partida consiste em quatro (4) parciais. Cada atleta tem duas parciais com o controle da bola alvo alternando entre os atletas. O atleta possui seis (6) bolas de cor. O atleta com as bolas vermelhas ocupará a casa de lançamento 3, e o atleta com bolas azuis ocupará a casa 4 (BISFED, 2017).

Nos jogos de Pares BC3 e BC4 pode ter um suplente. A partida consiste em quatro (4) parciais. Cada atleta começa um parcial com o controle da bola alvo, passando em ordem numérica da casa de lançamento 2 a 5. Os atletas possuem três bolas de cor cada. Os atletas com bolas vermelhas ocupam as casas de lançamento 2 e 4, e os atletas com bolas azuis ocuparam as casas de lançamento 3 e 5 (BISFED, 2017).

No jogo de equipe deve jogar a partida com três atletas e deve incluir pelo menos um atleta BC1 em quadra a todo momento. Cada equipe pode ter um assistente desportivo. A equipe pode incluir dois suplentes. Quando há dois suplentes, a equipe deve incluir pelo menos dois atletas BC1. A partida consiste em seis (6) parciais. Cada atleta começa um parcial com o controle da bola alvo, passando em ordem numérica da casa de lançamento 1 a 6. Cada atleta possui duas bolas de cor. Os atletas com bolas vermelhas ocupam as casas de lançamento 1, 3 e 5 e os atletas com bolas azuis ocupam as casas de lançamento 2, 4 e 6 (BISFED, 2017).

2.4 Classificação Funcional da Bocha Paralímpica

A classificação refere-se ao processo em curso, pelo qual os atletas são avaliados para determinar o impacto de sua deficiência física no desempenho esportivo e para garantir equidade para todos os atletas dentro do esporte. O objetivo da classificação é garantir que o sucesso esportivo seja o resultado do treinamento do atleta, nível de habilidade, talento e experiência competitiva em vez de seu grau de comprometimento (BISFED, 2013).

Todo atleta que queira competir em um evento ou competição de bocha terá a si atribuído um status de classe esportiva de acordo com as Regras de classificação da BISFed. Os atletas serão avaliados individualmente e uma classe desportiva lhe será atribuída. (BISFED, 2013).

A bocha paralímpica é dividida em quatro classes distintas, BC1, BC2, BC3 e BC4. A suas numerações referem-se a um determinado grau de comprometimento motor.

Na Classe BC1, os atletas paralisados cerebrais que são diagnosticados com tetraplegia espástica, atetósica ou que apresentam um quadro misto, incluindo aqueles com ataxia grave. (PICULLI, 2016). Os jogadores da classe BC1 são reconhecidos por apresentarem limitações graves que afetam o tronco, membros superiores e inferiores devido a deficiências de coordenação motora. Alguns jogadores desta classe que apresentem alguma coordenação motora de membros inferiores podem optar por arremessar a bola com o pé (CAMPEAO, 2002).

Os atletas da classe BC1 apresentam paralisia cerebral com disfunção motora que afeta todo o corpo, não são capazes de impulsionar a cadeira de rodas manualmente, tem dificuldades de alterar a posição de sentar-se, usam o tronco em movimentos de cabeça e braços, tem dificuldades em movimentos de segurar e largar e não tem uso das funções das pernas (CAMPEÃO; OLIVEIRA, 2006).

As características do atleta BC1 englobam grave comprometimento nos quatro membros; espasticidade ASAS Grau 3-4 com ou sem atetose; alcance funcional limitado de movimento e/ou força funcional limitada em todas as extremidades e tronco. O atleta pode ainda apresentar-se com atetose severa ou distonia com limitada força funcional e controle da força ou com ataxia severa, que implica em limitação na coordenação e nas habilidades de segurar e soltar. Pode ser dependente de uma cadeira de rodas motorizada ou necessitar assistência para a mobilidade diária quando fizer uso de cadeira de rodas manual. Considera-se nesta classificação que os atletas com atetose podem jogar a partir de uma cadeira de rodas manual, muitas vezes usando seus membros inferiores para propulsão da cadeira de rodas (PICULLI, 2016).

Na Classe BC 2 os jogadores são reconhecidos por terem um melhor controle de tronco e função dos membros superiores do que os jogadores da classe BC1 e BC3. As habilidades dos membros superiores da classe BC2 muitas vezes lhes permitem jogar a bola com a palma da mão virada para cima ou para baixo com uma variedade de formas de apreensão (CAMPEAO, 2002).

As características do atleta BC2 englobam comprometimento nos quatro membros; espasticidade ASAS Grau 2-3 com ou sem atetose; alguma limitação na amplitude funcional de movimento devido à fraqueza ou espasticidade ou falta de controle que afete os membros superiores e o tronco. Para a mobilidade diária, os atletas são capazes de usar cadeiras de roda manual ou motorizada, podendo ainda apresentar um andar curto para distâncias moderadas (PICULLI, 2016).

Os atletas da classe BC2 apresentam paralisia cerebral com disfunção motora que afeta todo o corpo, tem controle do tronco, mas envolvendo movimento dos membros; tem dificuldades em movimentos isolados e regulares dos ombros; capaz de afastar dedos e polegar, mas não rapidamente; é capaz de deslocar a cadeira de rodas com as mãos ou os pés; ser capaz de ficar de pé / andar de forma muito instável (CAMPEÃO; OLIVEIRA, 2006).

Na Classe BC 3 estão os atletas que não se encaixam no perfil físico de um atleta BC1 ou BC4 e não conseguem segurar ou jogar a bola. O atleta é incapaz de liberar e impulsionar a bola consistentemente no campo de jogo (até a cruz +); devem demonstrar que são incapazes de segurar a bola e não têm sustentação e/ou liberação funcional ou incapazes de propulsar a bola com os pés no campo de jogo (BISFED, 2017).

O estudo tem como foco os atletas da classe BC3. Os atletas da classe BC3 usam um dispositivo auxiliar (calha) para impulsionar a bola para o campo de jogo com a ajuda de um assistente. Os atletas podem usar uma variedade de métodos para liberar a bola na calha, o que

pode incluir uma ponteira de cabeça, dispositivo de boca ou a mão, dedo para segurar a bola na posição na calha e liberar a bola (BISFED, 2017).

O atleta que não consegue segurar e/ou arremessar a bola consistentemente além da linha V da quadra de Bocha, pode utilizar um sistema de ajuda (calha), e, portanto, pode ser alocado na classe funcional BC3 (ANDE, 2009).

Os jogadores da classe BC3 são aqueles que não têm controle de tronco e apresentam, ainda, uma função motora significativamente limitada nos membros superiores e inferiores por uma lesão cerebral ou não cerebral. Os jogadores desta classe são auxiliados por um assistente conhecido como Calheiro e podem, ainda, necessitar de dispositivos fixados na cabeça ou colocados na boca para impulsionar a bola por não conseguirem realizar uma efetiva apreensão da bola a ser arremessada. Devido a este acometimento, os jogadores da classe BC3 necessitam de uma calha para arremessar a bola (SANTOS, 2014).

A Classe BC 4 inclui atletas em cadeira de rodas com disfunção motora severa nos quatro membros de origem não cerebral (por exemplo, não apresentam espasticidade, atetose ou ataxia) que podem arremessar a bola consistentemente além da linha V da quadra de Bocha com direção e velocidade suficiente para jogar (ANDE, 2009).

Atletas com as seguintes características (diagnósticos) podem ser elegíveis para esta classe funcional: Miopatias com força máxima menor que 3 a 5 nos ombros e incapaz de elevar o cotovelo acima do nível do ombro ao arremessar; Lesão medular, tetraplégica completa ou incompleta incapaz de propulsar a bola e incapaz de elevar o cotovelo acima do nível do ombro ao arremessar; Espinha bífida combinada com comprometimento nos membros inferiores como os descritos acima; Outras condições tais como, distrofia muscular, esclerose múltipla ou doenças neuro-motoras que resultem em diminuição da força e/ou coordenação (ANDE, 2009).

Atletas que se encaixam no perfil físico de um atleta BC4 são incapazes de segurar a bola e não têm controle de sustentação e / ou liberação funcional e são incapazes de lançar consistentemente uma bola de bocha, mas têm função de membro inferior suficiente para impulsionar consistentemente a bola com o pé no campo de jogo com direção e velocidade suficientes (BISFED, 2017).

2.5 Calha e Acessórios do Jogo de Bocha da Classe BC3

Devido à severa incapacidade, os jogadores da Classe BC3 confiam seu desempenho esportivo na interação entre a calha e as bolas com a finalidade de atingir uma alta precisão nos arremessos. Diversas características das calhas (curvatura, inclinação, material, tamanho), das bolas (consistência, materiais) e dos atletas (diagnóstico, incapacidade, modo de arremesso) podem influenciar na distância e reprodutibilidade dos arremessos (DOMÉNECH; DOMENECH; CEBRIAN, 1987).

No jogo, o atleta necessita de arremessar com extrema precisão, posicionando a calha em contato com o solo ou com a elevação da borda distal, no intuito de aproximar sua bola ao máximo da bola-alvo. Estudos têm demonstrado que a altura da saída da bola na extremidade da calha é um dos fatores que influenciam na distância final do arremesso das bolas (DICKSON; FUSS; WONG, 2010).

As calhas e rampas são utilizadas por jogadores com maior comprometimento motor, variam de atleta para atleta, de acordo com a parte funcional do corpo que permite o lançamento ou a propulsão da bola. Varia de tamanho e modelo, assim como o tipo de material (CAMPEÃO; OLIVEIRA, 2006).

As calhas usadas pelos jogadores da classe BC3 são confeccionadas com diferentes curvaturas e materiais, como plástico, acrílico, madeira ou uma combinação deles. A principal função da calha é de permitir o livre movimento da bola e um rolamento de forma linear. As calhas possuem uma rampa, que é constituída de uma borda proximal, onde é posicionada a bola para o arremesso, um corpo com abas laterais e uma borda distal onde acontece a saída da bola. Uma base regulável apoia a rampa no chão (Figura 3). As calhas devem possuir tamanho reduzido e quando montada com a base, anexos e extensões não podem ultrapassar a medida de 2,5 por 1 metros (BISFED, 2013).

Com a evolução e desenvolvimento da bocha paralímpica, surgiram novos materiais e equipamentos que melhoram a performance do atleta, tanto na parte da calha quanto nos instrumentos que auxiliam o atleta na prática do esporte.

As ponteiros e capacetes utilizados pelos atletas da classe BC3 são equipamentos que auxiliam os atletas a soltar ou tocar a bola para o rolamento na calha. Atualmente, as regras permitem que esses instrumentos não possuam limite de comprimento e possam ser desenvolvidos com qualquer material (Figura 4).

Figura 3 - Calha de bocha



Fonte: Próprio autor

Figura 4 - Capacete ajustável



Fonte: Próprio autor

Os suportes para acomodar as emendas são feitos de diferentes materiais e podem ser afixados na cadeira do atleta ou na própria área do box de jogo. O objetivo do suporte é deixar o box livre para melhor deslocamento da cadeira, dando maior agilidade em menor tempo para o atleta (Figura 5).

Figura 5 - Suporte para emendas na lateral e parte de traz da cadeira



Fonte: Próprio autor

Outro equipamento desenvolvido para melhorar a mobilidade no box e deixa-lo livre para movimentação do atleta, é um depósito para as bolas, a fim de que permaneçam organizadas e não se espalhem pelo chão. Esses dispositivos são feitos com diferentes materiais e podem ser fixados na cadeira de rodas, no banco do calheiro ou no chão do box (Figura 6).

Figura 6 - Suporte para bolas fixado na lateral na cadeira



Fonte: Próprio autor

O banco para o auxiliar foram outra novidade que melhorou sua ação durante as competições. Antes o auxiliar deveria ficar em pé ou ficava agachado sem nenhum conforto. Os bancos são feitos de diferentes matérias, tamanhos e estruturas de acordo com as necessidades de cada auxiliar. Ultimamente são feitos bancos que apresentam o suporte para as bolas e ficam na parte inferior do banco (Figura 7).

Figura 7 - Banco para os auxiliares sentarem durante o jogo



Fonte: Próprio autor

Crítérios e regras para as calhas. O material utilizado em qualquer modalidade esportiva tem que estar adequado às regras que lhe são próprias. A bocha passa pela mesma situação com as calhas e outros equipamentos, que devem obedecer a parâmetros que garantam um jogo imparcial para todos os competidores.

O manual da BISFed (2017) é o documento que orienta a construção das calhas para o jogo de bocha. As principais regras para a construção da calha ali contidas são descritas a seguir:

- A calha, quando posicionada de lado, deve estar dentro de uma área medindo 2.5 x 1m. Calhas, incluindo quaisquer peças, extensões e bases, devem ser colocadas em sua extensão máxima durante a medição;

- A calha não deve conter qualquer dispositivo mecânico que ajude na propulsão, acelere ou desacelere a bola; ou ajude na orientação da calha (como raios *lasers*, níveis de bolha de ar, freios, miras, etc.). Dispositivos mecânicos como estes não são permitidos na Câmara de Chamada ou na área de competição. Não é permitida elevação no topo para se fazer observação. Uma vez que a bola seja largada pelo atleta, nada pode obstruir seu caminho;

- No momento do lançamento da bola, a calha não pode sobrepor a linha de lançamento;

- Não existe restrição quanto ao comprimento das ponteiros de cabeça, boca ou braço, usadas pelos atletas para o lançamento;

- Um atleta pode usar mais de uma calha e/ou ponteira durante o jogo. Todos os dispositivos auxiliares devem permanecer dentro da área de lançamento do atleta durante toda

a parcial. Se o atleta deseja usar qualquer item (garrafas, casacos, broches, bandeiras...) ou outros equipamentos (ponteira, calha ou extensão para a calha...) durante a parcial, esses itens devem estar dentro da casa de lançamento desde o início.

Segundo Correia (2001), a regra não obriga a que todas as calhas sejam construídas com os mesmos materiais, constituídas pelos mesmos elementos ou tenham a mesma forma. Esta liberdade de construção das calhas faz com que existam diversos modelos de calhas, cada qual com as suas características individuais que a distingue das outras. Tal aspecto leva a que cada atleta procure otimizar a sua performance desportiva, tentando melhorar a qualidade da sua calha, para que obtenha melhor precisão (direcionamento e velocidade).

As calhas de bocha estão em constante evolução para melhoria da estrutura e performance do atleta.

2.6 Evolução das Calhas de Bocha

Durante a realização da revisão bibliográfica foi constatado uma escassez de informação sobre a calha utilizada pelos atletas da bocha. A proposta para esse capítulo é ser uma referência na evolução e desenvolvimento das calhas de bocha no Brasil e no mundo. Diante disso este capítulo descreve informações relevantes que demonstrem o desenvolvimento das calhas desde o surgimento da modalidade até os dias atuais.

A calha de PVC foi a primeira calha a ser utilizada pelos atletas. Sua construção era simples e o material para construção eram os canos de PVC de diâmetro de 100mmx6m. O tamanho da calha dependia da característica física de cada atleta. O tubo de PVC era cortado transversalmente, sendo desenvolvidas duas calhas com as duas partes. A calha não apresentava curvatura, sendo reto (plano) todo o deslocamento da bola. O alcance da bola na quadra era pequeno (Figura 8).

