



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

THATIANE DA SILVA COELHO

**AVALIAÇÃO FUNCIONAL DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS
AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR**

BELÉM-PA
2025

THATIANE DA SILVA COELHO

**AVALIAÇÃO FUNCIONAL DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS
AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós- Graduação em Ciências do Movimento Humano - PPGCMH, do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva.

BELÉM-PA
2025

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará

Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

C672a Coelho, Thatiane da Silva.
Avaliação funcional dos membros superiores em indivíduos amputados de membro inferior / Thatiane da Silva Coelho. — 2024.
65 f. : il. color.

Orientador(a): Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa E Silva Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará, Instituto de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Belém, 2024.

1. Desempenho físico funcional . 2. Amputação . 3. Extremidade superior . 4. Extremidade inferior . 5. Pessoa com deficiência . I. Título.

CDD 612.044

THATIANE DA SILVA COELHO

**AVALIAÇÃO FUNCIONAL DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS
AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – PPGCMH, do Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal do Pará, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.
Orientador: Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva

DATA DE AVALIAÇÃO: 30/04/2024

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva

Orientador – PPGCMH/ UFPA

Profª. Dra. Suellen Alessandra Soares de Moraes

(Membro Interno- PPGCMH)

Prof. Dr. Ítalo Sérgio Lopes Campos

(Membro externo – FEF)

BELÉM-PA

2025

AGRADECIMENTOS

Chegar aqui só foi possível porque Deus colocou muitos anjos no caminho. São muitas as pessoas para agradecer, listar todas seria injusto pelo risco de esquecer o nome de alguém. No geral agradeço primeiramente a Deus, o autor de tudo isso, em seguida a minha família e amigos (minha segunda família).

Agradeço ao professor, Ítalo Sérgio Lopes Campos por ceder o espaço de seu laboratório para a coleta e por participar da banca assim como a professora Suellen Alessandra Soares de Moraes. Agradeço a Coordenação de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior - CAPES. Ao meu orientador Anselmo de Athayde Costa e Silva por toda colaboração e paciência. Agradeço a todos que me inspiraram e me ajudaram mesmo sem saber.

FINANCIAMENTO

Capes - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior.

“Tudo parece impossível até acontecer”
Nelson Mandela

RESUMO

Os testes funcionais são exercícios elaborados para avaliar quantitativa e qualitativamente o desempenho do indivíduo. Possibilitam a análise de alinhamentos biomecânicos, posturais e dificuldades na realização da atividade proposta. E o teste de estabilidade da extremidade superior em cadeia cinética fechada (*Closed Kinect Chair Upper Extremity Stability Test - CKCUEST*) é validado e possui valores de referência através da sua pontuação de valor normalizado, média de toques e *power score* para população atlética de vôlei, tênis, handebol e baseball, o que favorece o acompanhamento de programas de reabilitação de ombro, quando necessário. No entanto, não há tal dado na literatura sobre o desempenho e validação do teste em pessoas com deficiência (PCD). O principal objetivo deste estudo foi adaptar o *CKCUEST* para indivíduos amputados de membro inferior, e os objetivos secundários consistem em: testar a reprodutibilidade do teste em amputados de membro inferior; comparar o desempenho em diferentes posições de adaptação ao teste; correlacionar o resultado com potência muscular dos membros superiores e descrever os sinais inerciais durante a execução do teste. Foram recrutados 19 participantes amputados e fisicamente ativos sem patologias osteoarticulares nos membros superiores que realizaram três variações de como executar o *CKCUEST*, usando sensores inerciais da marca *mbientlab* para a análise do movimento. A Anova de um fator foi utilizada para comparar os valores de média dos toques, valor normalizado e escore de potência do *CKCUEST*, assim como as escalas de percepção subjetiva de esforço (BORG) e escala visual analógica a dor (E.V.A) entre as posições. Para a reprodutibilidade do teste foi utilizado o coeficiente de concordância CCC de Lin. A correlação de *Pearson* foi utilizada para correlacionar o desempenho do *SMBT* com o *CKCUEST* e com as métricas do sensor inercial. Os resultados de desempenho no *CKCUEST* em indivíduos amputados foram de 28,53 ($\pm 4,64$) toques, 16,27 ($\pm 2,64$), toques do valor normalizado e 97,66 ($\pm 24,09$) toques / seg do *power score*. A variável que obteve diferença entre as posições foi a percepção subjetiva de esforço. Não foi observado boa concordância teste e reteste para parâmetros do *CKCUEST*. As métricas dos sensores inerciais mais ligadas ao movimento realizado no *CKCUEST* são a frequência dominante e a amplitude. Conclui-se que o *CKCUEST* é um teste funcional adaptável e aplicável a esta população, pessoas com amputação de membro inferior.

Palavras-chave: Desempenho físico funcional; Extremidade superior; extremidade inferior; Amputação; Pessoa com deficiência; Estudo de validação.

ABSTRACT

Functional assessment provides information on various motor components such as strength, power, balance, mobility and coordination. These capabilities are important both in health and performance. And the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) is a validated test to evaluate the functional performance of the upper limbs. It has reference values for volleyball, tennis, handball and baseball athletes, which favors the monitoring of shoulder rehabilitation programs, when necessary. However, there is no such data in the literature on the performance and validation of the test in people with disabilities (PWD), especially with regard to lower limb amputees since this population uses the upper limbs in an open and closed kinetic chain. than other athletic populations. The main objective of this study was to apply the CKCUEST to lower limb amputees, and the secondary objectives consists of test the reproducibility of the test in lower limb amputees; compare performance in different test adaptation positions; correlate the result with muscular power of the upper limbs and describe the inertial signals during the test. Nineteen physically active amputees without osteoarticular pathologies in the upper limbs were recruited and performed three variations of the CKCUEST, using inertial sensors for movement analysis. One-way ANOVA was used to compare the average values of touches, normalized value and power score of the CKCUEST, as well as the subjective perception of effort (BORG) and visual analogue pain (VAS) scales between the position. Lin's correlation coefficient of agreement (CCC) was used to evaluate the reproducibility of the test. Person's correlation was used to correlate SMBT performance with the CKCUEST and with the inertial sensor metrics. The performance results on the CKCUEST in amputees were 28.58 (4.64) the average number of touches, 16.27 (2.64) touches of the normalized value and 97.66 touches/sec of the power score. The variable that differed between positions was subjective perception of effort. Good test-retest agreement was not observed for CKCUEST parameters. The inertial sensor metrics closely linked to the movement carried out in CKCUEST are the dominant frequency and amplitude. The conclusion is that the CKCUEST is a functional test that can be adapted and applied to the population of people with lower limb amputations.

Keywords: Functional physical performance; Upper extremity; Lower extremity; Amputation, Person with disability; Validation study.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Medida da estatura	30
Figura 2 – Medida da envergadura	31
Figura 3 – Escala de dor	32
Figura 4 – Escala subjetiva de esforço	33
Figura 5 – Execução do <i>CKCUEST</i>	34
Figura 6 – Uso do sensor inercial durante o <i>CKCUEST</i>	35
Figura 7 – Execução do <i>SMBT</i>	38
Figura 8 – Sinais inerciais brutos separados por eixo	44
Figura 9 – Sinais inerciais brutos e filtrados (resultante)	44

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Testes funcionais de membros superiores	23
Quadro 2. Ajuste na medida do IMC	31
Quadro 3. Variáveis do sensor inercial	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fórmula dos resultados do CKCUEST	33
Tabela 2 – Descrição da amostra de 19 participantes	38
Tabela 3 – Valores em média e desvio padrão do CKCUEST nas variações de posicionamento 19 participantes.	40
Tabela 4 – Descrição da amostra do estudo de reprodutibilidade com o total de 9 participantes.	40
Tabela 5 – Descrição em média e (desvio padrão) do desempenho do CKCUEST nas três -variações de posicionamento teste e reteste e valor do coeficiente de concordância de correlação total 09 participantes	41
Tabela 6 – Coeficiente de correlação de Pearson e coeficiente de concordância de correlação entre o valor de potência do SMBT e o valor de potência do CKCUEST nas três posições. Total de 09 participantes.	42
Tabela 7 – Variáveis inerciais em média e desvio padrão de 13 participantes, sensor inercial utilizado no punho, valores referentes a primeira tentativa da posição original do CKCUEST	43
Tabela 8 – Correlação (p-valor) das métricas inerciais e desempenho do CKCUEST	45

LISTA DE SIGLAS

PPGCMH - Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano

AVDs- Atividade de vida diárias

ART- Artigo

A.M.A- Atividade média absoluta

AST- Athletic shoulder test

BORG- Escala subjetiva de esforço

CCC- Coeficiente de concordância de correlação

CCA- Cadeia cinética aberta

CCF- Cadeia cinética fechada

CKCUEST - Closed kinectic chain Upper extremmity stability test

COVID- Sars-Cov- 2, corona vírus

CMP- Counter movement push ups

LAFA - Laboratório de Atividade Física Adaptada

E.V.A- Escala visual análoga a dor

F.M.P- Frequência média ponderada

IMC- Índice de massa corporal

IC- Intervalo de confiança

ICS- Instituto de ciências da saúde

LB- Largura de banda

N.R.S- Escala numérica análoga a dor

MMSS- Membros superiores

OAHT- One arm hop test

OMS- Organização mundial da saúde

PCD - Pessoa com deficiência

PSET- Posterior shoulder Endurance test

RMSS- Raiz média quadrática da diferença sucessiva

S.V.A- Soma dos valores absolutos

S.M.Q – Sinal médio quadrático

SAMBT- Single arm medicine ball throw

SSASPT- Seated single arm shot put test

SMBT - Seated medicine ball throw

TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UFPA- Universidade Federal do Pará

ULRT- Upper limb rotations test

LISTA DE SÍMBOLOS

Kg- unidade de medida, quilograma

m- Unidade de medida metro

m²- Unidade de medida metro ao quadrado

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. REFERENCIAL TEÓRICO	16
2.1. Deficiência física.....	16
2.2. Amputação	17
2.3. Ombros.....	20
2.4. Avaliação funcional	21
2.5. CKCUEST	25
2.6. Arremesso de medicine ball	26
3.1. Objetivo Geral.....	27
3.2. Objetivos específicos	27
4. METODOS	28
4.1. Desenho do estudo	28
4.2. População e amostra.....	28
4.3. Procedimentos	29
4.4. Instrumentos.....	29
4.4.1. Estatura	29
4.4.2. Massa	30
4.4.3. Índice de massa corporal.....	30
4.4.4. Envergadura.....	31
4.4.5. Escala de classificação numérica análoga a dor.....	32
4.4.6. Percepção subjetiva de esforço	32
4.4.7. CKCUEST	33
4.4.8. Avaliação inercial do movimento	35
4.4.9. Teste de arremesso de medicine ball de 3kg.....	37
4.5. Análise estatística.....	38
5. RESULTADOS	38
6. DISCUSSÃO.....	45
7. CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS	49
PROCESSAMENTO DE SINAIS COLETADOS DO SENSOR INERCIAL DURANTE A EXECUÇÃO DO CKCUEST:.....	60
# Métricas Domínio do Tempo	64

1. INTRODUÇÃO

Os testes funcionais são exercícios elaborados para avaliar quantitativa e qualitativamente o desempenho do indivíduo e possibilitam a análise de alinhamentos biomecânicos, posturais e presença de dificuldade na realização das atividades propostas. Esses testes podem também ser comparadas às avaliações anteriores do próprio paciente ou à média populacional da qual ele pertence (Neto *et al.*, 2021).

O teste de estabilidade da extremidade superior em cadeia cinética fechada (*Closed Kinect Chair Upper Extremity Stability Test - CKCUEST*) é um teste funcional, que foi desenvolvido por Todd Goldbeck devido à necessidade de medir objetivamente o desempenho funcional da extremidade superior em cadeia cinética fechada (CCF). Foi proposto para investigar a presença de déficits nesse desempenho e servir de referência aos profissionais no que diz respeito à progressão de programas de reabilitação de ombro (Goldbeck e Davies, 2000).

A partir deste estudo outras pesquisas foram desenvolvidas com a finalidade de investigar a sensibilidade, confiabilidade e reprodutibilidade do teste em diferentes populações (Decleve *et al.*, 2020; Hollstadt; Boland; Mulligan, 2020; Lee; Kim, 2015; Tucci *et al.*, 2014). O teste possui valores de referência em atletas de tênis, vôlei e handball (Borms; Cools, 2018), além de jogadores de beisebol (Roush; Kitamura; Waits, 2007). A partir dos valores de desempenho, o *CKCUEST* também possui capacidade de discriminar indivíduos ativos, sedentários e pessoas com lesão da síndrome de impacto sub-acrômial (Tucci *et al.*, 2014) e discriminar jogadores de beisebol com e sem histórico de dor ou lesão pré-existente no ombro (Barfield *et al.*, 2022).

Esses valores de referência ajudam os profissionais na triagem e na prevenção dos indivíduos propensos a desenvolver lesões no ombro, ou em tratamento de lesão no ombro devido à característica de como é realizado esse teste. Seu resultado fornece três valores para avaliação: a pontuação do número de toques, o escore normalizado e o *power score* (Borms; Cools, 2018; Goldbeck; Davies, 2000).

A pontuação por número de toques é utilizada por disponibilizar um valor exato do número de toques no *CKCUEST* (Goldbeck; Davies, 2000; Tucci *et al.*, 2014). As pontuações do *CKCUEST* já foram correlacionados com a força muscular isométrica de rotadores internos e externos de ombro (Decleve *et al.*, 2020; Machado, 2019; Saccol *et al.*, 2021). A

população atlética é estudada por ser propensa a desenvolver disfunções no ombro devido à alta demanda do gesto esportivo (Borms; Cools, 2018; Machado, 2019; Saccol *et al.*, 2021). Esses atletas têm por característica realizar com maior frequência movimentos em cadeia cinética aberta (CCA) quando se trata de esportes envolvendo arremessos por cima da cabeça, gesto que faz uso de muitos receptores proprioceptivos para manter a estabilidade da articulação. Já a cadeia cinética fechada (CCF) é utilizada nos programas de reabilitação de ombro por permitir administração de maior carga com proteção (Moser; Malucelli; Bueno, 2010).

No entanto outra população que está sujeita à sobrecarga nos ombros e a constante mudança entre as cadeias cinética aberta e fechada relacionada ao ombro é formada por pessoas com deficiência. Por exemplo os amputados de membro inferior, que utilizam muletas ou cadeira de rodas para locomoção, atividades de vida diárias (AVDs) e/ou prática esportiva (Ayran *et al.*, 2015; Fagher *et al.*, 2020). Adquirir conhecimento a respeito do desempenho funcional do membro superior desta população se faz necessário, principalmente quando se leva em consideração as alterações e as adaptações biomecânicas que está sujeita a desenvolver. Não há até o momento, na literatura, informações a respeito de valores de referência, aplicação ou validação do CKCUEST nessa população. E isso é uma realidade que impossibilita aos profissionais do movimento que atuam com esse público a basearem suas condutas.

Devido aos fatos expostos o objetivo da presente pesquisa foi adaptar o teste de funcionalidade do membro superior em cadeia cinética fechada em adultos ativos com amputação de membro inferior e como objetivos secundários, testar a reprodutibilidade do CKCUEST em amputados de membro inferior; comparar o desempenho do CKCUEST entre as diferentes posições de adaptação ao teste; analisar se existe correlação do CKCUEST com potência muscular de membros superiores e descrever os sinais inerciais durante o teste.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1. Deficiência física

Ao fim da segunda guerra mundial, a quantidade de pessoas com deficiência pelo mundo aumentou em função das sequelas da guerra aos sobreviventes. Desde então foram criados programas de reabilitação, tecnologias assistivas, esportes adaptados, congressos e leis a fim de discutir e garantir a atenção para as necessidades desses indivíduos, possibilitando a sua reinserção na sociedade com seus direitos e deveres garantidos (Silver, 2018).

De acordo com a Lei 13.146 de 6 de julho de 2015 (art.2º), no Brasil é considerado pessoa com deficiência aquela que tem impedimento de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, o qual, em interação com uma ou mais barreiras, pode obstruir sua participação plena e efetiva na sociedade em igualdade de condições com as demais pessoas (Brasil, 2015). Já a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde – CIF, considera deficiência, como problemas na função ou estrutura corporal, tais como um desvio ou perda significativos (Di Nubila; Buchalla, 2008; Genebra OMS, 2013).

A deficiência pode ser classificada de acordo com sua duração, se permanente ou temporária; conforme seu status, se visível ou invisível e progressão, se estática, episódica ou degenerativa. As deficiências também podem ser divididas como física ou motora e intelectual ou sensorial (visual e auditiva) (Silva; Mello, 2021).

A deficiência física ou motora tem por definição a alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando o comprometimento da função física, apresentando-se sob a forma de paraplegia, paraparesia, monoplegia, monoparesia, tetraplegia, tetraparesia, triplegia, hemiplegia, hemiparesia, ostomia, amputação ou ausência de membro, paralisia cerebral, nanismo, membros com deformidade congênita ou adquirida, exceto as deformidades estéticas e as que não produzem dificuldades para o desempenho de funções (Brasil, 2004, p.1). E pode ser classificada como temporária, recuperável, definitiva e compensável. (Silva e de Mello, 2022, p. 103).

A deficiência física temporária é quando o indivíduo pode voltar às condições anteriores. A recuperável ocorre quando há a possibilidade de melhora com tratamento ou substituição por áreas não comprometidas. A definitiva é quando não há cura, mesmo com tratamento. E a compensável caracteriza-se pela melhora por meio da substituição de órgãos, como por exemplo a prótese compensando a amputação (Silva; Mello, 2021). A causa das deficiências pode ser classificada como hereditárias (transmitida por genes), congênitas (transmitida durante a fase intrauterina) e adquirida, a que ocorre após o nascimento, como exemplo a amputação (Silva; Mello, 2021).

2.2. Amputação

A amputação tem por definição a remoção parcial ou total de um membro ou parte do corpo mediante a cirurgia ou acidente (Mohammed; Shebl, 2014). Antigamente o processo de amputação era realizado sob uso de guilhotinas. Esse procedimento foi aprimorado principalmente após a primeira e segunda guerra mundial. Após a primeira

Guerra Mundial estima-se que havia cerca de 42.000 ingleses amputados e na Europa inteira cerca de 300.000 sobreviventes. Este fato iniciou a movimentação das autoridades responsáveis nos diversos países sobre o tema. A partir da segunda Guerra Mundial organizações de programas de pesquisas para membros artificiais foram iniciadas. Universidades, institutos científicos e comissão de estudos foram desenvolvidos com a finalidade de produção de próteses funcionais. Em junho de 1972, em Washington foi realizada uma reunião com diversos especialistas sobre o assunto envolvendo médicos, protistas, engenheiros biomecânicos e técnicos. Todos convocados pela oficina Pan-Americana de Saúde, estavam reunidos para recomendar aos governos dos países interessados tipos e determinados componentes de próteses (Bocolini, 2000).