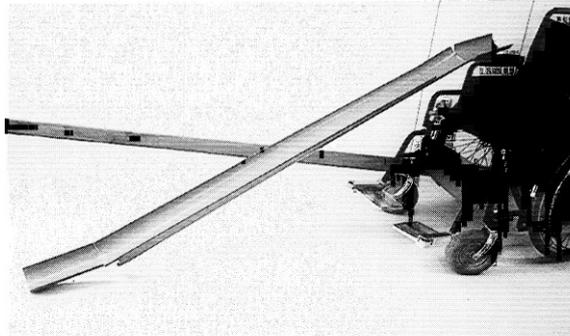
Uma adaptação feita na época para melhorar lançamento e velocidade da bola foi acrescentar dois pequenos cortes no mesmo material. De acordo com Correia (2001), fazia-se na parte superior dois cortes laterais a uma distância do topo de +/- 20 cm e dava uma pequena inclinação, onde era segura a bola para depois ser lançada. Na parte inferior, executava-se o mesmo trabalho, na tentativa de um ângulo adequado, de forma que a bola na sua trajetória não criasse muitas oscilações com o local de jogo (Figura 9).

Figura 8 - Calha de PVC



Fonte: próprio autor

Figura 9 - Calha de PVC com pequeno corte



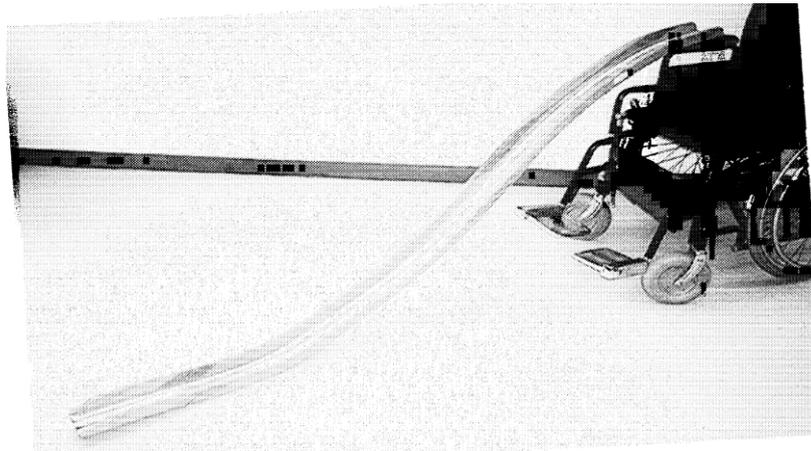
Fonte: Correia, 2001

A partir de 2001, foram dados os primeiros passos na formatação das competições através de um processo organizacional. O desporto ainda não era visto e sentido como um fator de socialização e integração (CORREIA, 2001).

Segundo Correia (2001), as calhas de PVC não apresentavam curvatura e as bolas não chegavam a todas as áreas do jogo. Para resolver o problema do alcance, foram desenvolvidas novas calhas com curvatura e diferentes materiais: ferro, alumínio, madeira e fibra de vidro.

Para que as bolas alcançassem todas as áreas do campo, foram desenvolvidas calhas com curvatura que permitia que as bolas alcançassem todos os pontos da quadra de jogo. Porém, um dos problemas dessa calha era o tamanho uma vez que a maioria delas ocupava todo o espaço do box, prejudicando a mobilidade do atleta (Figura 10).

Figura 10 - Calha de metal com curvatura



Fonte: Correia, 2001

Para melhorar a estabilidade da calha, foi criado um suporte metálico que era fixado na própria cadeira de rodas, o que permite ao auxiliar (calheiro) deixar a calha mais estável, com pouca oscilação e permitindo movimentos mais precisos na altura, lateralidade e direção no movimento da calha (Figura 11).

Figura 11 - Suporte metálico para apoiar a calha

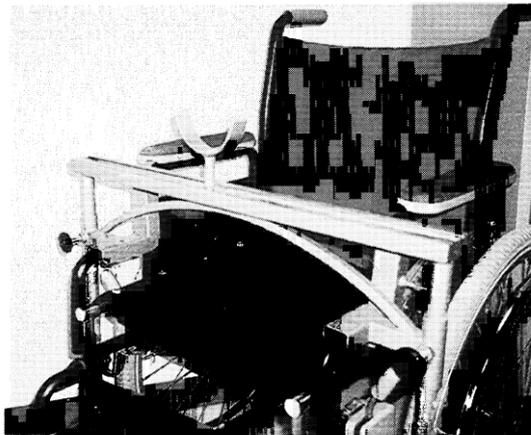


Fig 6 – Suporte para a calha metálica

Fonte: Correia, 2001

O suporte, fixado na cadeira de rodas, foi substituído pelo pedestal, separado da cadeira e fixado na calha. O objetivo foi deixar a calha o mais estável possível e com menos

interferência dos assistentes. No início, o assistente controlava todas as ações de movimentação da calha e, por esse motivo, o lançamento era pouco confiável e muito prejudicado.

O auxiliar da classe BC3, chamado calheiro, tem a função de dar toda a assistência do jogo ao atleta, como ajustar ou estabilizar a cadeira de rodas, executar ações rotineiras antes e depois do lançamento, posicionar e segurar a calha no box; tudo sem que haja comunicação verbal com o atleta

O assistente procurava segurar a calha e deixar o mais estável possível para o lançamento das bolas no jogo. O atleta passava as informações e ele procurava realizar seu comando sem mudar a direção e sem oscilações no momento do lançamento da bola. Era muito difícil conseguir uma estabilidade na calha com a ação humana direta no dispositivo.

Para melhorar a confiabilidade e garantir direção e estabilidade, foi criado um pedestal, em que o calheiro apenas auxiliava na orientação da direção. Logo depois, foram desenvolvidos dispositivos que controlavam a elevação na posta distal da calha, sem que o calheiro precisasse segurar com a própria mão. O pedestal é uma estrutura pesada, feito de metal, e a maioria é dividida em três partes: a base de suporte, que é apoiada no solo que pode ser no formato triangular ou quadrada; a haste de tamanho variável; e a cabeça que fixa a calha no pedestal (Figura 12).

Outra melhora que podemos relatar nas calhas foi o desenvolvimento das emendas. Esse instrumento permite que a bola obtenha uma maior velocidade à medida que se acrescenta as emendas à calha e, facilitando a chegada da bola em todas as áreas da quadra. As emendas têm diferentes tipos de encaixe, se apresentam de uma até seis, com diferentes tamanhos. O objetivo da diversidade é a possibilidade de colocar a bola em diferentes alturas e permitir um melhor controle da posição final (Figura 13).

Atualmente, ocorreu uma evolução nas emendas. A maioria dos atletas está modificando este sistema utilizando uma emenda deslizante na parte inferior, o que possibilita que a bola desloque em qualquer posição sem precisa acrescentar ou retirar emendas. O sistema permite ao atleta mais agilidade e dinamismo na colocação da bola em diferentes posições, uma vez que necessita apenas do deslizar da parte inferior da emenda (Figura 14).

Figura 12 - Pedestal de suporte da calha



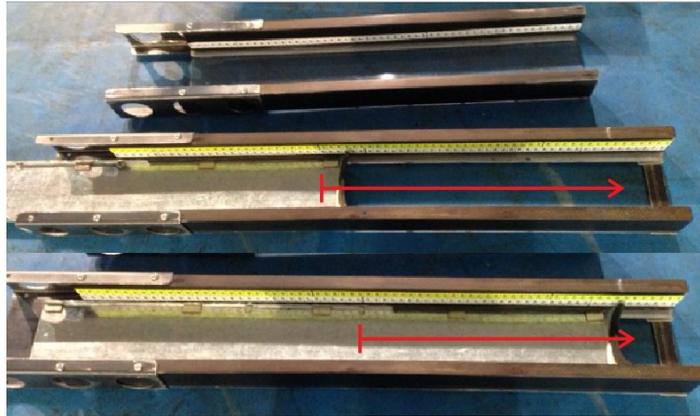
Fonte: Próprio autor

Figura 13 - Emendas das calhas de bocha



Fonte: Próprio autor

Figura 14 - Novo dispositivo de emendas das calhas de bocha.



Fonte: Próprio autor

Em geral as calhas desenvolvidas no Brasil são produzidas com curvas adaptadas feitas de forma artesanal sem a utilização de um projeto específico ou estudo científico. A fonte de informação para a produção das calhas vem de desenhos e fotos encontradas na internet e do próprio clube que replica a produção da calha que vem sendo utilizada pelos atletas.

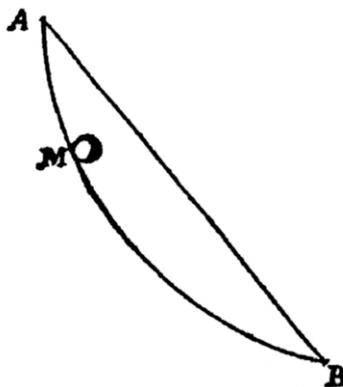
Como característica essas calhas possuem perfil de descida reto com curvatura de saída aleatória sem a preocupação de tangenciar a saída da calha com o piso. Além disso, em geral as rampas das calhas possuem perfil de seção transversal em formato retangular e com largura maior que o diâmetro da maioria das bolas devido às tolerâncias dimensionais. Isso gera oscilações da bola durante a descida na rampa ocasionando perda de energia além de aumentar a dispersão na saída da calha. Dentre essas necessidades as calhas precisam ser fáceis de manusear para evitar a perda de tempo dentro das parciais. Necessidade de uma calha leve e modular para facilitar o transporte, montagem e desmontagem em competições.

Diante disso, pesquisadores do Núcleo de Habilitação e Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/RESP) sediado na Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia desenvolveram uma nova calha visando melhorar o desempenho do atleta através da utilização de uma nova curva que tem como objetivo otimizar o tempo total de descida da bola e melhorar a precisão dos arremessos. Foi utilizada uma curva do tipo braquistócrona (Solução proposta por Bernoulli como o caminho da descida mais rápida entre um ponto e outro). A utilização desta curva permite reduzir o tempo de descida da bola a partir de uma altura inicial de lançamento.

Segundo Herrera (1994) em junho de 1696, Bernoulli apresentou um desafio aos matemáticos publicando um novo problema, afirmou nas seguintes palavras: “Dados dois

pontos A e B em um plano vertical, atribua um caminho AMB ao corpo móvel M, ao longo do qual o corpo chegará ao ponto B, caindo por sua própria gravidade no menor tempo começando de A" (Figura 15). Em seguida, Bernoulli acrescenta que o caminho, embora seja conhecido, não é uma linha reta, e que ele indicará esse caminho, se ninguém o fizesse nesse ano.

Figura 15 - Curva braquistócrona de Bernoulli



Fonte: Knobloch, 2012

Em 1696, Johann Bernoulli, no *Acta Eruditorum*, questionou qual a curva que satisfaz à propriedade da braquistócrona. Já sabia a propriedade da braquistócrona a partir da cicloide e publicou sua solução em 1697. Foi mostrada também por Leibniz, Newton, Jacob Bernoulli e L'Hôpital. Era um dos problemas variacionais avançados e sua investigação era o ponto de partida para o desenvolvimento do cálculo de variações (COELHO, 2008).

A curva braquistócrona é bastante conhecida, o que se propõe como novidade é sua utilização prática para melhorar o desempenho de calhas de bocha.

Para melhorar o desempenho energético e a precisão dos arremessos foi também projetado um perfil semicircular na base da calha para alinhar a trajetória da bola sempre no ponto mais baixo do perfil semicircular melhorando a precisão nos lançamentos e aumentando a eficiência energética por evitar a perda de energia em colisões na lateral da calha durante a descida. Porém, o aspecto mais inovador desta nova calha é seu formato modular, de baixo peso, com peças curvas desenvolvidas em impressora 3D que se encaixam um formato tipo "Lego". Nestas condições é possível variar o comprimento da calha de forma rápida e direta e que, possibilitam ajustes mais rápidos e que podem influenciar a dinâmica do jogo, inclusive efeitos de fadiga muscular. Outro aspecto importante é o peso total desta nova calha em torno de 20 Kgf em comparação com cerca de 40 kgf de calhas convencionais. Neste caso, a manipulação e, principalmente, o transporte são significativamente menores na nova calha

fabricada por manufatura aditivada. Portanto, esta nova concepção da calha foi projetada para otimizar seu uso e transporte. Esta nova estrutura foi concebida, de tal forma que, pode ser fabricada de forma seriada e atender aos atletas brasileiros, ou mesmo, internacionais que praticam esta modalidade. Durante seu desenvolvimento foram patenteados dois dispositivos: BR 10 2015 017987-1 “Dispositivo tipo calha, para uso em jogo de bocha adaptada” e a Patente BR 20 2015 020717-0 “Dispositivo tipo calha, para uso em jogo de bocha adaptada com perfil trapezoidal”.

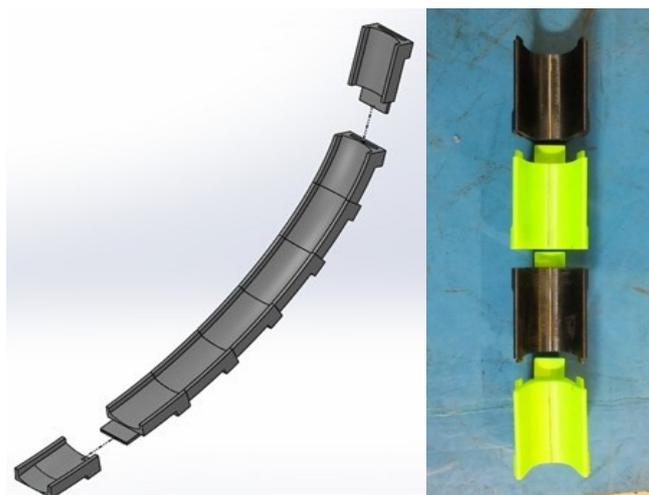
A rampa é fabricada através do processo de impressão 3D, feita em acrilonitrila butadieno estireno (ABS) ou ácido polilático (PLA) que é um material leve, de boa resistência mecânica, bom aspecto visual, fácil moldabilidade, boa dureza, boa resistência ao impacto, dentre outras características.

A impressão 3D é o termo usado quando se pretende referir processos de Fabricação Aditiva (FA), sendo que este termo engloba um conjunto de processos tecnológicos que permitem produzir modelos físicos tridimensionais diretamente a partir de um modelo CAD, em pouco tempo e de forma autónoma. A característica comum do FA reside no modo como os modelos são construídos, por adição sucessiva de camadas que são construídas umas em cima das outras, de modo a formar um objeto, em contraste com os processos de fabricação de usinagem que são processos subtrativos (GIBSON; STUCKER; ROSEN, 2015).

O princípio de funcionamento de fabricação aditiva utilizado pela impressora é a modelação por extrusão de plástico (FDM), em que filamentos de material termoplástico - PLA (Ácido Polilático), ABS (Acrilnitrilo-Butadieno-Estireno), PC (Policarbonato), entre outros - são extrudidos a partir de um bico de extrusão com o propósito de garantir uma rápida solidificação e endurecimento. É um dos procedimentos de baixo custo mais utilizados na impressão 3D (GONZÁLEZ, 2016).

O equipamento é construído em pequenas partes de aproximadamente 200 mm de comprimento. Essas peças contêm encaixes que são montados ou encaixados para obter a estrutura completa tornando-o modular (Figura 16). Essa modularidade possibilita que a calha seja montada e desmontada de maneira fácil e prática. Essa característica favorece o transporte, tornando o conjunto maleta e calha mais leves e com menores dimensões.

Figura 16 – Característica da nova calha 3D com peças montáveis e desmontáveis



Fonte: Próprio autor

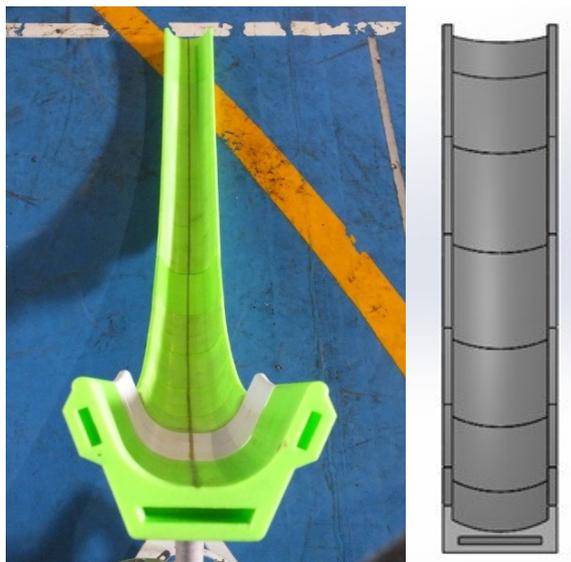
A base da rampa de descida possui um perfil semicircular conforme mostrado na Figura. (17) que tem como finalidade guiar a trajetória da bola e minimizar a perda de energia por evitar as colisões com a lateral durante a descida. Dessa forma é possível diminuir a dispersão dos arremessos e manter um bom aproveitamento da energia potencial inicial acumulada, garantindo melhor precisão e velocidade na saída da calha.

O raio do perfil deve ser maior que o raio das bolas a serem utilizadas no jogo para minimizar a superfície de contato e com isso diminuir a dissipação por atrito. O raio das bolas utilizadas tem, aproximadamente, 53,5mm, portanto, o raio do perfil foi definido podendo variar dentro da faixa de 70 a 100 mm.

A base de sustentação da calha tem um papel fundamental no funcionamento do equipamento, pois a estabilidade e a facilidade de manuseio da calha são condições essenciais durante a utilização. Os sistemas utilizados normalmente nas calhas convencionais geralmente não apresentam boa estabilidade e isto se reflete diretamente na precisão e na repetibilidade dos arremessos.

Nas calhas convencionais a haste de apoio horizontal é telescópica de modo a permitir o movimento de rotação para erguer a ponta da calha durante a mira do atleta. Isso aumenta a instabilidade e aumenta a possibilidade de erros de precisão durante a utilização da mesma. Neste projeto, a haste horizontal da base de sustentação é fixada acima da junta de rotação, conforme pode ser visto na (Figura 18). Isso permite a rotação sem necessidade de haste telescópica e proporciona ótima estabilidade mantendo a facilidade de utilização.

Figura 17 - Perfil semicircular da base da calha



Fonte: Próprio autor

Figura 18 - Sistema de fixação da base da calha



Fonte: Próprio autor

2.7 Músculos Envolvidos no Arremesso da Bola

A cabeça se prende à coluna vertebral por meio das articulações atlantoccipitais formadas pelo atlas e occipital. O equilíbrio e o movimento da cabeça sobre a coluna vertebral envolvem a ação de vários músculos do pescoço. Por exemplo, em ação conjunta (bilateralmente), a contração dos dois músculos esternocleidomastóideos (ECM) flexiona a parte cervical da coluna vertebral e flexiona a cabeça. Na ação individual (unilateralmente), cada músculo ECM realiza flexão lateral e rotação da cabeça. Cada músculo ECM consiste em dois ventres, os quais são mais evidentes perto das fixações anteriores. A separação dos dois ventres é variável e,

portanto, mais evidente em algumas pessoas do que em outras. Os dois ventres são denominados de cabeça esternal e cabeça clavicular do músculo ECM (TORTORA; DERRICKSON, 2010).

O músculo trapézio é grande, plano e triangular e se estende do crânio e coluna vertebral medialmente até o cingulo do membro superior lateralmente. É o músculo posterior mais superficial que recobre a região cervical posterior e a porção superior do tronco. Os dois músculos trapézio formam um trapezoide, daí sua nomenclatura (TORTORA; DERRICKSON, 2010).

Segundo Tortora e Derrickson (2010) a cabeça está presa à coluna vertebral, nas articulações atlanto occipitais formadas pelo atlas e pelo occipital. O equilíbrio e o movimento da cabeça na coluna vertebral envolvem a ação de diversos músculos do pescoço. Nos movimentos angulares, há aumento ou redução no ângulo entre os ossos da articulação. Os principais movimentos angulares são flexão, extensão, flexão lateral, hiperextensão, abdução, adução e circundução (Figura 19).

A continuação da extensão, além da posição anatômica, é chamada de hiperextensão. Exemplos de hiperextensão incluem: Inclinação da cabeça para trás, nas articulações atlanto occipitais e sínfises intervertebrais.

A amplitude total de flexão-extensão do conjunto da coluna cervical em relação ao plano mastigatório é de 130°. O ponto de referência é o plano mastigatório, que, em posição neutra, é horizontal. Portanto, a extensão será o ângulo aberto para cima, formado pelo plano mastigatório e a horizontal, a flexão será o ângulo aberto por baixo, entre o plano mastigatório e a horizontal (KAPANDJI, 2002)

Figura 19 - Movimentos angulares nas articulações - flexão, extensão, hiperextensão



Fonte: Tortora, 2010

A literatura aponta que a coluna cervical possui maior mobilidade, quando comparada com outras áreas da coluna vertebral devido às diferenças anatômicas. A região cervical possui três graus de liberdade, realizando movimentos de até 130° de flexão e extensão, 81° de rotação e 47° de inclinação lateral (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2008).

2.8 Eletromiografia

Eletromiografia (EMG) é o estudo da atividade elétrica do músculo. O estudo da atividade muscular durante determinada tarefa pode revelar quais músculos estão ativos e quando os músculos iniciam e cessam sua atividade. Além disso, é possível quantificar a magnitude da resposta elétrica dos músculos durante a tarefa. Geralmente, usa-se o sinal bruto ou retificado de EMG para determinar quando os músculos estão ativos e quando estão inativos, ou seja, para determinar a ordem de ativação (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2008).

Segundo Enoka (2000), eletromiografia representa a medida dos potenciais de ação do sarcolema. É uma técnica para monitorar a atividade elétrica de membranas excitáveis. Em geral, não ocorre eletromiografia a menos que ela tenha sido comandada por motoneurônios. A abordagem mais comum para medir EMG é colocar um eletrodo (um tipo de sonda que pode medir voltagem) perto da membrana excitável e registrar os potenciais de ação que passam por ela.

A EMG é uma técnica semi-quantitativa, porque fornece apenas informação indireta concernente à força da contração dos músculos. Embora tenha havido muitas tentativas de quantificação da EMG, em grande parte essas tentativas fracassaram (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2008).

Para Basmajian, Luca (1985) o sinal eletromiográfico é um índice para verificação da economia de desempenho e a fadiga é um fator importante na caracterização deste padrão de movimento e sua eficiência. No estado fadigado, diferenças na atividade EMG têm sido correlacionadas com a intensidade da carga imposta no movimento, permitindo assim determinar o limiar de fadiga eletromiográfico.

2.9 Fadiga Muscular

A fadiga muscular é definida como a redução da produção de potência muscular que ocasiona uma diminuição, tanto da geração de força como da velocidade de encurtamento do músculo (POWERS; HOWLEY, 2014).

A fadiga é utilizada para descrever uma diminuição no desempenho muscular diante de um esforço contínuo, juntamente com sensações gerais de cansaço. É a incapacidade de manter o nível de potência necessário para manter o trabalho muscular em determinada intensidade (WILMORE; COSTILL; KENNEDY, 2013).

A fadiga muscular pode ser definida como o decréscimo reversível da força contrátil. Ela ocorre após a atividade muscular repetida de longa duração. Há motivos suficientes para acreditar que a fadiga humana constitui um complexo fenômeno que inclui incapacidade em mais de um local ao longo da cadeia de eventos que estimula as fibras musculares (KOMI, 2006).

As causas da fadiga muscular induzida pelo exercício são complexas e pouco conhecidas. Dependendo do tipo de exercício e das condições ambientais, a fadiga pode provocar perturbações no sistema nervoso central e/ou fatores periféricos junto ao músculo esquelético. Embora as causas exatas da fadiga muscular ainda sejam controversas, está estabelecido que estado de condicionamento individual, estado nutricional, tipo de composição de fibra e intensidade e duração do exercício são todos fatores que afetam o processo de fadiga (POWERS; HOWLEY, 2014).

A baixa capacidade de resistência conduz a fadiga, mesmo nas atividades ou nos esportes mais sedentários. Para qualquer atleta, independentemente do esporte ou atividade praticada, a fadiga representa um importante obstáculo para o desempenho ideal. Até mesmo um pequeno grau de fadiga pode comprometer o desempenho total do atleta (KENNEY, WILMORE, COSTILL, 2013).

Segundo Esposito; Orizio e Veicsteinas (1998) a fadiga muscular localizada altera certas faixas de frequência do sinal eletromiográfico, determina a possibilidade de se detectar a instalação deste processo por meio da observação de indicadores relacionados a densidade de seu espectro de frequência sendo o indicador mais utilizado a frequência mediana.

De acordo com Biasotto-Gonzalez (2005) a frequência mediana é definida como o valor da frequência que divide o espectro em duas regiões com a mesma energia. A frequência mediana é o parâmetro mais adequado para detectar a compressão espectral produzida pela fadiga muscular localizada.

Para De Luca (1997) o monitoramento da fadiga muscular por meio da raiz quadrada da média (RMS) pode ser observada pela taxa de incremento na intensidade do sinal EMG e correlatada ao recrutamento de mais unidades motoras para compensar a saturação de fibras que já estão fadigadas, evitando a falência imediata do sistema.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

O objetivo do presente estudo é avaliar o nível da fadiga muscular gerada em atletas praticantes da bocha paralímpica, classe BC3, utilizando dois tipos de calha; uma calha fabricada por manufatura aditivada e uma calha convencional.

3.2 Objetivos Específicos:

- Avaliar a fadiga muscular pela frequência mediana dos músculos esternocleidomastóideo direito e esquerdo e o trapézio parte descendente esquerda e direito provocada pelo arremesso de bola nas posições de flexão, extensão e hiperextensão do pescoço;
- Quantificar a Root Mean Square normalizado (Valor RMSn) dos sinais eletromiográficos dos músculos esternocleidomastóideo direito e esquerdo e o trapézio parte descendente esquerda e direito provocada pelo arremesso de bola nas posições de flexão, extensão e hiperextensão do pescoço;
- Comparar a atividade elétrica dos músculos esternocleidomastóideo direito e esquerdo e o trapézio descendente esquerdo e direito provocada pelo arremesso de bola nas posições de flexão, extensão e hiperextensão do pescoço para as duas calhas analisadas;

4 MATERIAL E MÉTODOS

A pesquisa é do tipo experimental. Os protocolos realizados na coleta de dados foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia, Parecer 2.116.549, CAAE: 68319917.1.0000.5152, de acordo com o Conselho Nacional de Saúde, Resolução 466/12. Os dados foram coletados após os participantes serem orientados sobre todas as etapas do teste e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

As avaliações foram realizadas no Centro Nacional de Excelência Esportiva – (CENESP/UFU), ginásio 2, da Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia.

4.1 Critérios de inclusão

A pesquisa foi composta por pessoas com deficiência (PCD), atletas da equipe de Bocha, de ambos os sexos, maiores de 18 anos, cadeirante, com paralisia cerebral (PC), artrogripose e lesão medular com grau severo de comprometimento.

Os atletas pertencem à classe BC3 da Bocha Paralímpica e possuem um tempo mínimo de prática da Bocha de cinco anos.

4.2 Critérios de exclusão

Atletas da bocha paralímpica com idade superior a 50 anos e que não possuem calha própria e que possuam treinamento inferior a 5 anos.

4.3 Recrutamento dos participantes da pesquisa e tamanho da amostra

Para recrutamento dos participantes da pesquisa foi realizado um levantamento dos possíveis candidatos a partir dos atletas que praticam bocha paralímpica nas Associações que desenvolvem a modalidade.

O tamanho da amostra foi de 4 participantes. Sendo dois atletas com tetraplegia, um atleta com artrogripose e um atleta com paralisia cerebral. Não foram excluídos participantes, uma

vez que, todos estavam aptos a realizar as avaliações e o treinamento específico e nenhum possuía idade superior a 50 anos.

A Tabela 1 apresenta as características da amostra da pesquisa com informações do gênero, idade e tipo de deficiência.

Tabela 1 - Características da amostra.

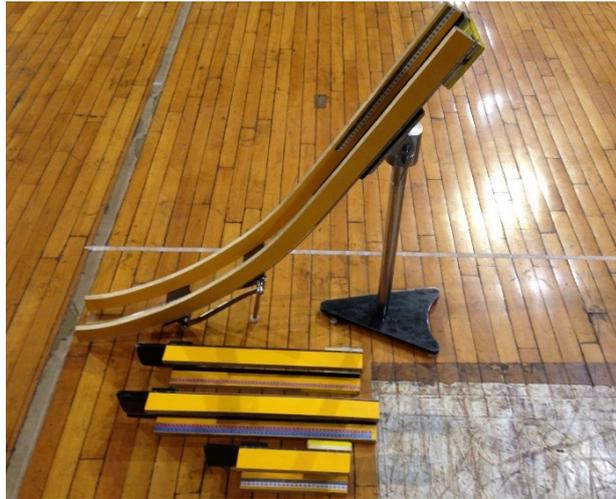
Atleta	Gênero	Idade	Tipo de Deficiência
1	M	25	Artrogripose
2	M	23	Paralisia Cerebral
3	F	35	Tetraplegia
4	M	46	Tetraplegia

F= Feminino; M= Masculino.

4.4 Equipamentos e dispositivos

As calhas convencionais possuem uma curva genérica com as laterais fabricadas em madeira e base de apoio da bola fabricada em acrílico. Cada atleta possui sua própria calha e em cada uma delas existem variações nas curvaturas. As larguras destas calhas variam de 9 a 10,0 cm. Todas elas possuem pedestal de suporte, que serve de sustentação da estrutura curva da calha. A maioria dos pedestais de suporte são fabricados em aço inoxidável e ferro fundido. Este pedestal deve ser rígido para evitar que a parte frontal ou de saída da bola encoste ao solo, uma vez que esta condição não é permitida nas regras da bocha paralímpica de Classe BC3. As calhas apresentam emendas para a variação da altura, visando o lançamento das diferentes bolas com diferentes velocidades (Figura 20).

Figura 20 - Calha Convencional



Fonte: próprio autor

A nova calha testada foi fabricada em PLA utilizando Manufatura Aditiva (Impressão 3D) com tecnologia FDM. Para a obtenção da curva completa, ela foi fabricada em módulos de 20 cm, com sistema de encaixes tipo Macho/Fêmea, que permite adaptação das partes para a formação da estrutura completa da calha. Com esta inovação, o peso da calha foi reduzido em cerca de 50% comparativamente a uma calha convencional. Obteve-se também uma significativa diminuição de suas dimensões desmontada facilitando seu transporte. Paralelamente, a curvatura de descida da calha também possui um perfil do tipo braquistócrona, que garante menor tempo de descida da bola. Outra novidade foi na largura interna da calha projetada com dimensão de 9 cm que permite uma melhor adaptação da bola com suas laterais. O pedestal também foi fabricado em aço inoxidável e ferro fundido (Figura 21).