Conforme havia evolução do aperfeiçoamento em próteses, ocorria em paralelo o avanço das cirurgias, permitindo técnicas operatórias mais delicadas e eficientes, com o aprimoramento da anestesia. Tornando possível melhor construção e aproveitamento dos cotos de amputação. Atualmente as cirurgias já levam em consideração o melhor nível de amputação visando a protetização (Bocolini, 2000).

Os motivos e consequências das amputações são variados, portanto uma pessoa pode ter dificuldade de aceitação da sua imagem corporal em caso de perda brusca do membro, enquanto outra pessoa pode ter o sentimento de alívio de dor e melhora da qualidade de vida após amputação como por exemplo em casos de osteomielites crônicas ou casos graves de defeitos congênitos e anomalias dos membros (Bocolini, 2000).

Conforme a Lei 146 de 6 de julho de 2015 Art.2º a amputação se enquadra como deficiência física e pela CIF está relacionada à estrutura por perda total do membro (Di Nubila; Buchalla, 2008; Farias; Buchalla, 2005).

A amputação congênita ocorre por anormalidades genéticas, infecções ou malformações congênitas de membros. Estas podem ser transversais ou distais, quando a deformidade anula a porção distal do membro e longitudinais ou intercaladas quando a porção média de um membro é a mais afetada, mas as partes proximais e distais são preservadas (Frantz; O'Rahilly, 1961; Silva; Mello, 2021; Stewart; Jain, 1995).

A amputação cirúrgica é o corte de um osso em tecido saudável ou o corte de uma parte do corpo em uma articulação (desarticulação) realizada por cirurgia (Genebra OMS, 2013; Silva; Mello, 2021). As amputações cirúrgicas estão frequentemente relacionadas ao agravamento de doenças como diabetes melitus, doença arterial periférica ou tumor ósseo (McDermott; Srinivas; Abularrage, 2023; Silva et al., 2020). E a amputação traumática, é a retirada acidental de uma ou mais partes do corpo. Está relacionada a acidentes automobilísticos ou trabalhistas (Hassan Al Imam et al., 2020) explosão de foguetes, acidentes com máquinas, acidente de aviação e eletrocussão (Afonso et al., 2009).

Nos últimos anos as amputações de membro inferior aumentaram em todo o mundo devido ao isolamento social decorrido da pandemia de COVID-19, que levou ao adiamento das cirurgias eletivas aumentando assim as taxas de amputações proximais de 8,38% para 18,5 % (Yu *et al.*, 2023). A população mais afetada é a que se encontra em vulnerabilidade social (McDermott; Srinivas; Abularrage, 2023; Pride *et al.*, 2023) pois é a mais suscetível à deficiência adquirida (Barreto; Araújo; Castro, 2022). As amputações de membros inferiores ocorrem com maior frequência (57,7%) se comparadas com as amputações de membro superior (42,2%). Afeta mais os homens e a faixa etária de 60 a 90 anos e, os procedimentos mais realizados são: amputação e desarticulação de membro inferior; amputação e desarticulação de pé e tarso e amputação e desarticulação de dedo, respectivamente (Souza; Santos; Albuquerque, 2019).

O Brasil possuía no ano de 2019 uma proporção variada de amputações entres os estados. Sudeste foi o estado de maior porcentagem com 35% de amputações de membro superior e 40% de amputações de membro inferior. Seguido por Nordeste com 30% de amputações superiores e inferiores. E a região Sul em terceiro lugar abrangendo 15% de amputações de membros superiores e inferiores. A região Norte e Centro-Oeste foram as regiões de menor proporção, possuindo o Norte 10% das amputações de membro superior. Devido a esta realidade, estratégias de adaptação são desenvolvidas para auxiliar as atividades de vida diárias desse público (Jorge, 2020).

A protetização é uma das opções para a locomoção de pessoas com amputação de membro inferior. Porém exige acompanhamento fisioterapêutico para uma boa recuperação do coto, redução de edema e contraturas. Além disso requer um bom encaixe da prótese para evitar fricção e feridas de pele, a fim de facilitar o processo de protetização (Carvalho, 2003; Vieira *et al.*, 2017).

Além da prótese há outros recursos de dispositivos auxiliares de marcha que fazem partedo dia a dia de pessoas com amputação de membro inferior, todas as outras formas de auxílio dependem dos braços para a locomoção, a exemplo; bengalas, muletas, andadores e cadeira de rodas que ao fazerem uso prolongado de tal, podem vir a sobrecarregar a articulação do ombro (Moleta Vargas *et al.*, 2022).

2.3. Ombros

O ombro é a articulação mais móvel de todas as articulações do corpo humano composta pelas articulações acromioclavicular, glenoumeral e a “falsa” articulação escapulo torácica (KAPANJI, 2000). A anatomia do encaixe articular da cabeça do úmero com a rasa cavidade glenóide da escapula proporciona maior mobilidade e instabilidade desta articulação. E o manguito rotador junto com os ligamentos e cápsula articular auxiliam no encaixe e na estabilidade da articulação. O alto grau de mobilidade proporciona o movimento da articulação nos três plano e eixos: a) eixo transversal e plano frontal que permitem a visualização dos movimentos de flexão e extensão do ombro, b) eixo anteroposterior e plano sagital que permitem a visualização dos movimentos de adução e abdução do ombro e c) eixo vertical e plano frontal que permitem a visualização de movimentos de rotação interna e externa de ombro (KAPANJI, 2000).

Todos os movimentos citados anteriormente são muito bem explorados em esportes e as práticas esportivas que necessitam de amplitude de movimento aumentada em sua execução estão associados a lesões no ombro por seu uso repetitivo e intenso (Challoumas; Stavrou; Dimitrakakis, 2017; Lefèvre-Colau *et al.*, 2018). Isto leva a instabilidade, e os ombros instáveis possuem alterações no tempo de ativação muscular, no padrão do movimento escapular e no movimento de translação da cabeça umeral (Spanhove *et al.*, 2021). Uma das estratégias para desenvolver a estabilidade dessa articulação é realizando exercícios de mobilidade escapular ou exercícios em cadeia cinética fechada (CCF) (Karandikar; Vargas, 2011; Mendez-Rebolledo *et al.*, 2021; Valadés Cerrato *et al.*, 2018).

Exercícios em cadeia cinética fechada (CCF), possuem como uma das característica a sustentação de peso com a extremidade distal fixa ao chão (Moser; Malucelli; Bueno, 2010). Considerando que pessoas amputadas de membro inferior ao utilizarem muletas para deambular, realizam a sustentação do peso corporal sob a extremidade superior durante a locomoção, acabam exercendo um movimento em CCF constantemente. Esse ato não previne seus ombros de lesão, pois essas atividades recorrentes durante as atividades de vida diárias (AVDs) gera sobrecarga nos ombros (Patel; Gelber; Schickendantz, 2018). Talvez esse seja

um dos motivos do ombro ser a região de maior queixa nos atletas paralímpicos (Fagher *et al.*, 2016, 2020). Em praticantes de basquete em cadeira de rodas, por exemplo, o risco de lesão no ombro aumenta conforme o aumento do tempo em anos de praticada modalidade e uso de muletas para a deambulação (Moleta Vargas *et al.*, 2022). E no vôlei sentado as queixas de dor e desconforto muscular nos ombros aparecem logo após a partida (Ayran *et al.*, 2015).

Pessoas que possuem alguma deficiência física e que são fisicamente ativas geram maissobrecarga no membro superior e ficam vulneráveis a desenvolver lesões (Tatar *et al.*, 2018). A fim de reduzir a sobrecarga e lesões nos ombros em pessoas com deficiência física, estratégias como usar cadeira de rodas motorizadas ou modificar o jeito de realizar a mudança de posição são utilizados (Patel; Gelber; Schickendantz, 2018). Uma estratégia utilizada pelo departamento médico de clubes esportivos é realizar o monitoramento de carga de treino, a fim de reduzir os riscos de lesão em seus atletas, para isso eles os avaliam constantemente através de testes físicos e funcionais (Ferreira *et al.*, 2023). Essa prática deveria ser habitual em pessoas com deficiência física tanto as pessoas ativas como as sedentárias, pois suas adaptações de locomoção no dia a dia geram alta demanda no ombro.

2.4. Avaliação funcional

Há consenso entre especialistas de que a definição mais apropriada para um teste funcional é de que ele seja um teste válido e confiável, qualitativo ou quantitativo, destinado a avaliar em um determinado momento, o desempenho de articulações, cadeias cinéticas ou de um indivíduo que seja tão o mais próximo possível das atividades da vida diária ou esportivas (Tooth *et al.*, 2024).

Os testes funcionais são utilizados tanto para monitoramento, prevenção e critério de alta e retorno esportivo (Ferreira *et al.*, 2023). Os testes funcionais para membro inferior estão consolidados, diferente dos testes referentes ao membro superior. Pesquisas de investigações quanto a validade e reprodutibilidade dos testes ainda estão em desenvolvimento, talvez por isso a interpretação dos resultados desses testes funcionais seja de baixo consenso entre especialistas. Os testes funcionais possuem como vantagem a fácil aplicação, o baixo custo econômico, e a rápida realização do teste (Tooth *et al.*, 2024).

Os testes funcionais para membros superiores que permitem uma avaliação unilateral proporcionam a comparação de um lado com o outro, assim o percentual de assimetria pode ser usado como interpretação dos testes. Já os testes que utilizam os dois membros superiores precisam ser comparados com dados prévios dos participantes ou dados normativos. Os

testes suas respectivas características estão resumidas no quadro 1, adaptado de Tooth *et. al.* (2024).

Cada teste possui características mais prevalentes de avaliação, como coordenação, potência, força e estabilidade. Devido a isto, especialistas sugerem que para cada modalidade esportiva investigada, sejam escolhidos testes funcionais apropriados a fim de montar uma bateria de testes avaliativos. Há concordância entre eles em que o *Seated Arm Medicine Ball Throw (SAMBT)* - lançamento de *medicine ball* sentado com um braço, é mais voltado para avaliação de desempenho esportivo, e que o *Closed Kinect Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST)* - teste de estabilidade da extremidade superior em cadeia cinética fechada, por avaliar a estabilidade do ombro em diferentes planos é mais adequado para retorno esportivo e risco de lesão (Tooth *et al.*, 2024).

Quadro – 1. Testes funcionais de membro superior

Teste		Lado avaliado	Característica predominante	Esporte Desempenho	Esporte Retorno Esportivo
CKCUEST	<i>Closed kinectic Upper extremity stability test</i> Teste de estabilidade da extremidade superior em cadeia cinética fechada	Os dois membros Comparação com desempenho anterior ou população	Estabilidade e Coordenação	Rugby	Handebol Rugby
UQYBT	<i>Upper quarte Y balance teste</i> Teste de equilíbrio em Y do membro superior	Avaliação unilateral Comparação com membro contralateral	Estabilidade	Rugby	Rugby
AST	<i>Athletic shoulder test</i> teste do ombro Atlético	Avaliação unilateral Comparação com membro contralateral	Força	Tenis Rugby	Handebol Voleibol Tenis Rugby
ULRT	<i>Upper limb rotation test</i> teste de rotação do membro superior	Avaliação unilateral Comparação com membro contralateral	Estabilidade e Coordenação	Handebol Voleibol Natação Tenis Basebol	Handebol Voleibol Natação Tenis Basebol
PSET	<i>Posterior shoulder Endurance test</i> teste de resistência posterior do ombro	Avaliação unilateral Comparação com membro contralateral	Resistência	Natação Basebol	Natação Basebol

Continuação

SMBT	<i>seated medicine ball throw</i> lançamento de bola medicine ballsentado	Os dois membros Comparação com desempenho anterior ou população	Potência	Tenis Basebol	Handebol
SSASPT	<i>seated single arm shot put test</i> teste de arremesso de peso sentado com um braço	Avaliação unilateral Comparação com membro contralateral	Potência	Tennis	Tenis
SAMBT	<i>single arm medicine ball throw</i> lançamento de medicine ball com um braço	Avaliação unilateral Comparação com membro contralateral	Potência	Handebol Voleibol	Voleibol Tenis Basebol
OAHT	<i>one arm hop test</i> teste de salto com um braço	Avaliação unilateral Comparação com membro contralateral	Potência e Estabilidade	Sem consenso	Sem consenso
CMP	<i>countermoviments push-ups</i> flexão de contra movimento	Os dois membros Comparação com desempenho anterior ou população	Força e Potência	Rugby	Rugby

FONTE: Resumo adaptado de Tooth et al 2024

2.5. CKCUEST

O *CKCUEST* é o teste funcional utilizado para avaliar a funcionalidade do membro superior. Através deste teste é possível avaliar diferentes capacidades físicas como força, potência, flexibilidade, coordenação e resistência. Diferentes autores utilizaram o *CKCUEST* para avaliar capacidades distintas. Degot *et al.*, (2019) utilizou o *CKCUEST* para quantificar o índice de fadiga dos membros superiores. E a validação do *CKCUEST* foi realizada por correlação das força dos rotadores interno e externo do ombro (Lee; Kim, 2015).

O teste foi desenvolvido por Goldbeck e Davies, com as seguintes especificações: o teste deve ser realizado na posição de prancha, com os pés juntos, utilizando sapatos, com as mãos no solo a uma distância fixa de 36 polegadas (91,44 cm). O voluntário deve realizar a maior quantidade de toques possíveis no tempo de 15 segundos, por três vezes respeitando um tempo de descanso de 45 segundos entre as sessões (Goldbeck; Davies, 2000).

No entanto estudos posteriores ao de Goldbeck e Davies (2000) modificaram a aplicação do teste principalmente a respeito do posicionamento de execução, pois suspeita-se que a distância fixa de 91,44 cm das mãos esteja relacionada a média da metade da envergadura dos participantes do estudo, visto que sua população eram atletas masculinos entre 20 anos. Este fato levantou a hipótese de que indivíduos mais altos e com maior envergadura pudessem vir a ter melhor desempenho comparado com indivíduos mais baixos. Homens possuem melhor desempenho neste teste quando comparado com mulheres, por saber da diferença entre os sexos Welch *et al.*, (2020) modificou o *CKCUEST* para ser realizado com os joelhos no chão para a população feminina mantendo a distância fixa de 91,44 cm.

Outros estudos compararam três medidas da distância das mãos com o desempenho do *CKCUEST*, a fim de observar qual o melhor posicionamento das mãos referente a confiabilidade e mudança mínima detectável (Callaway *et al.*, 2020). Foi observado que a distância inter-acromial foi a de maior conforto e preferência dos participantes quando comparado a distância de 36 polegadas (Tucci *et al.*, 2017). Outra variação de aplicação do teste é a sugerida por Hollstadt; Boland; Mulligan, (2020), que preserva o posicionamento do teste e a distância fixa de 36 polegadas e mantém o posicionamento de conforto dos ombros a distância Inter-acromial. Logo observa-se que as características sempre respeitadas do teste são as correspondentes ao tempo de repetição, execução e intervalo de descanso. Apesar das diversas modificações referentes ao posicionamento o intervalo de confiança teste e reteste dessas variações são sempre acima de 70% (Callaway *et al.*, 2020; Hollstadt; Boland; Mulligan, 2020; Tucci *et al.*, 2017, 2014).

2.6. Arremesso de medicine ball

O teste de arremesso de *medicine ball* é utilizado para avaliar potência e força dos membros superiores. Sua aplicação é econômica, prática e de fácil manipulação (Strand S *et al.*, 2023). Há variações no modo de arremesso e são aceitos arremessos com angulação de até 45° e arremessos retos na linha do peito como um passe. A massa da bola também pode diferenciar de 2kg a 8 kg (Roe *et al.*, 2018; Strand S *et al.*, 2023; Tillaar; Marques, 2013). Outra variação é na forma de execução do teste, se em pé (Tillaar; Marques, 2013), sentado (Cory; Larson; Debeliso, 2022; Slimani *et al.*, 2016) ou em decúbito dorsal (Sayers; Bishop, 2017), porém o arremesso sentado comparado ao lançamento da bola em pé possui mais estabilidade e menor variabilidade das tentativas (Tillaar; Marques, 2013). Realizar este teste sentado no chão talvez seja a posição mais adequada a pessoas com amputação de membro inferior, visto que realizá-lo em pé sem uso de prótese, pode levar a instabilidade com desequilíbrios. E artigos que utilizaram este teste optaram por realizá-lo sentado, visto que a população avaliada era de praticantes de basquete em cadeira de rodas e *wheelchair moto cross* (manobras de skate em cadeira de rodas) (Ribeiro Neto *et al.*, 2022; Santos *et al.*, 2022).

A fim de quantificar a potência dos membros superiores utilizando o teste de arremesso de *medicine ball* Leite *et al.*, (2016), elaboraram uma fórmula de predição de potência para atletas de rugby. Os autores correlacionaram a maior distância em metros no desempenho do teste de arremesso com a porcentagem de 30%, 40%, 50% e 60% de 1 RM no supino, captado por um acelerômetro fixo a barra. Esta correlação proporcionou a definição de uma fórmula para prever a potência de membros superiores utilizando apenas a informação da distância alcançada do teste de arremesso. Recorrer a essa fórmula possibilita avaliar a potência dos membros superiores em PCD de forma mais acessível e prática.

Pois o equipamento padrão ouro para avaliar a força e potência muscular é a máquina isocinética, cujo valor econômico é alto. Utilizar o teste de arremesso para prever força e potência torna a avaliação mais barata e acessível. E utilizar o teste de arremesso sentado na população de amputados de membro inferior possibilita a ampliação de novas formas de avaliação dessa população.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo Geral

Adaptar o teste de funcionalidade do membro superior em cadeia cinética fechada (*CKCUEST*) em adultos ativos com amputação de membro inferior.

3.2. Objetivos específicos

- a. Comparar o desempenho do *CKCUEST* em diferentes posições de adaptação ao teste;
- b. Correlacionar o resultado do *CKCUEST* com potência muscular de MMSS;
- c. Descrever os sinais inerciais durante o teste.

4. METODOS

4.1. Desenho do estudo

Esta pesquisa é um estudo analítico e descritivo de abordagem transversal submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa no Instituto de Ciências da Saúde (ICS) da UFPA, CAAE 67300422.1.0000.0018, e aprovado sob parecer 6.111.502. Foi realizada a adaptação do CKCUEST em indivíduos amputados de membro inferior submetidos a avaliação funcional do membro superior com intervalo igual ou acima de uma semana entre as avaliações. Também foi realizada a comparação da execução e do desempenho da extremidade superior entre amputados de membro inferior, além da percepção subjetiva de dor e esforço avaliados pela escala E.V.A e BORG antes e após a execução do teste funcional. O estudo foi realizado no Laboratório de Atividade Física Adaptada (LAFA), localizado na Universidade Federal do Pará (UFPA) ou no clube de treinamento dos participantes. A coleta de dados foi realizada no período de julho a dezembro de 2023. Nesta pesquisa, o desempenho do membro superior deu-se pela média de toques, valor normalizado, score de potência do teste funcional e pela velocidade média dos toques captados por um sensor inercial.