Figura 21 - Calha modular fabricada por manufatura aditivada



Fonte: próprio autor

A obtenção dos sinais eletromiográficos foi feita através do equipamento Miotec/Miotool 200/400. Este equipamento possui quatro canais com sistema de aquisição e amplificação simultânea de dados, calibrado com ganho final de 1000 vezes, filtro de passa alta com frequência de corte de 20Hz, filtro de passa baixa com frequência de corte de 500Hz (Figura 22).

Figura 22 - Eletromiógrafo de Superfície - Miotool 200/400



Fonte: próprio autor

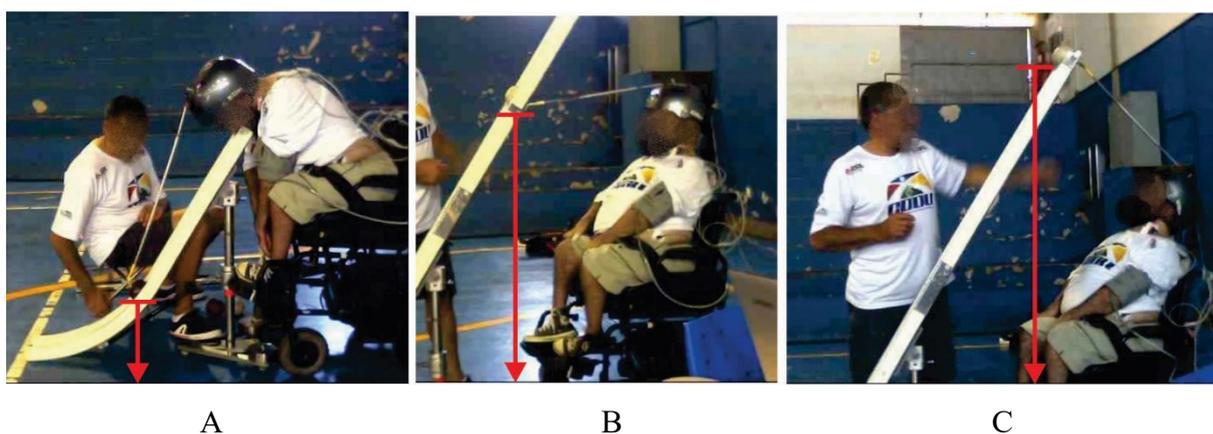
Foram utilizados eletrodos de superfície ativos bipolares de Ag/AgCl. Os eletrodos são descartáveis e de formato circular e constituídos por um adesivo para afixação na pele com distância entre os eletrodos de 2 cm. A identificação dos pontos anatômicos e colocação dos eletrodos foram feitos pelo próprio autor. Os eletrodos foram fixados na pele após a limpeza da região da pele com algodão e foi utilizado um álcool a 70% com movimento de fricção para remoção de gorduras e impurezas da pele e, assim, evitar interferências no sinal eletromiográfico. Para a aquisição e armazenamento dos dados foi utilizado o software MiotecSuite 1.0.

A determinação dos valores angulares dos movimentos durante simulação de jogo foi obtida através da análise de imagens obtidas via filmadora WebCam. Qual características

Os jogadores da classe BC3, durante a ação de soltar a bola, utilizavam um capacete fixado à cabeça para a realização do arremesso da bola. Essa ação necessita da utilização do pescoço durante o processo de flexão, extensão e hiperextensão com diferentes angulações.

Para a análise dos movimentos de flexão, extensão e hiperextensão do pescoço, foram definidas 3 alturas de posicionamento da bola na calha, sendo 40 cm, 110 cm e 170 cm de altura do solo respectivamente. (Figura 23)

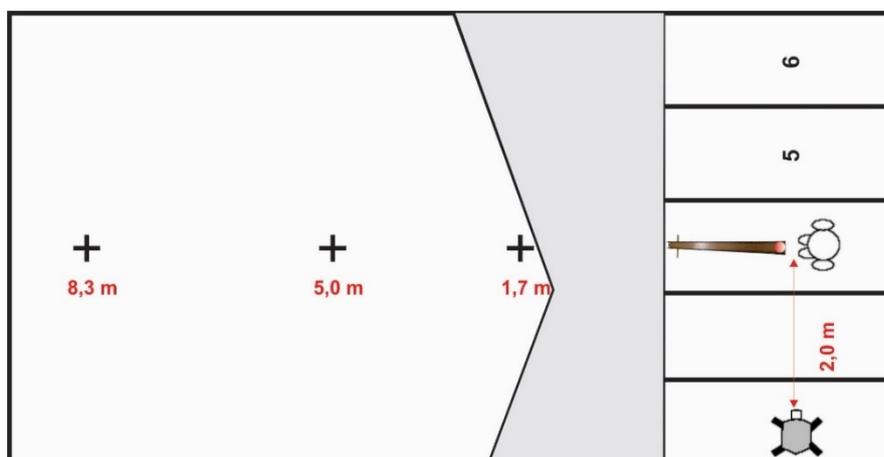
Figura 23 - Representação das três posições de lançamento: A- Flexão do pescoço do atleta, B- Extensão do pescoço do atleta, C- Hiperextensão do pescoço do atleta



Fonte: próprio autor.

A filmadora Webcam foi posicionada na lateral esquerda do atleta, a uma distância de 2m e altura de 1,2 m em relação ao solo. (Figura 24).

Figura 24 - Representação da posição da filmadora



Fonte: próprio autor

A coleta dos dados da frequência cardíaca e frequência respiratória foi realizada por monitor multiparamétrico PM7000 Mindray (Figura 25). O monitor foi utilizado para verificar as condições físicas do atleta durante todo o processo de coleta dos dados. Todas as ações do atleta foram filmadas juntamente com o monitoramento dos sinais em cada arremesso.

Figura 25 - Monitor multiparametrico PM 7000 Mindray.



Fonte: próprio autor.

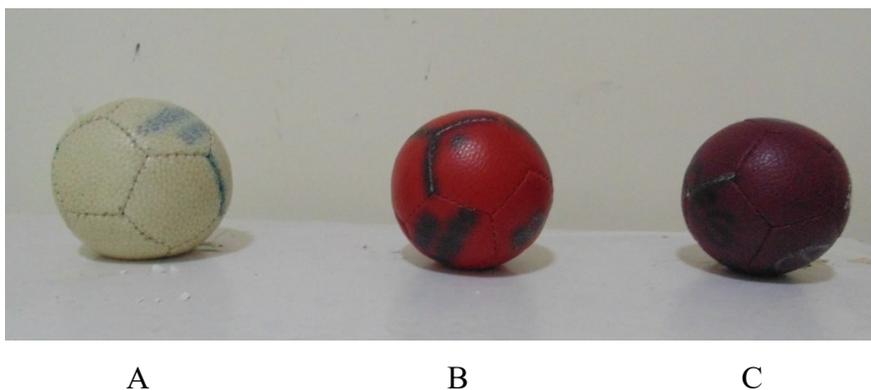
O teste foi realizado com 3 (três) diferentes bolas da marca **Boccas** com propriedades e características mostradas na tabela 2.

Os testes foram coletados com uma repetição de 10 arremessos para cada bola, perfazendo um total de 30 arremessos por atleta, em cada posição da calha, com um total de 90 arremessos/atleta. A bolas foram selecionadas em função de sua consistência e classificadas como: uma macia, uma média e uma bola dura (Figura 26).

Tabela 2 - Características e propriedades médias para as bolas utilizadas nos arremessos para todos os testes.

Bola	Diâmetro (cm)	Perímetro (cm)	Peso (g)	Dureza Shore A
Macia	8,70	27,20	277,40	19,24
Media	8,66	27,30	273,30	25,22
Dura	8,73	27,30	272,70	37,70

Figura 26 - Bola de Bocha de 3 tipos: A - Macia, B – Média, C – Dura.



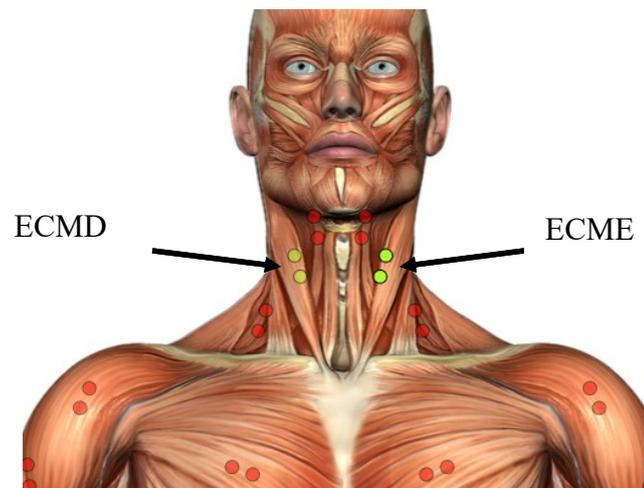
Fonte: próprio autor

4.5 Procedimentos experimentais

Para a realização dos testes, foi utilizado um espaço equivalente ao tamanho oficial de uma quadra de bocha, 6 x 12,5 m, com todas as marcações oficiais. Os testes foram realizados em duas etapas. A primeira etapa, com a calha convencional do próprio atleta e a segunda etapa, com uma calha fabricada por manufatura aditivada. Entre a realização dos testes com as respectivas calhas, o atleta teve um período de descanso de 48 horas.

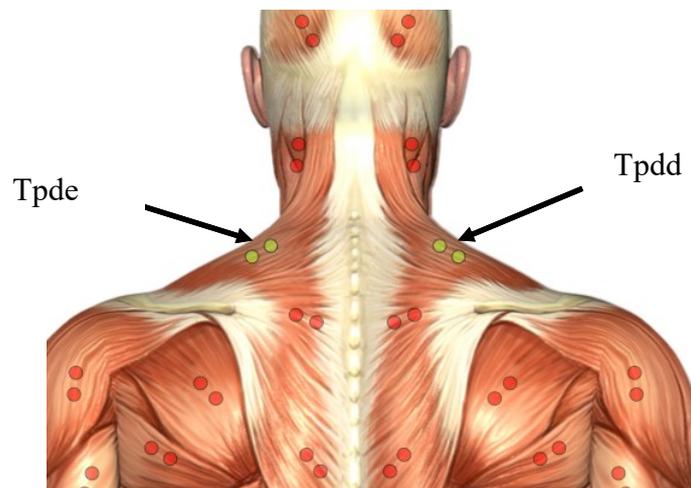
Durante os testes, foram coletados os sinais eletromiográficos de quatro músculos: esternocleidomastoideo direito (ECMD), esternocleidomastoideo esquerdo (ECME) (Figura 27), trapézio parte descendente direito (Tpdd) e trapézio parte descendente esquerdo (Tpde) (Figura 28). O eletrodo de referência foi posicionado no acrômio esquerdo, seguindo as recomendações e normas da “Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)”.

Figura 27 - Posicionamento dos eletrodos no músculo Esternocleidomastoideo Esquerdo e Direito



Fonte: software MiotecSuite 1.0

Figura 28 - Posicionamento dos eletrodos no músculo trapézio parte descendente esquerdo e direito



Fonte: software MiotecSuite 1.0

O sinal eletromiográfico foi adquirido na primeira etapa do movimento de lançamento com a preparação do atleta para o arremesso da bola. O atleta inicia o movimento no momento que o calheiro posiciona a bola na calha e a atleta apoia com a vareta do capacete. Não foram adquiridos os sinais eletromiográfico no momento em que o atleta solta a bola e volta a fase inicial do lançamento. (Figura 29).

Figura 29 - Fases de posicionamento e movimento de Flexão na preparação do lançamento da bola



Fonte: próprio autor

4.6 Análise Estatística

Os dados de EMG foram normalizados utilizando o pico máximo das contrações exercidas em cada uma das coletas. Os dados obtidos pelo lançamento da bola foram analisados pelo software MiotecSuite 1.0.

Foi feita uma análise para identificar o índice de fadiga muscular à partir da frequência mediana (Fmed.) e quantificar os valor RMSn pelo sinal eletromiográfico. Foram analisados os três primeiros lançamentos e os três últimos lançamentos para cada tipo de bola (macia, média e dura) com as três posições de altura de lançamento (flexão, extensão e hiperextensão do pescoço). Os índices de fadiga foram analisados, comparativamente entre as calhas, utilizando os valores RMSn.

O teste de normalidade dos dados foi realizado via software SPSS por meio do teste de Shapiro-Wilk.

As equações de estimativas generalizadas (GEE) foram usadas para examinar a associação entre as duas calhas durante o lançamento da bolas em três alturas ao longo de 90 arremessos. Foi aplicada com uma matriz de correlação não estruturada, com escala com *link de log*, variável dependente: Fmed, Hz, e RMSn,%, foram considerados três fatores: o tipo de calha (calha convencional e calha manufatura aditivada), a altura de lançamento (flexão, extensão e hiperextensão de pescoço) e a fase do processo de arremesso da bola (fase inicial e

fase final). Essas análises foram realizadas pelo software SPSS versão 22.0.0 e o valor de Sig ($p < 0,05$) foi considerado estatisticamente significativo.

5 RESULTADOS

A análise dos resultados foi feita por meio da solução das equações de estimativa generalizada do modelo completo que melhor representa as questões levantadas na pesquisa. Foi considerada como a variável dependente a Fmed em relação aos fatores, calha, altura e fase, controlado pela idade.

A Tabela 3 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre altura e fase feita pela variável dependente Fmed para o músculo Tppe. Nesta análise observou-se o índice de diferença significativo nos dados coletados. A interação entre calha e altura e a interação entre calha e fase não obteve resultado significativo.

Os resultados das médias e intervalos de confiança da Fmed do músculo Tppe, em relação à altura e às fases são mostrados na Figura 30. Os resultados são mostrados com a união da calha convencional e 3D e compara as alturas com suas fases. Na flexão e na extensão de pescoço ocorreu queda nos valores da Fmed. e na hiperextensão houve aumento da Fmed em relação às fases inicial e final.

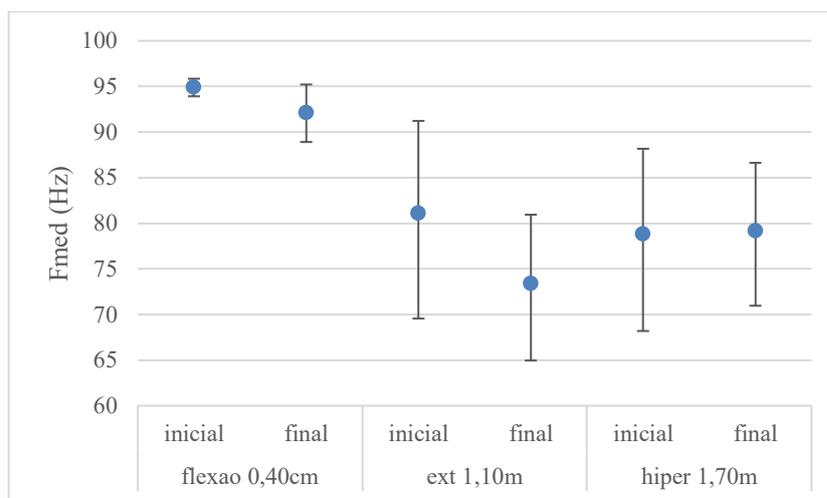
Na interação, pode-se observar que em ambas as calhas apresentaram resultados significativos ($p < 0,001$) na extensão de pescoço, quando verificada a Fmed entre as fases inicial e final, com diferença entre as médias de 7,72. Neste caso, este nível pode ser considerado como um índice indicativo de fadiga muscular. A flexão e a hiperextensão não apresentaram diferenças significativas. As demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,099$) ou não apresentaram relevância para o problema da pesquisa.