4.2. População e amostra

O recrutamento dos participantes foi realizado através de mídias sociais e por convite direto em ambientes pré-estabelecidos de treinamento de esportes adaptados como clubes e centros recreativos. Foram incluídos indivíduos entre 18 e 50 anos de idade do sexo masculino, amputados a qualquer nível de membro inferior capazes de manter a posição de prancha (decúbito ventral com os braços estendidos em três apoios para amputados) sob as extremidades superiores e que tenham assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE.

Foram excluídos da pesquisa participantes que possuíam patologias de punho ou cotovelo, amputação a qualquer nível de membro superior, restrições físicas que os impedissem de manter a posição de prancha, cardiopatas, que tivessem doenças neurológicas ou degenerativas, participantes com histórico de cirurgia ou lesão traumática no tronco, ou participantes que possuam déficits cognitivos incapazes de entender a execução do teste. A triagem dos participantes foi por meio de entrevista de avaliação (ANEXO 1). Foi avaliado um total de 19 pessoas amputadas, o cálculo amostral foi baseado conforme o estudo de Lee; Kim, (2015) que utilizaram 40 participantes, 20 homens e 20 mulheres, para validar o mesmo teste em adultos não amputados.

4.3. Procedimentos

Após o recrutamento, os participantes, tiveram as datas de suas avaliações agendadas com intervalo de uma semana entre elas. No primeiro dia os participantes responderam a ficha avaliativa referente aos dados pessoais, as medidas antropométricas e dados clínicos (ANEXO 1). A seguir os participantes receberam as instruções adequadas de como responder a escala visual numérica análoga a dor (N.S.R) e escala de percepção subjetiva de esforço (BORG) referente a execução do CKCUEST antes e depois de sua execução. O segundo dia foi voltado apenas para avaliações físico- funcionais.

O CKCUEST foi realizado em três posições distintas para amputados de membro inferior. Devido a diferença do gasto energético e do grau de dificuldade de realização do teste CKCUEST (Tucci *et al.*, 2017), a ordem de execução do mesmo foi randomizada/ aleatorizada através de sorteio no primeiro dia de avaliação, onde 1 indicava a posição original (Goldbeck; Davies, 2000) a posição modificada (Welch *et al.*, 2020) e a adaptada sugerida por esta pesquisa. Para melhor quantificação, o teste CKCUEST teve o seu valor de média de toques e power score correlacionado com os dados das métricas inerciais do movimento do MMSS captados pelo sensor inercial utilizado durante o teste. E os dados de média dos toques, power score e valor normalizado do CKCUEST também foram correlacionados com o desempenho do teste de arremesso de bola de 3 kg.

4.4. Instrumentos

4.4.1. Estatura

Uma fita métrica (marca Ford), foi colada sob um tapete, e a estatura foi medida desde os pés até o topo da cabeça, com os participantes deitados em decúbito dorsal (Auricchio *et al.*, 2018).

Figura 1- medida da estatura



Fonte: arquivo pessoal

4.4.2. Massa

A massa corporal foi medida utilizando a balança corporal digital BC100, com dimensões de 280 x 260 x 20mm, de vidro temperado de alta resistência com 5mm de espessura. Os participantes foram orientados a subirem na plataforma de vidro descalços e com o mínimo de acessórios no corpo. Os participantes amputados de membro inferior subiram na balança sem a utilização da prótese caso tivessem. O valor em kg registrado na balança era anotado na ficha de avaliação.

4.4.3. Índice de massa corporal

O índice de massa corporal (IMC) foi obtido pela fórmula, massa dividido pela altura ao quadrado. Para melhor adaptação a população do estudo, o IMC ajustado sugerido por (Osterkamp, 1995) foi utilizado. Esta fórmula leva em consideração o percentual da amputação, (diferença das fórmulas, no quadro 2). Ao fim os participantes foram classificados como baixo peso, eutrófico, sobrepeso e obesidade (BRASIL, 2011).

Quadro 2 – Ajustes na medida de IMC

IMC original	IMC ajustado
$\text{IMC} = \frac{\text{massa kg}}{(\text{altura m})^2}$	$\text{IMC\%} = \frac{\text{massa}}{(\text{altura}) \times (1 - \% \text{ amputação})}$
	Pé: 1,5 % Perna : 4,4% Coxa: 10,1% Desarticulação de quadril: 16%

Fonte: Ajustado de Osterkamp (1995).

4.4.4. Envergadura

Com os participantes sentados em um banco sem apoio com os membros superiores em abdução horizontal de 180° (braços abertos) os avaliadores mediram a distância de um dedo médio ao outro, utilizando uma trena, marca Lufkin L510 MED. E foi considerado a envergadura a distância fixada da trena em centímetros. Esta medição foi adaptada aos participantes visto que a envergadura é oficialmente medida com o participante em pé encostado na parede (Júnior, 2018).

Figura – 2- Medida da envergadura



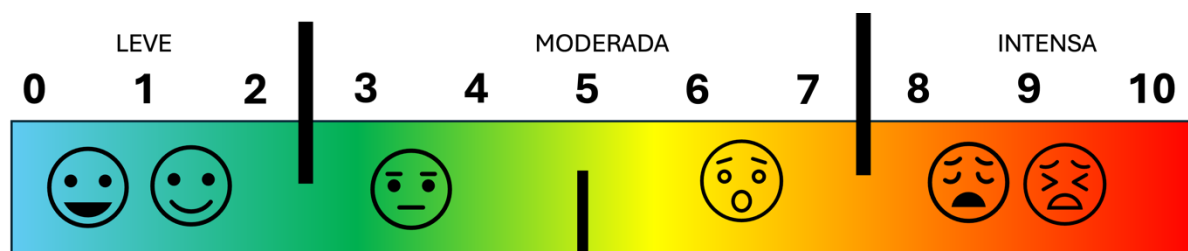
Fonte: arquivo pessoal

4.4.5. Escala de classificação numérica análoga a dor

A escala de classificação numérica foi utilizada para mensurar a intensidade de dor e desconforto nos ombros ou punhos após a aplicação do teste físico funcional para os casos em que houve alguma queixa de desconforto. Sua aplicação foi composta por uma escala enumerada de 0 a 10, para ajudar na interpretação da intensidade da dor. Variações de cores e figuras foram atribuídas, porém o que contava para a intensidade da dor era a numeração, o qual zero foi atribuído a “nenhuma dor” e para a extremidade 10 a “pior dor já sentida”. Na prática clínica, a escala visual analógica a dor é a mais sensível, porém a escala numérica e a verbal são as mais simples de aplicar e estão dentro da preferência dos pacientes (Williamson; Hoggart, 2005). Foi levado em consideração, em pacientes oncológicos, uma dor leve como tendo pontuações entre 1 e 4, dor moderada entre 5 e 6 e dor intensa a pontuação acima de 7, como no estudo de Serlin *et al.* (1995). Esta pesquisa levou em consideração apenas os valores numéricos mas foi utilizado a figura 2, para melhor orientação dos participantes.

Figura 3- Escala de dor

ESCALA BASEADA NA EVA



Fonte: autora

4.4.6. Percepção subjetiva de esforço

A escala de Borg (RPE 6-20) foi usada para medir a percepção subjetiva de esforço de uma atividade física, essa escala vai de 6 a 20 onde quanto mais próximo de 20 maior a percepção de esforço da pessoa (Borg, 1982; Cabral *et al.*, 2017) a escala utilizada foi a idealizada por Borg (1982) citada por Cabral *et al.* (2017).

Figura 4- escala subjetiva de esforço

LEVE	6	Sem nenhum esforço
	7	Extremamente leve
	8	
	9	Muito leve
	10	
MODERADO	11	Leve
	12	
	13	Um pouco intenso
	14	
	15	Intenso (pesado)
	16	
INTENSO	17	Muito intenso
	18	
	19	Extremamente intenso
	20	Máximo esforço

Fonte: Arquivo pessoal adaptado de Cabral et al. (2017).

4.4.7. CKCUEST

O *CKCUEST*, é um teste funcional utilizado para avaliar o desempenho funcional da extremidade superior em cadeia cinética fechada (Tarara *et al.*, 2016), aplicado por dois avaliadores, um para marcar o tempo e o outro para contabilizar a quantidade de toques. O teste é realizado com os participantes em posição de prancha: as mãos posicionadas a distância correspondente a largura do processo acromial de cada participante (Tucci *et al.*, 2017). O objetivo do teste é realizar a maior transferência possível em 15 segundos. A transferência é o toque da mão esquerda na mão direita, e, posteriormente da mão direita para a esquerda até completar o tempo. Sua confiabilidade (ICC) é entre 0,75 e 0,84 (Callaway *et al.*, 2020; Tucci *et al.*, 2014). O resultado do CKCUEST pode ser dado pela média dos toques, pelo valor normalizado, que é o número da média dos toques dividido pela altura, e o *score* de potência que é 68% do peso corporal multiplicado pelo número de toques dividido por quinze segundos, Tabela 1.

Tabela 1- Fórmulas dos resultados do CKCUEST

Valor dos toques	$M = \frac{T1 + T2 + T3}{3}$
Valor normalizado	$N = \frac{M}{ALTURA}$
<i>Power score</i>	$Score = \frac{M \times 68\% \text{ massa}}{15 \text{ segundos}}$

Legenda: M: média; T1: primeira tentativa, T2: segunda tentativa; T3:terceira tentativa; N: valor normalizado; M:massa em quilogramas. Fonte: adaptado de Goldbeck; Davies,200.

Uma das propostas da presente pesquisa foi observar a melhor maneira de adaptação do CKCUEST para avaliar indivíduos amputados de membro inferior e comparar seus resultados de média de toques, valor normalizado e *score* de potência. Por conta disto, os participantes realizaram o teste de modos diferentes, conforme a figura 3. Todos com o coto colado ao membro, realizaram o teste na posição original, proposta por (Goldbeck; Davies, 2000; Tucci *et al.*, 2017) na posição modificada para mulheres sugerida por (Tucci *et al.*, 2017; Welch *et al.*, 2020) e a posição com apoio no coto.

Figura 5- Execução do CKCUEST



Fonte: Arquivo pessoal

Legenda: A1- posição inicial e oficial do teste (Goldbeck; Davies, 2000), vista lateral; A2- posição inicial do teste, vista frontal; A3 e A4- execução do teste; B1- posição inicial adaptada para mulheres (Welch *et al.*, 2020) vista lateral; B2- posição inicial adaptada para mulheres vista frontal; B3 e B4 – execução do teste; C1 - posição inicial com apoio no coto sugerido por este estudo, vista lateral; C2- posição inicial com apoio no coto, vista lateral; C3 e C4- execução do teste.

Antes da aplicação do teste funcional os avaliadores demonstraram como realizar, explicaram as regras e tiraram dúvidas a respeito do teste. Para cada modo de execução do teste, um teste de familiarização incluindo cinco toques foi realizado (Lee; Kim, 2015). Houve sorteio para a ordem de execução das maneiras de execução do teste, a ordem com que os participantes tiravam papéis numerado de um a três era a ordem de execução, 1 correspondia

a posição original, 2 a posição modificada e 3 posição com apoio no coto. Após um minuto de descanso, as três tentativas válidas de 15 segundos com intervalo de 45 segundos de descanso entre elas foram computados e foram considerados para análise. Durante a execução desse teste, os participantes também utilizaram os sensores inerciais.

4.4.8. Avaliação inercial do movimento

A avaliação inercial do movimento do CKCUEST foi realizada sob uso de dois sensores inerciais da marca mbientlab™ (figura 6): o primeiro fixado no punho dominante do participante e o segundo posicionado no tórax do indivíduo sob uso de um cinto na região torácica em direção ao processo xifóide. Os sensores registaram a aceleração e a velocidade da transferência e a oscilação do tronco durante a execução do teste.

Figura 6- Uso do sensor inercial durante o CKCUEST.



Fonte: Arquivo pessoal

Legenda: A-representa o posicionamento dos sensores no participante com o celular coletando os dados no chão, durante a execução do teste; B- o sensor utilizado; C- representa a tela inicial do aplicativo utilizado com o sensor.

O sensor inercial é um dispositivo que possui em seu interior um giroscópio e um acelerômetro capaz de captar as mudanças de velocidade angular e a aceleração nos três eixos (anteroposterior, médio-lateral e craniocaudal). Seus registros e análises precisam ser tratados e filtrados a um filtro *Butterworth* passa baixa ou passa alta, dependendo da faixa de aquisição que se pretende avaliar.

Devido a isto, os dados inerciais, os tratamentos de suavização dos dados, os processamentos dos dados brutos e sua análise foi conduzida conforme o estudo de (Sá;

Silva, 2021), em que os aparelhos foram calibrados a uma frequência de amostragem de 100Hz e sensibilidade de ± 16 Gs. A suavização dos dados foi feita pela utilização de um filtro Butterworth de 4ª ordem passa-baixa com frequência de corte de 10Hz. Uma análise descritiva dos dados inerciais (aceleração e velocidade média) da amostra foi apresentada como média e desvio padrão. A aceleração média foi derivada dos dados através de fórmulas do programa de computador R Studio. Script de todo o processo em anexo 2. E o resumo das variáveis e função R Studio no quadro 3.

Quadro 3- Variáveis do sensor inercial

PARÂMETRO		DEFINIÇÃO	FUNÇÃO em R
D O M I N I O D E T E M P O	A.M.A	Atividade média absoluta	mean(abs(rt2 \$ VMF))
		Soma dos valores absolutos	sum(abs(rt2 \$ VMF))
	MSV	Sinal médio quadrático	mean(rt2 \$ VMF^2)
	RMSSD	Raiz média quadrática. Medida estatística da variabilidade do sinal	sqrt(mean(diferences ^2))
	AMPLITUDE		max(rt2 \$ VMF) – min(rt2 \$ VMF)
	SKEWNESS	Assimetria	skewness(rt2 \$ VMF)
	KURTOSIS	Curtose	kurtosis(rt \$ VMF)
F R E Q U E N		Frequência dominante	fft_df \$ Frequency [which.max(fft_df \$ PSD)]
		Frequência média ponderada	Weighted_freq_sun / total_power
		Potência total	sum(fft_df \$ PSD)
		Largura de banda	Fft_df \$ Frequency [índice_largura_banda]

C		Entropia espectral	- sum(psd_normalizado * (psd_normalizado))
I			
A		Entropia de amostra	Sample_entropy (rt2 \$ wmf)

Fonte: A autora

4.4.9. Teste de arremesso de medicine ball de 3kg

Sabe-se que a medição de potência da musculatura do membro superior pode ser avaliada pela máquina isocinética, sensores inerciais em barra no supino ou por outro teste funcional de campo, como o arremesso de *medicine ball* (Leite *et al.*, 2016). Devido à praticidade e facilidade de aplicação dos testes de campo, a validação do *CKCUEST* será realizada através de uma correlação com o desempenho do teste de arremesso de bola com peso de 3kg considerando para a análise a maior distância do arremesso da bola.

O arremesso de bola de 3kg é realizado com os participantes totalmente encostados na parede e sentados no chão com os membros inferiores estendidos (Borms; Cools, 2018; Machado, 2019). Os participantes foram instruídos a lançar uma bola de 3kg fabricada para este estudo o mais distante possível com direito a três tentativas, sempre lançando a bola como em um passe de peito. A medição foi feita por uma fita métrica e representada em metros, com validade para a análise dos dados a maior distância registrada das três tentativas (Leite *et al.*, 2016).

A medição da distância considerada válida para o teste foi o primeiro contato da bola ao chão até a marcação do local do dedo médio do participante com os membros estendidos. O teste foi aplicado sob a supervisão de dois avaliadores, um próximo ao participante para verificar a permanência da costa colada a parede durante a execução do teste e um segundo avaliador próximo a fita de medição para verificar a distância do arremesso (Borms; Cools, 2018; Borms; Maenhout; Cools, 2016; Gokalp; Kirmizigil, 2020; Leite *et al.*, 2016). A fórmula de predição de potência para membro superior utilizada foi a sugerida por (Leite *et al.*, 2020) mas a maneira de execução do teste foi a relatada por (Borms; Cools, 2018)

$$pull(watts) = -17,897 + (182,055.MBT) + (-134,563.Sexo) \quad (1)$$

Do qual o MBT é a distância em metros do arremesso e o valor de 1 é referente ao sexo masculino e o valor de 2 ao feminino.

Figura 7 Execução do SMBT



Fonte: arquivo pessoal

4.5. Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados. Para a análise da reprodutibilidade do teste CKCUEST foi utilizado o coeficiente de concordância CCC de Linn. Foram comparados os valores médios de toque, valor normalizado e valor de power score do CKCUEST. A correlação Pearson foi utilizada para correlacionar o valor do SMBT com os valores do CKCUEST e do Escore. Foi utilizada também para estabelecer as correlações entre as métricas do sensor inercial e do desempenho do teste. Foi utilizada a Análise de Variância de um Fator para comparar os escores do CKCUEST nas diferentes posições, bem como PSE e EVA. As análises foram realizadas através do software Jamovi. Foi adotado o nível de significância de $p \leq 0,05$.

5. RESULTADOS

Dezenove indivíduos participaram deste estudo e 9 foram incluídos para o teste de confiabilidade, 13 participaram da captura dos dados dos sensores e 18 realizaram o SMBT. As características gerais da amostra estão expostas na tabela 2:

Tabela 2 - Descrição da amostra de 19 participantes

Variável	Parâmetros
Idade, (anos)	37,0 ($\pm 7,4$)
Altura, (m)	1,77 ($\pm 0,08$)
Massa, (kg)	77,70 ($\pm 10,94$)
IMC, (kg/m ²)	24,34 ($\pm 3,21$)
IMC amp, (kg/m ²)	26,95 ($\pm 3,53$)
Frequência de prática de atividade física (vezes por semana)	2,89 ($\pm 2,18$)
Tabela 2 - Descrição da amostra de 19 participantes	
(continuação)	

Variável	Parâmetros
Envergadura, (m)	1,79 ($\pm 0,15$)
Tempo de Amputação, (anos)	17,11 ($\pm 10,76$)
Tempo de Prática Esportiva, (anos)	7,95 ($\pm 8,84$)
Dominância, (n)	18 destros
Possui prótese, (n)	09 sim 10 não
Modalidade Esportiva, (n)	10 Futebol de amputado 09 Vôlei sentado
Locomoção Principal, (n)	1 andante 5 prótese 15 Muleta
Nível de Amputação, (n)	10 Transfemural M.I.E 3 Transfemural M.I.D 1 Desarticulação de quadril M.I.D 1 Desarticulação de quadril M.I.E 1 Desarticulação de joelho M.I.D 2 Transtibial 1 Lisfranc

Fonte: Elaborado pela autora

Legenda: : IMC – Índice de massa corporal; M.I.E – membro inferior esquerdo; M.I.D – Membro inferior direito.