Tabela 3 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para o músculo Trapézio, parte descendente esquerdo.

Trapézio parte descendente esquerdo			
Origem	Qui-quadrado Wald	df	Sig.
(Interceptação)	13742,85	1	<0,001
Calha	0,04	1	0,835
Altura	8,33	2	0,016
Fase	13,93	1	<0,001
calha * altura	3,52	2	0,172
calha * fase	1,31	1	0,252
altura * fase	13,09	2	<0,001
calha * altura * fase	3,76	2	0,153

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:
idade=32,75

Figura 30 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por altura e fase no músculo Trapézio parte descendente esquerdo.



A Tabela 4 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre calha, altura e fase feita pela variável dependente Fmed para o músculo Tppd que, neste caso, também apresentou índice significativo.

Os resultados das médias e intervalos de confiança de Fmed do músculo Tppd, em relação a calha e altura, com suas fases são mostrados na Figura 31. A Figura indica que os valores médios da Fmed entre a fase inicial e final são decrescentes na calha convencional na flexão e na calha 3D na extensão e hiperextensão de pescoço. Os valores crescem na extensão e hiperextensão na calha convencional e na flexão do pescoço na calha 3D.

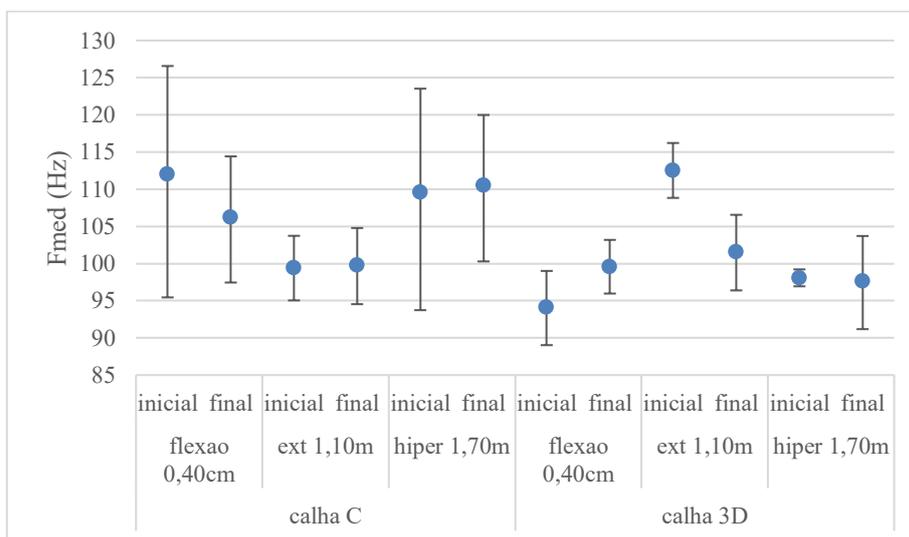
Na interação pode-se observar que a calha 3D apresentou resultados significativos ($p < 0,001$) quando verificada a Fmed entre as fases inicial e final na extensão do pescoço. A diferença entre as médias indica que a extensão com valor positivo, de 10,99, pode também ser considerado como um indicativo de fadiga muscular. A calha Convencional não apresentou nos resultados diferença significativa. As demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,968$) ou não apresentam relevância para o problema de pesquisa.

Tabela 4 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para o músculo Trapézio, parte descendente direito.

Trapézio parte descendente direito			
Origem	Qui-quadrado Wald	df	Sig.
(Interceptação)	41505,04	1	<0,001
Calha	1,64	1	0,200
Altura	1,42	2	0,491
Fase	1,68	1	0,194
calha * altura	20,99	2	<0,001
calha * fase	0,01	1	0,907
altura * fase	18,75	2	<0,001
calha * altura * fase	13,51	2	<0,001

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:
idade=32,75
df = grau de liberdade, Sig= p-value

Figura 31 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por calha, altura e fase no músculo Trapézio parte descendente direito



A Tabela 5 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre calha, altura e fase foi feita pela variável dependente Fmed para o músculo ECME com índice significativo.

Os resultados das médias e intervalos de confiança de Fmed do músculo ECME, em relação a calha e altura com suas fases são mostrados na Figura 32. A Figura indica que os valores médios da Fmed entre a fase inicial e final são decrescentes na calha convencional na flexão e hiperextensão e a calha 3D na flexão de pescoço. Os valores crescem na extensão na calha convencional e na extensão e hiperextensão do pescoço na calha 3D.

Na interação pode-se observar que a calha 3D apresentou resultados significativos ($p < 0,005$) quando verificada a Fmed entre as fases inicial e final na hiperextensão do pescoço. A diferença entre as médias aponta que a extensão com valor negativo de -24,14. A calha convencional não apresentou diferença significativa. As demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,979$) ou não apresentam relevância para o problema de pesquisa.

Tabela 5 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pela equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo esquerdo.

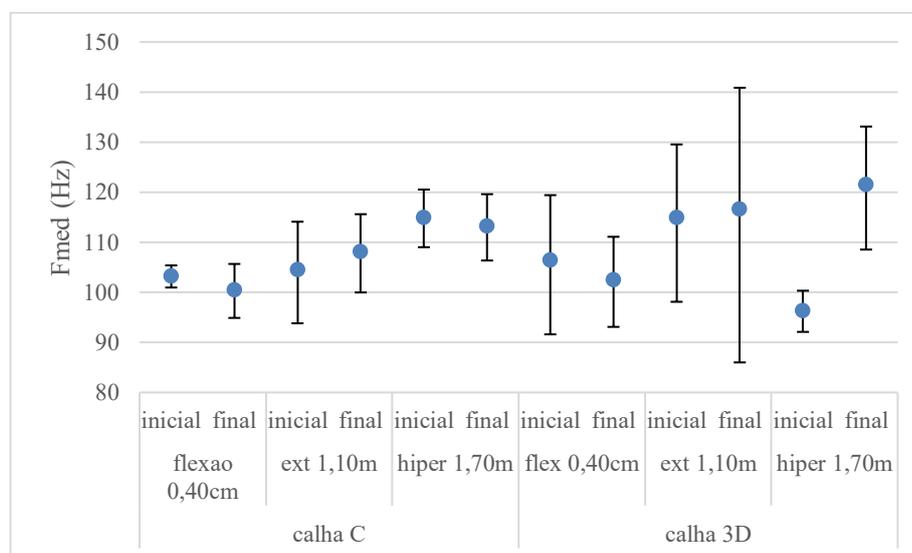
Esternocleidomastoideo Esquerdo				
Origem	Qui-quadrado Wald	df	Sig.	
(Interceptação)	21522,90	1	<0,001	
calha	0,12	1	0,725	
altura	6,27	2	0,043	
fase	4,70	1	0,030	
calha * altura	3,56	2	0,168	
calha * fase	5,14	1	0,023	
altura * fase	468,86	2	<0,001	
calha * altura * fase	33,84	2	<0,001	

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:

idade=32,75

df = grau de liberdade, Sig= p-value

Figura 32 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo esquerdo.



A Tabela 6 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre a calha, altura e fase foi feita pela variável dependente Fmed para o musculo ECMD com índice significativo.

Tabela 6 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo direito

Esternocleidomastoideo direito			
	Qui-quadrado Wald	df	Sig.
(Interceptação)	153375,64	1	<0,001
calha	18,18	1	<0,001
altura	10,56	2	0,005
fase	0,11	1	0,738
calha * altura	16,49	2	<0,001
calha * fase	0,26	1	0,613
altura * fase	37,26	2	<0,001
calha * altura * fase	24,47	2	<0,001

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:

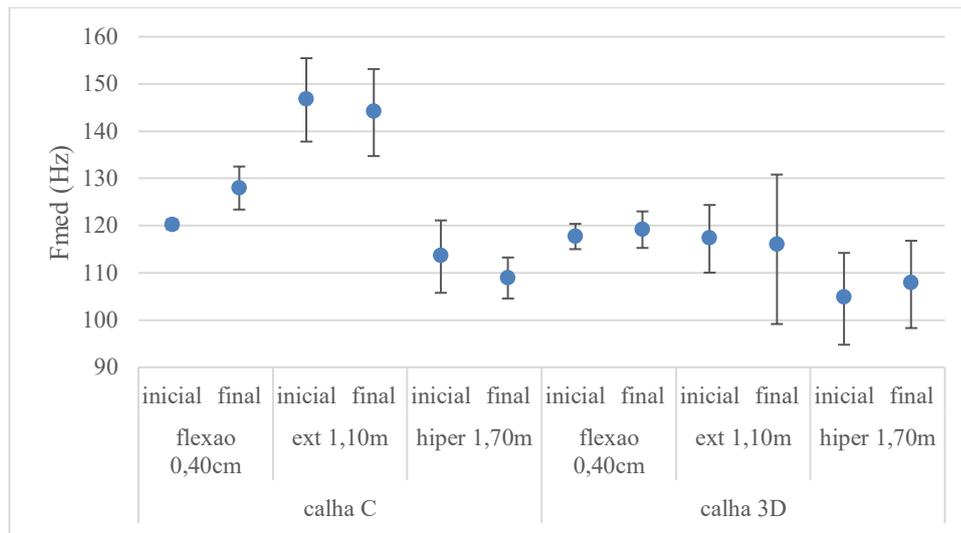
idade=32,75

df = grau de liberdade, Sig= p-value

Os resultados das médias e intervalos de confiança de Fmed do músculo ECME, em relação a calha e altura com suas fases são encontrados na Figura 33. A Figura indica que os valores médios da Fmed entre a fase inicial e final são decrescentes na calha convencional na extensão e hiperextensão na calha 3D na extensão de pescoço. Os valores crescem na flexão na calha convencional e na flexão e hiperextensão do pescoço na calha 3D.

Na interação pode-se observar que a calha convencional apresentou resultados significativos ($p < 0,002$) e ($p < 0,001$) quando verificada a Fmed entre as fases inicial e final na flexão e extensão do pescoço. A diferença entre as médias aponta que a flexão com valor negativo de -7,76 e a extensão com valor positivo de 2,66 pode ser considerado um indicativo de fadiga muscular. A calha 3D não ocorreu dados significativos. As demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,575$) ou não apresentam relevância para o problema de pesquisa.

Figura 33 - Estimativas da média da frequência mediana discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo direito



Outra análise realizada pelas equações de estimativa generalizada foi o valor RMSn para a análise dos resultados utilizando o modelo completo que melhor responde às questões levantadas nesta pesquisa, com a variável dependente RMSn em relação aos fatores calha, altura e fase, controlado pela idade. Os resultados para efeitos fixos, nos quais foram observadas três interações tridirecionais entre calha, altura e fase, são apresentados a seguir:

A Tabela 7 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre a calha, altura e fase foi feita pela variável dependente RMSn para o musculo Tppe com índice significativo.

Tabela 7 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Trapézio parte descendente esquerdo

Trapézio parte descendente esquerdo			
Origem	Qui-quadrado Wald	df	Sig.
(Interceptação)	6058,19	1	<0,001
calha	66,05	1	<0,001
altura	195,86	2	<0,001
fase	1,06	1	0,304
calha * altura	209,36	2	<0,001
calha * fase	2,08	1	0,149
altura * fase	4,77	2	0,092
calha * altura * fase	11,14	2	0,004

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:
idade=32,75

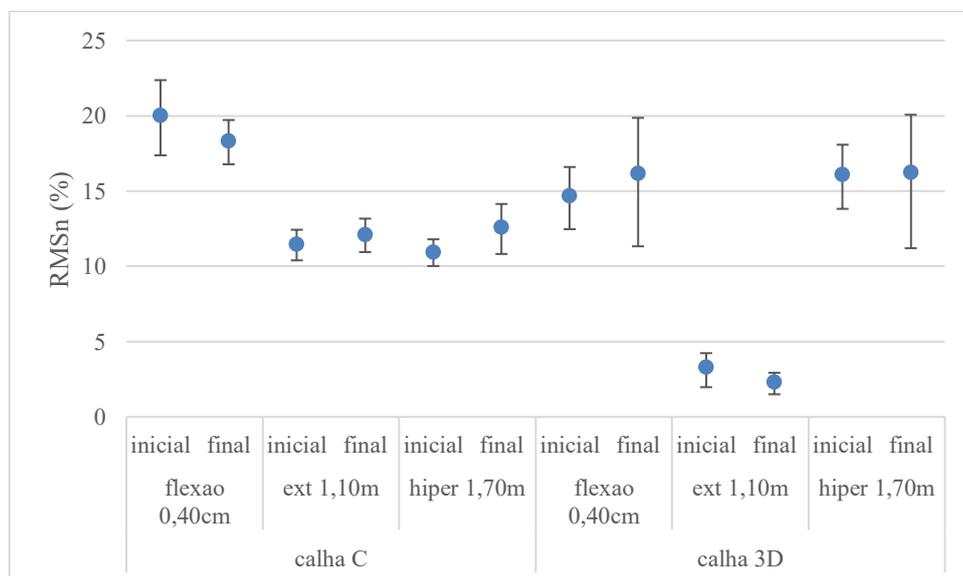
Os resultados das médias e intervalos de confiança de RMSn do músculo Tpe, em relação a calha e altura com suas fases são encontrados na Figura 34. Ao quantificar os valores de cada calha e altura nos permite indica que os valores médios da RMSn entre a fase inicial e final são decrescentes na calha convencional na flexão de pescoço e a calha 3D na extensão de pescoço. Os valores crescem na extensão e hiperextensão na calha convencional e na flexão e hiperextensão do pescoço na calha 3D.

Na interação pode-se observar que a calha convencional apresentou resultados significativos ($p < 0,031$) quando verificada a RMSn nas fases inicial e final na hiperextensão do pescoço. A diferença entre as médias foi de -1,64,. A calha 3D não apresentou diferença significativa.

Ao analisar a interação entre as calhas na fase inicial e final com cada altura foram identificados 4 dados significativos. A flexão, extensão e hiperextensão na fase inicial do arremesso, na comparação entre as calhas, obtiveram valores significativos de ($p < 0,031$), ($p < 0,001$), ($p < 0,001$), com diferença entre as fases inicial de 5,35, 8,17 e -5,14 respectivamente. Na comparação da fase final obteve significância de ($p < 0,001$) e diferença entre as calhas na fase final de 9,78 na extensão de pescoço.

A calha 3D apresentou valores menores no RMSn na flexão fase inicial e extensão fase inicial e final. A calha convencional com RMSn menor que a calha 3D na hiperextensão de pescoço. As demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,083$) ou não apresentam relevância para o problema de pesquisa.

Figura 34 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Trapézio parte descendente esquerdo



A Tabela 8 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre a calha, altura e fase foi feita pela variável dependente RMSn para o músculo Tppd com índice significativo.