Pode-se observar que embora 9 participantes possuam prótese a maioria se locomove utilizando muletas, possui o lado direito como membro dominante e a maior parte das amputações foram acima do joelho. O tempo de prática, o tempo de amputação e a frequência de atividade física variou muito entre os participantes, diferente da envergadura, massa e altura que não variaram tanto.

O IMC foi calculado e depois ajustado conforme o percentual de perda do membro inferior à média e desvio foi de 24,34 ($\pm 3,21$) kg/m². Quando ajustado passou a ser 26,95 ($\pm 3,53$) kg/m². Oito participantes subiram suas classificações, enquanto 10 mantiveram suas classificações e 1 diminuiu sua classificação saindo de sobrepeso para eutrófico. Os valores referentes ao desempenho do *CKCUEST* nas diferentes posições e suas percepções de cansaço e desconforto estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3 - Valores em média e desvio padrão (\pm) do desempenho do CKCUEST nas variações de posicionamento, 19 participantes.

Variável	Posição Original	Posição com joelhos no chão	Posição com apoio no coto	F	P
Média	28,53 (\pm 4,64)	28,93 (\pm 4,71)	29,82 (\pm 4,92)	0,36	0,70
Valor normalizado	16,27 (\pm 2,64)	16,53 (\pm 2,84)	17,03 (\pm 2,88)	0,35	0,71
Power score	97,66 (\pm 24,09)	98,91 (\pm 24,99)	102,22 (\pm 25,65)	0,17	0,85
PSE Borg	13,72 (\pm 2,63)	11,39 (\pm 2,66) ^a	13,41 (\pm 2,18)	3,95	0,03*
E.V.A	3,00 (\pm 2,89)	1,33 (\pm 2,14)	1,82 (\pm 2,48)	2,00	0,15

Fonte: Elaborado pela autora

Legenda: PSE Borg – Percepção subjetiva de esforço através da escala de Borg; E.V.A – Escala Visual Análoga.

*Nível de significância adotado: $p \leq 0,05$. ^a Diferença significativa obtida no teste post-hoc de Tukey em comparação à posição original, $p = 0,03$.

É possível observar que o valor normalizado não variou tanto entre as diferentes posições de realização do CKCUEST, no entanto a posição três, realizada com o suporte de apoio para o coto obteve maior desempenho em relação à média, valor normalizado e *power score*. A percepção de esforço subjetiva foi a única variável que obteve diferença entre as posições.

O SMBT foi realizado com 18 participantes pois 1 participante não realizou o SMBT no primeiro dia do teste e não compareceu no segundo dia de teste. O resultado referente ao desempenho do SMBT, foi de 2,97 (\pm 0,54) metros a média, a máxima de 3,09 (\pm 0,53) metros e a potência prevista de 409,40 (\pm 97,21) W/kg. O SMBT pode ter como resultado, a depender do autor, a média da distância alcançada das três tentativas de arremesso ou a melhor distância das três tentativas, para este estudo foi considerado a melhor distância. Pois a fórmula de predição de potência prevista sugerida por Leite *et al.* (2020) considera a maior distância. O valor preditivo de potência para homens amputados nesta pesquisa foi de 409,40 W/kg com desvio padrão de 97,21.

A análise de reprodutibilidade do CKCUEST, foi composta por 09 participantes que foram avaliados e reavaliados. A característica da amostra está exposta na tabela 4. Os resultados a respeito do desempenho do CKCUEST entre as avaliações e reavaliações, e seu coeficiente de concordância de correlação está apresentado abaixo na tabela 5.

Tabela 4 - Descrição da amostra do estudo de reprodutibilidade com o total 09 participantes.

Variável	Parâmetros
Idade (anos)	37,3 (\pm 3,6)
Altura (m)	1,76 (\pm 0,06)

Massa (kg) 77,67 ($\pm 3,92$)

Tabela 4 - Descrição da amostra do estudo de reprodutibilidade com o total 09 participantes.

Variável	Parâmetros
IMC (kg/m ²)	25,03 ($\pm 1,34$)
IMC amp (kg/m ²)	27,40 ($\pm 1,93$)
Frequência de prática de atividade física (vezes por semana)	2,77 ($\pm 2,22$)
Envergadura (m)	1,77 ($\pm 0,07$)
Tempo de Amputação (anos)	15,11 ($\pm 8,82$)
Tempo de Prática Esportiva (anos)	7,56 ($\pm 6,16$)
Dominância	9 destros
Possui prótese	5 sim
Modalidade Esportiva	3 Futebol de amputado 6 Vôlei sentado
Locomoção Principal	1 Andante 2 Prótese 6 Muleta
Nível de Amputação	6 Transfemural M.I.E 1 Transfemural M.I.D 1 Transtibial 1 Lisfranc

Fonte: Elaborado pela autora

Legenda: IMC – Índice de massa corporal; M.I.E – membro inferior esquerdo; M.I.D – Membro inferior direito.

Tabela 5 - Descrição em média e (desvio padrão) do desempenho do *CKCUEST* nas três variações de posicionamento teste e reteste, valor do coeficiente de concordância de correlação e correlação de Pearson de 09 participantes.

Posição de Execução	Condição	Média	Valor normalizado	Power score
Posição Original	Teste	29,89 ($\pm 4,04$)	16,97 (2,27)	105,57 ($\pm 17,44$)
	Reteste	33,04 ($\pm 4,53$)	18,76 (2,64)	116,33 ($\pm 17,09$)
	CCC (IC 95%)	0,01 (-0,51 a 0,52)	0,02 (-0,49 a 0,52)	0,19 (-0,40 a 0,67)
Posição com joelhos no chão	Teste	28,70 ($\pm 4,49$)	16,30 (2,62)	101,07 ($\pm 16,69$)
	Reteste	33,93 ($\pm 2,85$)	19,28 (1,84)	119,46 ($\pm 11,90$)
	CCC (IC 95%)	0,25 (-0,08 a 0,53)	0,29 (-0,07 a 0,59)	0,31 (-0,06 a 0,61)
Posição com apoio no coto	Teste	31,56 ($\pm 4,98$)	17,92 ($\pm 2,92$)	111,39 ($\pm 19,97$)
	Reteste	34,11 ($\pm 2,89$)	19,36 ($\pm 1,56$)	120,29 ($\pm 13,83$)
	CCC (IC 95%)	0,43 (-0,06 a 0,75)	0,43 (-0,03 a 0,74)	0,58 (0,08 a 0,85)

Fonte: Elaborado pela autora.

Legenda: IC95% - Intervalo de confiança de 95%; CCC – Coeficiente de concordância de Linn.

O resultado de todas as posições mostra que a concordância teste-reteste não foi significativa. Isto pode ser em função de falhas no seguimento da coleta dos dados. O que pode ter impossibilitado a reprodutibilidade foi a não manutenção de todas as regras do protocolo da coleta, a exemplo a quantidade de avaliadores, local da coleta, tempo da reavaliação e possibilidade do aprendizado motor na execução dos testes (Tani *et al.*, 2011). A seguir, a correlação dos valores de potência do *SMBT* e *CKCUEST* são apresentados:

Tabela 6 - Coeficiente de correlação de Pearson entre o valor de potência do *SMBT* e valor de potência do *CKCUEST* nas três posições, de 09 participantes.

Posição	<i>r</i> (IC95%)
Posição original	0,22 (-0,52 a 0,77) p 0,57
Posição com joelhos no chão	-0,21 (-0,76 a 0,52) p 0,58
Posição com apoio no coto	-0,06 (-0,69 a 0,62) p 0,87

Fonte: Elaborado pela autora.

Legenda: IC95% - Intervalo de confiança de 95%;

O *CKCUEST* mede a potência dos membros superiores através da fórmula citada na Tabela 1, (página 36), o power score. Assim como o *SMBT* também, quantifica a potência de membros superiores através da fórmula de predição de potência sugerida por Leite *et al.*(2016).

No entanto o *SMBT* avalia o desempenho lançando uma bola de 3kg e utiliza a distância percorrida por ela em metros. Enquanto o *CKCUEST* avalia a potência pela quantidade de toques realizados por segundo. Embora os dois testes avaliem potência, a unidade usada pelos testes e o modo de execução são diferentes. O que pode justificar a falta de correlação entre os resultados de desempenho do teste independente das posições, posição original p valor 0,576, posição de joelho no chão p valor 0,586, posição com apoio no coto p valor 0,876.

Assim como os dados e variáveis anteriores, os sinais inerciais não apresentaram fortes correlações com o desempenho do teste. Ao analisar os sinais dos sensores inerciais, foi escolhido por preferência, trabalhar com o resultado da resultante dos sinais. Sendo assim, as métricas das variáveis analisadas foram: atividade média absoluta, soma dos valores absolutos, sinal médioquadrático, raiz média quadrática das diferenças sucessivas, amplitude, assimetria, curtose, frequência dominante, frequência média ponderada, potência total,

largura de banda, entropia espectral e entropia de amostra. Os dados foram filtrados e extraídos pelo programa de computador RStudio versão 4.2.2. cujo script utilizado está no anexo 2. A tabela 7 a seguir descreve a média e desvio padrão dessas variáveis.