Tabela 8 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Trapézio parte descendente direito

Trapézio parte descendente direito			
Origem	Qui-quadrado Wald	df	Sig.
(Interceptação)	1879,21	1	<0,001
Calha	167,23	1	<0,001
Altura	15,95	2	<0,001
Fase	0,12	1	0,733
calha * altura	299,80	2	<0,001
calha * fase	0,06	1	0,799
altura * fase	45,08	2	<0,001
calha * altura * fase	2201,17	2	<0,001

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:
idade=32,75

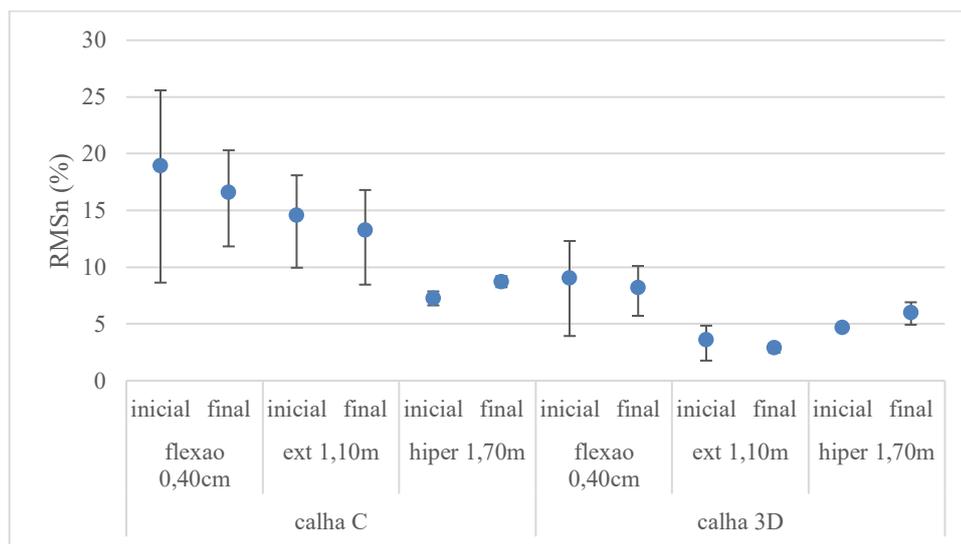
Os resultados das médias e intervalos de confiança de RMSn do músculo Tppd, em relação a calha e altura com suas fases são encontrados na Figura 35. Ao quantificar os valores de cada calha e altura nos permite indica que os valores médios da RMSn entre a fase inicial e final são decrescentes na flexão e extensão de pescoço em ambas as calhas. Os valores crescem na hiperextensão de pescoço na calha convencional e 3D.

Na interação pode-se observar que a calha convencional apresentou resultados significativos ($p<0,007$), ($p<0,001$) quando verificada a RMSn nas fases inicial e final na extensão e hiperextensão do pescoço, respectivamente. A diferença entre as médias aponta que a extensão com valor positivo de 1,31, e a hiperextensão de pescoço com valor negativo de -1,46. Na calha 3D não ocorreram dados significativos.

Ao analisar a interação entre as calhas na fase inicial e final com cada altura foram identificados 5 dados significativos. A extensão e hiperextensão na fase inicial dos arremessos na comparação entre as calhas obtiveram valores significativos de ($p<0,001$), ($p<0,001$), com diferença entre a fase inicial de 10,96 e 2,60 respectivamente. Na comparação da fase final em todas as alturas obteve significância de ($p<0,001$) e diferença entre as fases finais de 8,40 na flexão, 10,37 na extensão e 2,74 na hiperextensão.

A calha 3D apresentou valores menores no RMSn na fase inicial na extensão e hiperextensão de pescoço. A fase final obteve valores menores na flexão, extensão e hiperextensão em relação a calha convencional. A calha convencional não obteve resultados com RMSn em nenhum dos resultados significativos. As demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,052$) ou não apresentam relevância para o problema de pesquisa.

Figura 35 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Trapézio parte descendente direito



A Tabela 9 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre a calha, altura e fase foi feita pela variável dependente RMSn para o músculo ECME com índice significativo.

Tabela 9 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo Esquerdo.

Esternocleidomastoideo Esquerdo				
Origem	Qui-quadrado	Wald	df	Sig.
(Interceptação)	570,08		1	<0,001
calha	0,66		1	0,418
altura	17,38		2	<0,001
fase	0,00		1	0,985
calha * altura	364,43		2	<0,001
calha * fase	6,06		1	0,014
altura * fase	3,68		2	0,159
calha * altura * fase	9,98		2	0,007

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:
idade=32,75

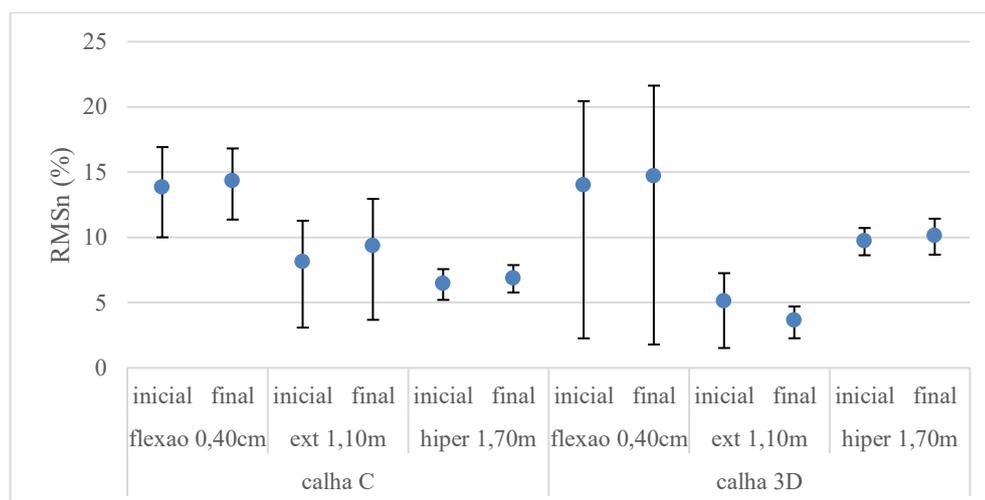
Os resultados das médias e intervalos de confiança de RMSn do músculo ECME, em relação a calha e altura com suas fases são encontrados na Figura 36. Ao quantificar os valores de cada calha e altura nos permite indica que os valores médios da RMSn entre a fase inicial e final foi decrescente na extensão de pescoço e cresce na flexão e hiperextensão de pescoço na calha 3D. A calha convencional ocorreu um aumento de valores na fase final com a final em todas as alturas.

Na interação pode-se observar que a calha convencional apresentou resultados significativos ($p < 0,001$), ($p < 0,012$) quando verificada a RMSn nas fases inicial e final na extensão e hiperextensão do pescoço, respectivamente. A diferença entre as médias aponta que a extensão e hiperextensão obtiveram valores negativo de -1,24 e -0,41, respectivamente. Na calha 3D não ocorreram dados significativos.

Ao analisar a interação entre as calhas na fase inicial e final com cada altura foram identificados 3 dados significativos. A extensão e hiperextensão na fase inicial dos arremessos na comparação entre as calhas obtiveram valores significativos de ($p < 0,039$), ($p < 0,019$), com diferença de entre as calhas na fase inicial de 3,02 e -,324 respectivamente. Na comparação da fase final na hiperextensão de pescoço obteve significância de ($p < 0,032$) e diferença entre as fases final de -3,24.

A calha 3D apresentou valores menores no RMSn na fase inicial na extensão de pescoço. A calha convencional apresentou valores menores na hiperextensão de pescoço em ambas as fases. Nas demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,080$) ou não apresentam relevância para o problema de pesquisa.

Figura 36 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo Esquerdo



A Tabela 10 mostra os resultados dos efeitos principais e da interação entre a calha, altura e fase foi feita pela variável dependente RMSn para o músculo ECMD com índice significativo.

Tabela 10 - Resultados dos testes de efeitos de modelo e da interação pelas equações de estimativas generalizadas para os músculos Esternocleidomastoideo direito

Esternocleidomastoideo direito			
Origem	Qui-quadrado Wald	df	Sig.
(Interceptação)	301,82	1	<0,001
calha	46,48	1	<0,001
altura	5,73	2	0,057
fase	10,35	1	<0,001
calha * altura	5,94	2	0,051
calha * fase	0,49	1	0,484
altura * fase	9,03	2	0,011
calha * altura * fase	9,40	2	0,009

As covariáveis que aparecem no modelo são fixas nos seguintes valores:
idade=32,75

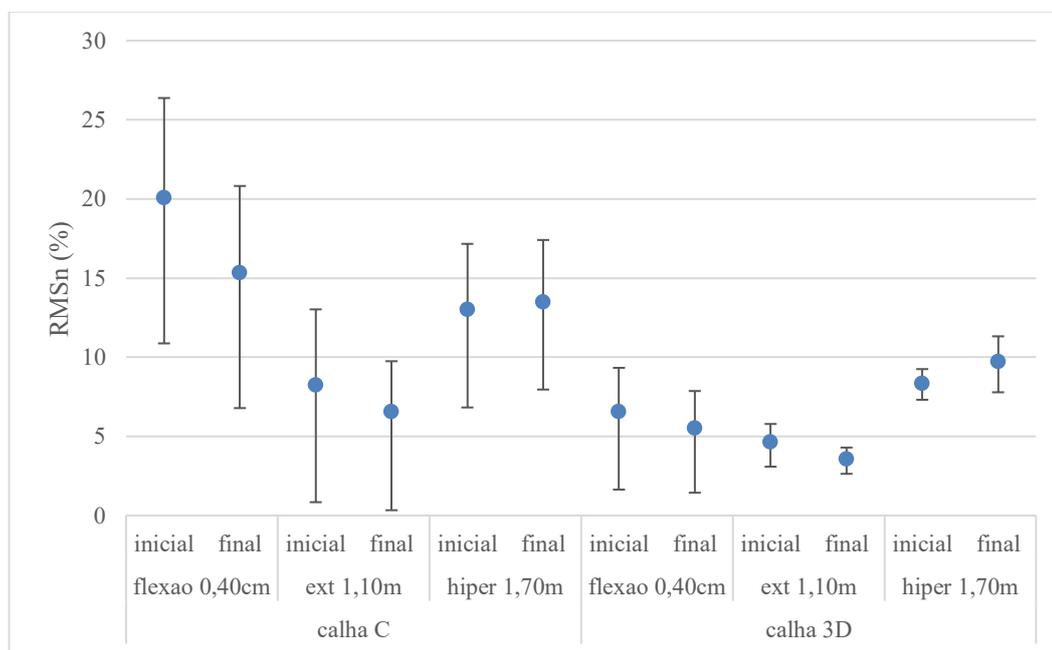
Os resultados das médias e intervalos de confiança de RMSn do músculo ECMD, em relação a calha e altura com suas fases são encontrados na Figura 37. Ao quantificar os valores da cada calha e altura nos permite indica que os valores médios da RMSn entre a fase inicial e final são decrescentes na flexão e extensão de pescoço e crescem na hiperextensão de pescoço em ambas as calhas.

Na interação pode-se observar que a calha 3D apresentou resultados significativos ($p < 0,027$) quando verificada a RMSn nas fases inicial e final na extensão do pescoço. A diferença entre as médias aponta que a extensão com valor positivo de 1,07. A calha convencional não ocorreu dados significativos.

Ao analisar a interação entre as calhas na fase inicial e final com cada altura foram identificados 2 dados significativos. A flexão de pescoço obteve valores significativos de ($p < 0,001$) na comparação entre as calhas em ambas as fases com diferença entre as medias de 13,54 na fase inicial e 9,81 na fase final.

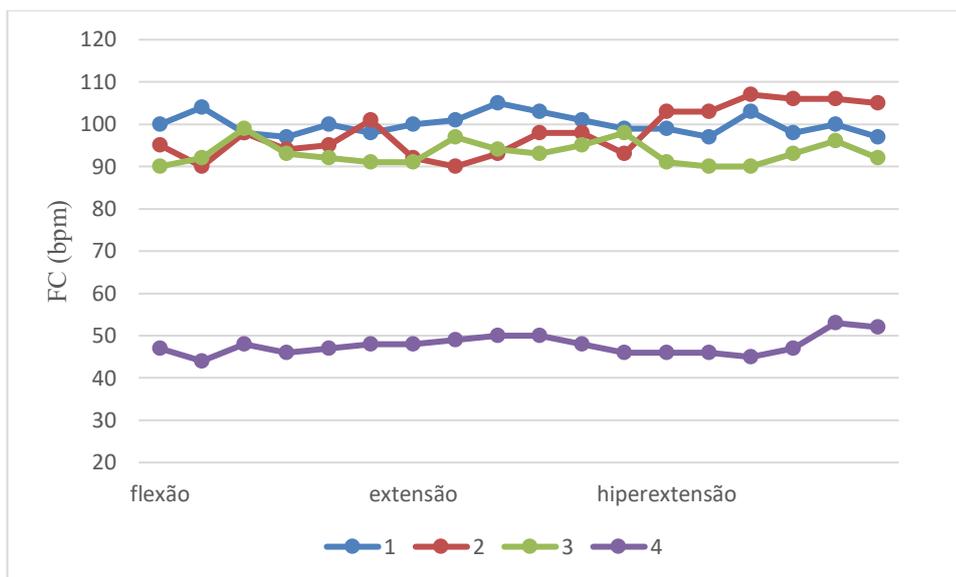
A calha 3D apresentou valores menores no RMSn na fase inicial e final na flexão de pescoço. A calha convencional não obteve valores significativos menores em relação a calha 3D. As demais comparações aos pares não foram significativas ($P > 0,126$) ou não apresentam relevância para o problema de pesquisa.

Figura 37 - Estimativas da média da Root Mean Square normalizado discriminada por calha, altura e fase no músculo Esternocleidomastoideo direito



A Figura 38 mostra a frequência cardíaca dos participantes da pesquisa na calha convencional nas três alturas de lançamento. Os resultados foram retirados da média dos lançamentos iniciais e final de cada bola. A diferença entre a máxima e a mínima foi nos indivíduos 1, 2, 3 e 4 em 8, 17, 9 e 9 batimentos, respectivamente.

Figura 38 - Frequência Cardíaca utilizando a calha convencional.



A Figura 39 indica a frequência cardíaca dos indivíduos da pesquisa na calha 3D nas três alturas de lançamento. Os resultados foram retirados da média dos lançamentos iniciais e finais de cada bola. A diferença entre a máxima e a mínima foi nos indivíduos 1, 2, 3 e 4 em 9, 13, 14 e 14 batimentos respectivamente.

A Figura 40 mostra a frequência respiratória dos indivíduos da pesquisa na calha convencional nas três alturas de lançamento. Os resultados foram retirados da média dos lançamentos, iniciais e finais de cada bola. A diferença entre a máxima e a mínima foi nos indivíduos 1, 2, 3 e 4 em 9, 11, 10 e 8 batimentos, respectivamente.

A Figura 41 indica a frequência respiratória dos indivíduos da pesquisa na calha 3D nas três alturas de lançamento. Os resultados foram retirados da média dos lançamentos iniciais e finais de cada bola. A diferença entre a máxima e a mínima foi nos indivíduos 1, 2, 3 e 4 em 8, 10, 7 e 12 batimentos respectivamente.

Figura 39 - Frequência Cardíaca utilizando a calha 3D.

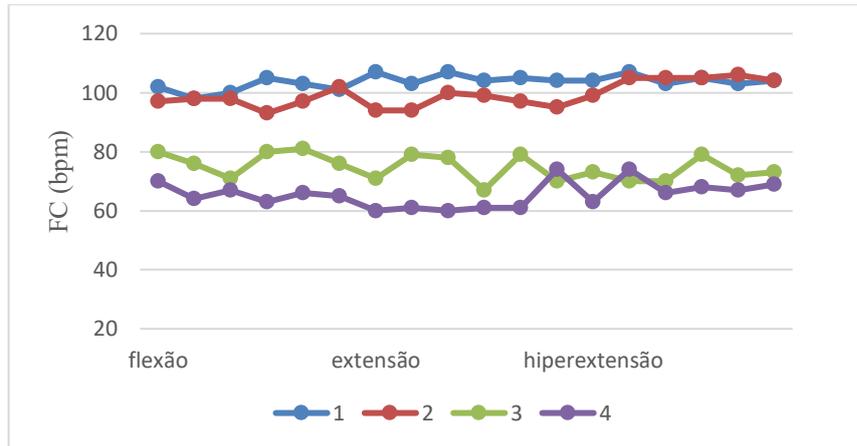


Figura 40 - Frequência Respiratória utilizando a calha Convencional.

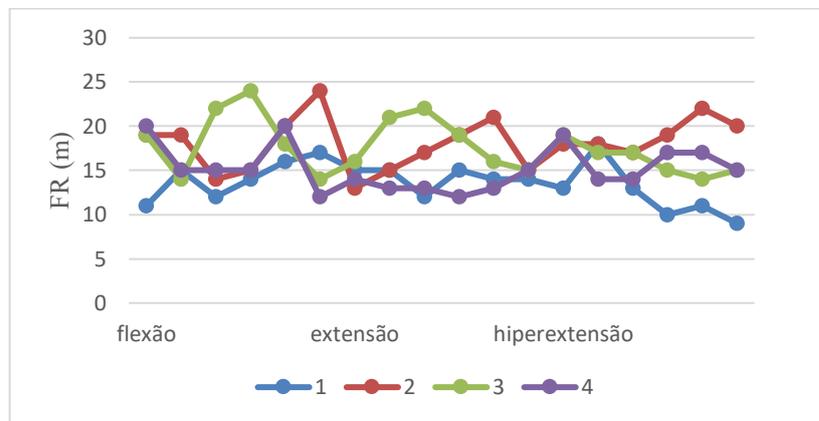
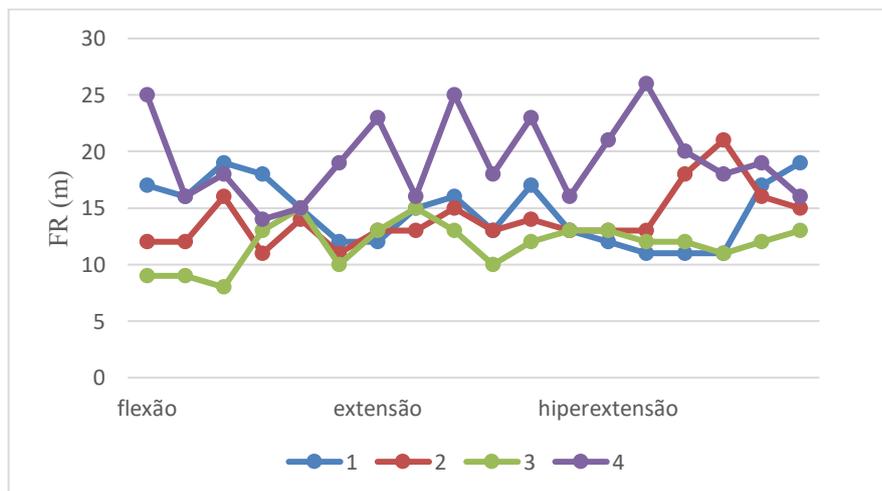


Figura 41 - Frequência Respiratória utilizando a calha 3D.



6 DISCUSSÃO

Nesse estudo foi avaliada a possibilidade de geração de fadiga muscular em atletas praticantes da bocha paralímpica, classe BC3, durante um procedimento rotineiro de treinamento que simula condições de jogo. Também foram quantificados os valores do RMSn em cada calha estudada e o efeito da fadiga muscular foi avaliado, comparativamente, utilizando a calha convencional do próprio atleta e uma nova calha desenvolvida impressão 3D.

6.1 – Fadiga muscular a partir da frequência mediana

Sinais eletromiográficos de ativação muscular vêm sendo utilizados como meios de avaliação do processo de fadiga muscular. Neste caso, a frequência mediana, valor da frequência que divide o espectro em duas regiões com a mesma energia, é o parâmetro utilizado para detectar a compressão espectral produzida pela fadiga muscular localizada. (BASMAJIAN; LUCA, 1985; BIASOTTO-GONZALEZ, 2005; DE LUCA, 1997; ESPOSITO; ORIZIO; VEICSTEINAS, 1998; SZETO; STRAKER; O’SULLIVAN, 2005).

Segundo (FERRARIO et al., 2006; FONG et al., 2012; ROY et al., 1989), a diminuição nos valores da Fmed inicial em relação a Fmed final é amplamente reportada na literatura como indicativo de que o músculo está trabalhando em regime de fadiga. A presente pesquisa buscou, a partir desses valores, identificar alterações encontradas nos diversos arremessos realizados pelos atletas.

A calha convencional utilizada na flexão e hiperextensão de pescoço e a calha 3D nas três alturas revelaram que o músculo esternocleidomastoideo esquerdo e direito não apresentaram índices significativos de fadiga muscular. Esses achados estão em consonância com o estudo de Ferrario et al.,(2006) que avaliou uma possível relação entre a displasia unilateral do quadril e a função do músculo esternocleidomastoideo durante uma tarefa fatigante. A frequência mediana foi calculada no início e no final da tarefa e não houve diferença significativa entre os músculos esternocleidomastóideos de mulheres saudáveis e de mulheres com displasia.

O estudo desenvolvido por Fong et al., (2012) investigou o padrão de fadiga aguda na atividade neuromuscular após um treinamento de bocha e o efeito do padrão de fadiga no desempenho esportivo. O teste foi realizado com atletas da classe BC1, BC2 e BC4 com sinais eletromiográficos e foram verificados os principais músculos envolvidos na execução do arremesso, sendo que o apenas o músculo trapézio superior mostrou índices de fadiga ao

comparar o primeiro e o último arremesso, 1º e o 72º arremessos, em um treinamento de bocha. Apesar do presente estudo ter sido desenvolvido com atletas da classe BC3, em que os voluntários movimentam a cabeça e os atletas da classe BC1, BC2 e BC4, realizam movimento pendular de braço, foram encontrados resultados semelhantes para o músculo trapézio parte descendente esquerdo na extensão do pescoço em ambas as calhas e o músculo trapézio parte descendente direito na extensão de pescoço na calha 3D. A fadiga do músculo trapézio superior pode contribuir para a redução do desempenho específico do Bocha.

Valente (2005) avaliou a influência da fadiga muscular na precisão do lançamento do atleta de Bocha da classe BC4 comparando atletas de níveis competitivos distintos. Os atletas realizaram séries de lançamentos para sete zonas pré-definidas do campo. Ao longo das séries de lançamentos os atletas com experiência internacional e nacional não alteraram seu desempenho em grande parte das zonas de lançamento.

6.2 – Quantificação dos valores do RMSn

Outro aspecto analisado foi a atividade elétrica dos músculos a partir dos valores de RMSn. Foram verificados valores médios para RMSn do lançamento entre os 10 arremessos de cada bola, com um total de 90 arremessos no geral, para que se observasse a ocorrência de queda ou aumento do nível de atividade elétrica entre a fase inicial e final do lançamento.

O aumento dos valores RMS no sinal EMG tem sido interpretado como uma indicação de geração de fadiga muscular, uma vez que o mesmo é correlatado pelo aumento do recrutamento das unidades motoras para compensar a saturação de fibras que já estão fadigadas, evitando a falência imediata do sistema (BASMAJIAN; LUCA, 1985; DE LUCA, 1997; FINSTERER, 2001)

A influência da calha convencional sobre a atividade elétrica dos músculos T_{pde} e T_{pdd} indicaram que no movimento de hiperextensão de pescoço ocorreu um aumento dos valores de RMSn entre a fase inicial e final. Este mesmo aumento foi constatado nos resultados encontrados do ECME na extensão e hiperextensão de pescoço. Estudos descrevem o aumento desse parâmetro como um indício de instalação da fadiga muscular (CALLEGARI et al., 2011).

Silverio (1999) encontrou resultados semelhantes ao presente estudo quando avaliou a atividade elétrica dos músculos esternocleidomastoideo (ECM) em indivíduos clinicamente normais e disfônicos, nas situações de repouso e fonação. O sinal elétrico foi quantificado pela

raiz quadrada da média (RMS) normalizada com flexão do pescoço para o músculo ECM. Os resultados mostraram que no grupo controle e disfônico não houve diferença significativa entre a atividade elétrica do músculo ECM esquerdo e ECM direito. Forsberg et al. (1985) determinou que a atividade de EMG não foi alterada nos músculos esternocleidomastóideo considerando a posição natural da cabeça e flexão do pescoço. Os resultados dos estudos supracitados vêm de encontro com os resultados da presente pesquisa, onde os músculos ECMD e ECME não apresentaram resultados significativos em nenhuma das calhas no processo de flexão do pescoço.

Florencio et al. (2016) também demonstrou ao investigar as diferenças na atividade elétrica dos músculos flexores e extensores do pescoço em mulheres com enxaqueca considerando a cronicidade de sua condição. Sinais eletromiográficos pela média do RMS normalizado foram registrados bilateralmente do esternocleidomastóideo, escaleno anterior, esplênio da cabeça e trapézio superior. Os sujeitos realizaram 5 estágios de flexão crânio-cervical (FCC), representando um aumento progressivo na faixa de movimento. Nenhuma diferença na atividade dos flexores superficiais do pescoço foi observada entre mulheres com enxaqueca (nem crônica nem episódica) e saudáveis controles.

Peroni (2004) avaliou a atividade elétrica dos músculos mastigatórios e cervicais esternocleidomastóideo e trapézio porção superior. Todos os músculos foram avaliados durante o repouso e a contração voluntária máxima. Não houve diferença significativa das médias dos valores RMS dos músculos estudados quando comparados entre os indivíduos sintomáticos e assintomáticos de função temporomandibular. Esse resultado está em conformidade com os resultados encontrados nesse estudo, utilizando-se calha 3D, em que nenhum dos músculos analisados, ECME, ECMD, Tpde e o Tpdd, apresentou dados significativos como indicio de fadiga muscular.

6.3 – Valores do RMSn entre as duas calhas

Outra análise do presente trabalho foi comparar a calha convencional com a calha 3D em relação à atividade elétrica do músculo através dos valores RMSn médio nas três posições de lançamento. Observou-se que no músculo Tpdd utilizando a calha 3D obteve significativamente menores quando comparados com a calha convencional na flexão, extensão e hiperextensão de pescoço. O músculo Tpde segue a mesma linha do músculo Tpdd, com o uso da calha 3D

apresentando valores menores quando comparados com a calha convencional, sendo significativos para a flexão e extensão de pescoço.

Comparando o valor RMSn entre a calha 3D e calha convencional observa-se que valores significativos foram menores na calha 3D em grande parte das alturas, o que sugere um sinal de manifestação de fadiga precoce na calha 3D. Segundo Lee et al. (2015) a carga que é aplicada a cada músculo de acordo com a posição do pescoço pode ser estimada determinando a quantidade de atividade muscular que muda em volta do pescoço, conforme o ângulo do movimento do pescoço aumenta sob condições de tensão excessiva e cargas excessivas.

A amplitude do sinal eletromiográfico está relacionada com o recrutamento das Unidades Motoras (FARINA, 2004). O aumento do recrutamento de unidades motoras é um fator que sinaliza fadiga neuromuscular (ADAM; LUCA, 2003; SMILIOS; KINEN; TOKMAKIDIS, 2010; SØGAARD et al., 2006). A calha convencional apresentou valores de RMSn maiores em grande parte dos sinais medidos. A calha 3D, apresentou uma menor ação de recrutamento de unidades motoras sugerindo um menor gasto energético. Com isso, permite que o atleta possua um maior condicionamento físico em uma condição de treino prolongado. Neste caso, seria possível uma maior continuidade nos treinamentos e uma melhor preparação física para suportar as condições dos jogos e de treinamentos mais intensos.

Os resultados mostraram que a calha 3D na avaliação do RMSn ocorreu uma diminuição na ativação das fibras musculares. Neste caso, é importante que o uso da calha nos treinamentos e jogos, recrute uma menor quantidade de fibras com o objetivo de gerar um menor gasto energético e conseqüentemente menor esforço, diminuindo o desgaste físico e melhorando a performance muscular e, conseqüentemente, aprimorar a parte técnica nos treinamentos e jogos.

A calha 3D, por ser modular, possibilita um menor recrutamento das unidades motoras do atleta. O projeto da calha 3D faz com que o atleta tenha vantagens mecânicas nas ações musculares que necessitam de pouca força, ou seja, com poucas unidades motoras são recrutadas comparativamente à uma calha convencional.

Limitações do estudo

A principal limitação deste estudo foi a dificuldade de se obter uma amostra mais homogênea, uma vez que, os atletas possuíam diferentes tipos de deficiências. Amostra de

conveniência pouco representativa da população, pois o jogo de bocha tem uma quantidade reduzida de praticantes na classe BC3, comparativamente às outras classes.

Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros, uma importante contribuição adicional, será a análise da fadiga muscular, em condições de estresse físico, principalmente, em condições naturais de estresse durante o jogo de bocha em condições de competição. A ausência de estresse durante o treinamento pode ser observado pelos resultados da frequência cardíaca e respiratória que indicaram valores constantes, ou seja, sem alterações significativas que indicariam uma alteração fisiológica devido ao estresse físico e mental.

Outra sugestão de trabalho futuro é realizar uma nova análise considerando dois grupos distintos: grupo controle sem experiência de jogo e o segundo grupo com experiência, de tal forma que se pudesse fazer uma comparação dos níveis de fadiga dos atletas. O grupo estudado apresenta mais de 5 anos de treinamento, o que dificulta encontrar a tendência em desenvolver fadiga muscular. Segundo Gibson e Edwards (1985), o padrão de fadiga pode ser diferente em atletas com diferentes anos de experiência na modalidade. A fadiga é provavelmente menor em indivíduos bem treinados, não só por causa de adaptações da musculatura que favorecem desempenho e resistência, mas também porque este processo de treinamento melhora o consciente ou “habilidade” inconsciente em otimizar a função dos músculos de maneira a minimizar a tendência a desenvolver fadiga.

7 CONCLUSÕES

Atletas de bocha paralímpica, classe BC3, possuem severos comprometimentos da função motora e, por isso, utilizam-se da cabeça com dispositivos auxiliares e de uma calha para efetuar o lançamento das bolas. Por causa de diversas estratégias do jogo, é necessário variar o comprimento da calha para cada tipo de bola e, com isso, o atleta necessita realizar movimentos de flexão, extensão e hiperextensão do pescoço. Pode-se concluir que, mesmo durante os treinamentos, os atletas apresentaram certo índice de fadiga muscular, o que leva a crer em um possível agravamento durante as competições, uma vez que fatores psicológicos, relacionados ao estresse e à ansiedade, poderiam reforçar o processo de fadiga muscular e comprometer a eficiência do jogo.

Em relação a quantificação dos valores RMSn final e inicial, a calha convencional apresentou resultados que indicaram aumento em alguns dos músculos estudados e a calha 3D, ao contrário, não apresentou aumento em nenhum dos músculos e posições de movimentação do pescoço. A calha em manufatura aditivada, portanto, permite uma menor ação dos grupos musculares e recrutamento de unidade motora. Com isso, sugere um menor gasto energético, permitindo que o atleta prolongue seus treinamentos e apresente uma melhor condição física para os treinamentos e também durante os jogos.

Considerando a configuração dos testes realizados para a avaliação do índice de fadiga em atletas de bocha, simulando a condição de treinamento, foi possível observar diferenças na ativação elétrica muscular quando da utilização da calha convencional e da calha fabricada por manufatura aditiva. A estrutura da calha pode, portanto, interferir no processo de geração de fadiga muscular. O estudo é um importante meio que permite identificar aonde ocorre a fadiga muscular no atleta e contribui para intervir nesse processo e melhorar a condição física, técnica e tática do atleta.

REFERÊNCIAS

- ADAM, A.; LUCA, C. J. DE. Recruitment Order of Motor Units in Human Vastus Lateralis Muscle Is Maintained During Fatiguing Contractions. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, n. 5, p. 2919–2927, 2003. <https://doi.org/10.1152/jn.00179.2003>.
- ANDE. **MANUAL DE CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL**. Rio de Janeiro: ANDE, 2009. Disponível em: <http://www.ande.org.br/wp/wp-content/uploads/2012/03/Manual_de_Classificacao_Funcional.pdf>.
- ARAÚJO, P. F. **Desporto Adaptado no Brasil: origem, institucionalização e atualidade**. Brasília-DF: Ministério da Educação e do Desporto / INDESP, 1998.
- BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. DE. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BIASOTTO-GONZALEZ, D. A. **Abordagem interdisciplinar das disfunções temporomandibulares**. Barueri-SP: Manole, 2005.
- BISFED. **Boccia classification rules**. Disponível em: <<http://www.bisfed.com/wp-content/uploads/2014/01/BISFed-Boccia-Classification-Rules-2nd-Edition-2013.pdf>>. Acesso em: 23 out. 2016.
- BISFED. **BISFed international boccia rules**. Disponível em: <http://www.bisfed.com/wp-content/uploads/2017/03/Final_BISFed-2017-Competition-Rules-V2.pdf>. Acesso em: 8 maio. 2017.
- BRAZUNA, M. R.; CASTRO, E. M. DE. A Trajetória do Atleta Portador de Deficiência Física no Esporte Adaptado de Rendimento. Uma Revisão da Literatura. **Motriz**, v. 7, p. 115–123, 2001.
- CALLEGARI, R. et al. Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 5, p. 185, 2011.
- CAMPEAO, M. DA S. **Proposta de ensino de bocha para pessoas com paralisia cerebral**. Campinas-SP: Tese de mestrado, Universidade Estadual de Campinas, 2002.
- CAMPEÃO, M. DA S.; OLIVEIRA, R. G. DE. **Bocha paraolímpica: manual de orientação para professores de educação física**. Brasília-DF: Comitê paraolímpico Brasileiro, 2006.
- CAMPEAO, M. DA S.; VIEIRA, I. B. Bocha. In: **Esporte Paralímpico**. São Paulo-SP: Atheneu, 2012.
- COELHO, R. A. **A história dos problemas da tautócrona e da braquistócrona**. Rio Claro-SP: Universidade Estadual Paulista, 2008.
- CORREIA, R. **O estudo da evolução das calhas de boccia numa perspectiva de melhoria da prestação desportiva**. Porto-Portugal: Universidade do Porto, 2001.
- CRUZ, C. F. **Sistema de biofeedback para otimização de movimento de membros superiores de corredores com paralisia cerebral**. Campinas-SP: UNICAMP, 2003.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied**

- Biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>.
- DICKSON, M.; FUSS, F.; WONG, K. Benchmarking of boccia balls: Roll distance, accuracy, stiffness, rolling friction, and coefficient of restitution. **Sports Technology**, v. 3, n. 2, p. 131–140, 2010. <https://doi.org/10.1080/19346182.2010.540474>.
- DOMÉNECH, A.; DOMENECH, T.; CEBRIAN, J. Introduction to the study of rolling friction. **American Journal of Physics**, v. 55, n. 3, p. 231, 1987.
- ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas Cinesiologia**. 2. ed. São Paulo-SP: Manole, 2000.
- ESPOSITO, F.; ORIZIO, C.; VEICSTEINAS, A. Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 78, n. 6, p. 494–501, 1998. <https://doi.org/10.1007/s004210050451>.
- FARINA, D. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p. 1486–1495, 2004. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01070.2003>.
- FERRARIO, V. F. et al. Fatigue in the Sternocleidomastoid Muscle and Hip Dysplasia: A Surface Electromyographic Assessment in Adult Women. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 29, n. 4, p. 275–278, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2006.03.008>.
- FINSTERER, J. EMG-interference pattern analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 4, p. 231–246, 2001. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00006-2](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00006-2).
- FLORENCIO, L. L. et al. Patients with chronic, But not episodic, Migraine display altered activity of their neck extensor muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 30, p. 66–72, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.06.003>.
- FONG, D. T. P. et al. Upper limb muscle fatigue during prolonged Boccia games with underarm throwing technique. **Sports Biomechanics**, v. 11, n. 4, p. 441–451, 2012. <https://doi.org/10.1080/14763141.2012.699977>.
- FORSBERG, C. M. et al. EMG activity in neck and masticatory muscles in relation to extension and flexion of the head. **European Journal of Orthodontics**, v. 7, n. 3, p. 177–184, 1985. <https://doi.org/10.1093/ejo/7.3.177>.
- FREITAS, P. S.; CIDADE, R. E. A. **Noções sobre educação física e esporte para pessoas portadoras de deficiência: Uma abordagem para professores de 1º e 2º grau**. Uberlândia: Breda, 1997.
- GIBSON, H.; EDWARDS, R. H. T. Muscular Exercise and Fatigue. **Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise**, v. 2, n. 2, p. 120–132, 1985. <https://doi.org/10.2165/00007256-198502020-00004>
- GIBSON, I.; STUCKER, B.; ROSEN, D. W. **Additive Manufacturing Technologies - David W. Rosen**. 2. ed. [s.l.] Springer, 2015. <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-2113-3>
- GONZÁLEZ, S. G. **Impresión 3D**. [s.l.] Marcombo, 2016.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 2. ed. Barueri-SP: Manole, 2008.

HERRERA, I. M. Galileo, Bernoulli, Leibniz and Newton around the brachistochrone problem. **Revista mexicana de física**, v. 40, n. 0035–001X, p. 459–475, 1994.

IPC. **Paralympics - History of the Movement**. Disponível em: <<https://www.paralympic.org/the-ipc/history-of-the-movement>>. Acesso em: 21 ago. 2017.

JERÔNIMO, J. P. **Esporte como elemento facilitador da inclusão de pessoas com paralisia cerebral severa: contribuições para a formação de professores de educação física**. Uberaba-MG: Universidade de Uberaba, 2006.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular, Volume 3 Tronco e Coluna Vertebral**. 5. ed. São Paulo-SP: pan-americana, 2002.

KOMI, P. V. **Força e Potencia no Esporte**. 2. ed. Porto Alegre-RS: Artmed, 2006.

LEE, T.-H. et al. Changes in the activity of the muscles surrounding the neck according to the angles of movement of the neck in adults in their 20s. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 3, p. 30–32, 2015. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.973>.

MARTA, L. **Boccia: Estudo – piloto sobre o estado de conhecimento na modalidade**. Porto-Portugal: Universidade do Porto, 1998.

PARSONS, A.; WINCKLER, C. Esporte e a Pessoa com Deficiência – Contexto Histórico. In: **Esporte Paralímpico**. São Paulo-SP: Atheneu, 2012.

PERONI, A. B. C. DA F. **análise comparativa através da eletromiografia e biofotogrametria entre indivíduos sintomáticos e assintomáticos de disfunção temporomandibular (DTM)**. Santa Maria-RS: Universidade Federal de Santa Maria, 2004.

PICULLI, M. **Entendendo a iniciação esportiva para o ensino da bocha paralímpica brasileira**. Campinas-SP: UNICAMP, 2016.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. **Fisiologia do Exercício - Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho**. 8. ed. Barueri-SP: Manole, 2014.

ROY, S. H. et al. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 22, n. 4, p. 463–469, 1989. <https://doi.org/10.1249/00005768-198904001-00534>.

SANTOS, A. R. N. C. **Competências Mentais e Ansiedade Competitiva em Atletas de Boccia**. Coimbra-Portugal: Universidade de Coimbra, 2008.

SANTOS, D. LIRA DE. **The Study of the characteristics of boccia balls: a proposal for regulation**. Porto-Portugal: Tese de Mestrado, Universidade do Porto, 2014.

SENATORE, V. Paraolímpicos do futuro. In: **Introdução ao movimento paraolímpico: manual de orientação para professores de educação física**. Brasília-DF: Comitê Paraolímpico Brasileiro, 2006.

SILVERIO, K. C. A. **Atividade Elétrica dos Músculos Esternocleidomastoideo e Trapézio - Fibras Superiores em Indivíduos Normais e Disfônicos**. Piracicaba- SP: Universidade Estadual Campinas: UNICAMP, 1999.

SMILIOS, I.; KINEN, K. H. "; TOKMAKIDIS, S. P. Power output and electromyographic

activity during and after a moderate load muscular endurance session. **Journal of Strength and Conditioning Research**, n. d, p. 2122–2131, 2010. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a5bc44>.

SØGAARD, K. et al. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. **Journal of Physiology**, v. 573, n. 2, p. 511–523, 2006. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.103598>.

SZETO, G. P. Y.; STRAKER, L. M.; O’SULLIVAN, P. B. EMG median frequency changes in the neck-shoulder stabilizers of symptomatic office workers when challenged by different physical stressors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 6, p. 544–555, 2005. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.004>.

TEODORO, C. M. **Esporte adaptado de alto rendimento praticado por pessoas com deficiência relatos de atletas paraolímpicas**. São Paulo-SP: Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. Rio de Janeiro-RJ: Guanabara Koogan, 2010.

VALENTE, V. L. C. **Factores de eficácia na estratégia de decisão em jogadores de Boccia – Estudo comparativo entre jogadores de dois quadros competitivos diferentes**. Porto-Portugal: Universidade do Porto, 2003.

VALENTE, V. L. C. **A influência da fadiga na precisão dos lançamentos dos atletas de boccia da classe BC4. Estudo comparativo entre atletas de níveis competitivos distintos**. Porto-Portugal: Universidade do Porto, 2005.

VIEGAS, J. **A brief history of time**. Disponível em: <<https://www.yumpu.com/en/document/view/15764677/a-brief-history-of-boccia-cpisra>>. Acesso em: 5 jun. 2017.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L.; KENNEDY, L. W. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. 5. ed. Barueri-SP: Manole, 2013.

WINNICK, J. P. **Educação Física e Esportes Adaptados**. Barueri-SP: Manole, 2004.

APÊNDICE 1 - APROVAÇÃO NO COMITÊ DE ÉTICA

DETALHAR PROJETO DE PESQUISA

- DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: COMPORTAMENTO BIOMECÂNICA DE ATLETAS DA BOCHA PARALÍMPICA (CLASSE BC3) UTILIZANDO UMA NOVA CALHA DESENVOLVIDA EM IMPRESSORA 3D
Pesquisador Responsável: Cleudmar Amaral Araujo
Área Temática:
Versão: 2
CAAE: 88319917.1.0000.5152
Submetido em: 01/06/2017
Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Mecânica
Situação da Versão do Projeto: Aprovado
Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio



Comprovante de Recepção:  PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_841123

- DOCUMENTOS DO PROJETO DE PESQUISA

- ▼ Versão Atual Aprovada (PO) - Versão 2
- ▼ Pendência Documental (PO) - Versão 2
 - ▼ Currículo dos Assistentes
 - ▼ Documentos do Projeto
 - Comprovante de Recepção - Submissão
 - Declaração de Instituição e Infraestrutura
 - Folha de Rosto - Submissão 6
 - Informações Básicas do Projeto - Submi
 - Outros - Submissão 6
 - Projeto Detalhado / Brochura Investigad
 - TCLE / Termos de Assentimento / Justifi
 - ▼ Apreciação 6 - Universidade Federal de Ube
- ▼ Projeto Completo

Tipo de Documento	Situação	Arquivo	Postagem	Ações

- LISTA DE APRECIÇÕES DO PROJETO

Apreciação *	Pesquisador Responsável *	Versão *	Submissão *	Modificação *	Situação *	Exclusiva do Centro Coord. *	Ações
PO	Cleudmar Amaral Araujo	2	01/06/2017	13/06/2017	Aprovado	Não	   

APÊNDICE 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada **“Influência da calha na geração de fadiga muscular em atletas da bocha paralímpica”**, sob a responsabilidade dos pesquisadores **Cleudmar Amaral Araújo, Glênio Fernandes Leite, Gilmar da Cunha Sousa, Thiago Jose Donega, Márcio Peres de Souza e Regina Caixeta Ribeiro da Universidade Federal de Uberlândia.**

Nesta pesquisa nós estamos buscando **analisar o comportamento biomecânico (funcionamento dos músculos do corpo) relacionada com o lançamento das bolas por parte dos atletas da classe BC3 da bocha paralímpica, comparando sua performance em calhas convencionais com uma nova calha prototípada e otimizada.**

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador **Glênio Fernandes Leite um dia antes da coleta de dados na faculdade de educação física da UFU no ginásio 2 – G2 que será explicado todos os procedimentos e teste da pesquisa.**

Na sua participação, você será submetido a um teste de eletromiografia em que os eletrodos serão colocados nos músculos do pescoço para avaliar os índices de contração dos músculos. Após colocar os eletrodos aquecimento corporal de 15 minutos. Finalizado o aquecimento será feita a primeira coleta de dados. No final do treinamento, será feita a última coleta de dados. O treinamento será especificamente voltado para a classe BC3, sendo que as atividades abordarão a parte de lançamento de bola curta, bola média e bola longa, exercício de mira e retirada da bola com elevação máxima da calha.

Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada.

Você não terá nenhum gasto nem ganho financeiro por participar na pesquisa. **(Será oferecido um lanche na fase de repouso aos participantes da pesquisa.**

Os riscos consistem em **um desconforto ou dor de baixa intensidade na musculatura. O período experimental poderá causar a fadiga muscular. Os exercícios que serão realizados pelos atletas durante a fase da coleta de dados são praticados em seus treinos diários. Para garantir as condições físicas dos atletas, os testes serão acompanhados por uma equipe de pesquisadores de diversas áreas da saúde. Outro risco que há é na identificação dos participantes. Para reduzir esse risco o formulário não será identificado pelo nome para que seja mantido o anonimato. Os benefícios serão melhorar o controle muscular e ganho**

na agilidade durante os treinos e na competição. Ademais, possibilitará ao pesquisador obter informações importantes a respeito da fadiga muscular e os músculos envolvidos durante o lançamento o que permitirá trabalhar com atividades que melhore seu condicionamento físico e suas atividades de vida diária.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem qualquer prejuízo ou coação. Até o momento da divulgação dos resultados, você também é livre para solicitar a retirada dos seus dados, devendo o pesquisador responsável devolver-lhe o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado por você.

Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Em caso de qualquer dúvida ou reclamação a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: **Cleudmar Amaral Araújo, telefone: (34)-3239-4084, localizado na Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco 1M, sala LPM, campus Santa Mônica – Uberlândia/MG, 38400-902.** Você poderá também entrar em contato com o CEP - Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos na Universidade Federal de Uberlândia, localizado na Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, campus Santa Mônica – Uberlândia/MG, 38408-100; telefone: 34-3239-4131. O CEP é um colegiado independente criado para defender os interesses dos participantes das pesquisas em sua integridade e dignidade e para contribuir para o desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos conforme resoluções do Conselho Nacional de Saúde.

Uberlândia, de de 20.....

Assinatura do(s) pesquisador(es)

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Assinatura do participante da pesquisa