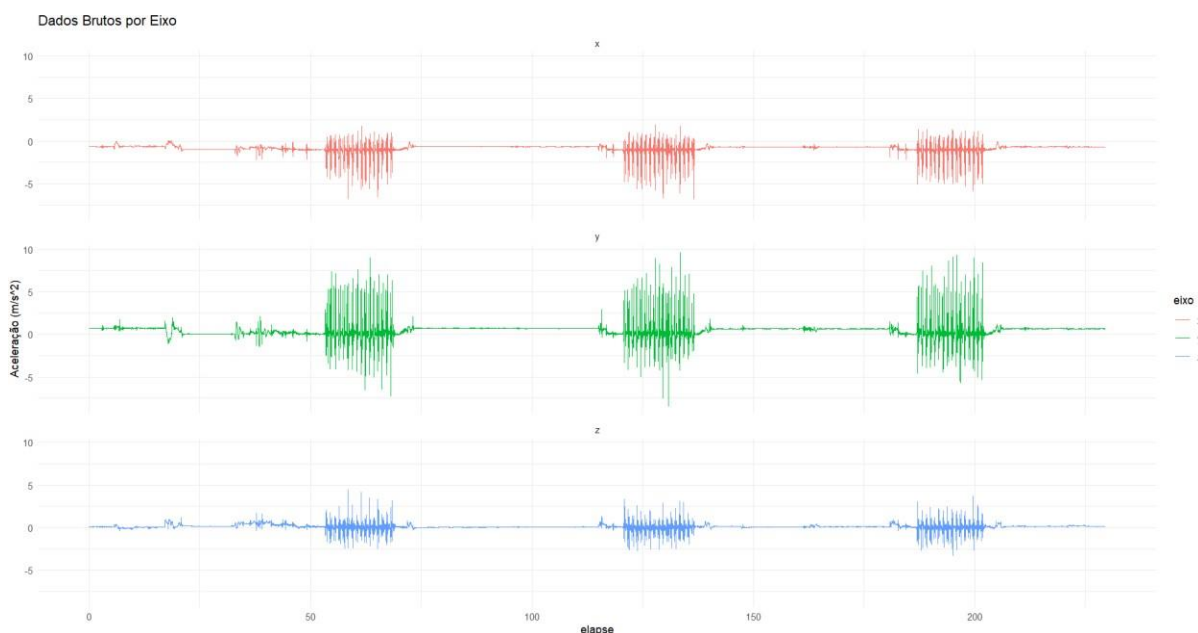
Tabela 7 - Média e desvio padrão das variáveis inerciais de 13 participantes, a partir do sensor inercial utilizado no punho, referente a primeira tentativa da posição original do CKCUEST:

Variáveis	Média	Desvio padrão
A.M.A	1,026	±0,289
S.V.A	1527,0	±422,6
S.M.Q	1,808	±0,951
RMSS	0,379	±0,105
Amplitude	6,935	±1,612
Assimetria	1,547	±0,317
Curtose	1,954	±1,569
Frequência dominante	1,002	±0,124
Frequência média ponderada	4137,0	±1371,0
Potência total	13,36	±7,039
Largura de banda	7,23	±0,454
Entropia espectral	3,909	±0,255
Entropia da amostra	0,180	±0,065

Legenda: A.M.A: atividade média absoluta; S.V.A: soma dos valores absolutos; S.M.Q: sinal médio quadrático; RMSS: raiz média quadrática das diferenças sucessivas; LB: largura de banda.

As métricas permitem explorar os dados inerciais absolutos e sob frequência. Para este estudo foi considerado a soma de todos os eixos, portanto a resultante. Embora o movimento do punho no teste funcional CKCUEST ocorra predominantemente no eixo médio-lateral, para este estudo levamos em consideração o todo para entender o comportamento do sinal durante o teste. Os dados foram filtrados a uma frequência de 4ª ordem passa-baixa para redução dos ruídos. Para melhor entendimento, a figura 8 demonstra, o sinal dos três eixos separados, depois a figura 9 ilustra o gráfico dos dados inerciais da resultante com os dados brutos e com os dados filtrados.

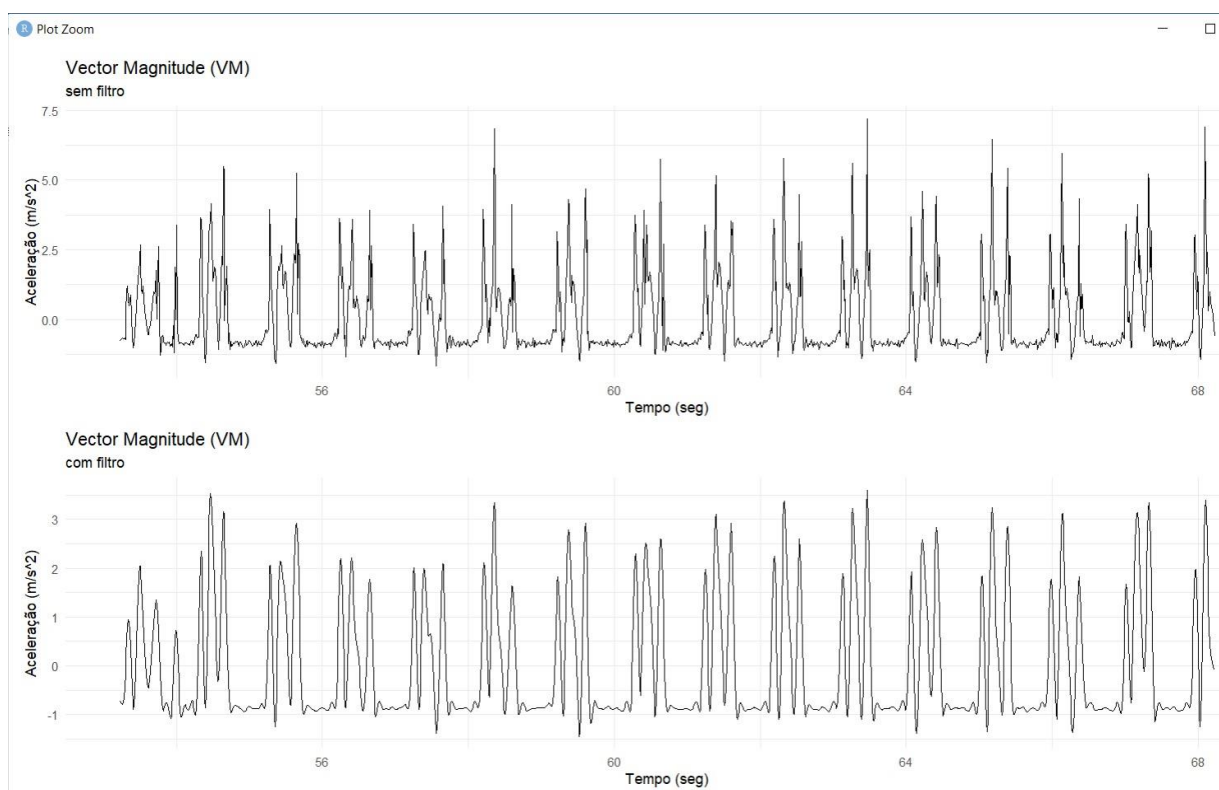
Figura 8 - Registros dos sinais inerciais brutos separados por eixo obtidos a partir da captura da tela do dispositivo.



Fonte: Arquivo pessoal

Legenda: A primeira linha vermelha representa o eixo X correspondente ao eixo anteroposterior. A segunda linha verde representa o eixo Y correspondente ao eixo médio-lateral e a terceira linha azul representa o eixo z correspondente ao eixo crânio caudal. O eixo y do gráfico representa a aceleração em m/s^2 e o eixo x do gráfico o tempo em segundos.

Figura 9 - Registro dos sinais inerciais brutos e filtrados do eixo médio- lateral



Fonte: Arquivo pessoal

Legenda: imagem referente a execução da primeira tentativa do CKCUEST na posição original, cada pico de aceleração sinaliza o movimento do braço e as oscilações menores de espaço entre elas o momento em que o membro superior está apoiado ao chão.

Cada pico de aceleração corresponde ao movimento realizado do braço, de modo que quanto maior a aceleração captada pelo sensor maior poderia ser o resultado de desempenho no CKCUEST. No entanto, ao correlacionarmos essas métricas dos dados inerciais com o desempenho do CKCUEST os valores foram inconclusivos ou tiveram moderada e baixa correlação como exposto na tabela 8.

Tabela 8 - Correlação (p-valor) das métricas inercias e desempenho do CKCUEST.

Variáveis inerciais	Primeira tentativa	CKCUEST	Power score
Atividade média absoluta ^a	0,73(0,01)	0,60 (0,03)	0,59 (0,03)
Soma dos valores absolutos ^a	0,75 (0,01)	0,62 (0,02)	0,60 (0,03)
Sinal médio quadrático ^a	0,66 (0,01)	0,55 (0,05)	0,51 (0,07)
RMSSD ^a	0,75 (0,01)	0,72 (0,01)	0,64 (0,02)
Amplitude ^a	0,64 (0,02)	0,61 (0,03)	0,68 (0,01)
Assimetria ^a	-0,13 (0,66)	0,08 (0,80)	0,01 (0,99)
Curtose ^b	-0,24 (0,43)	0,01 (0,99)	0,04 (0,89)
Frequencia dominante ^a	0,89 (<0,001)	0,75 (0,01)	0,78 (0,01)
Frequência média ponderada ^a	0,43 (0,35)	0,43 (0,14)	0,38 (0,20)
Potência total ^a	0,66 (0,01)	0,55 (0,05)	0,51 (0,07)
Largura de banda ^b	-0,00 (0,99)	0,14 (0,66)	-0,05 (0,86)
Entropia Espectral ^a	0,20 (0,52)	0,48 (0,10)	0,33 (0,27)
Entropia amostral ^b	0,09 (0,77)	0,17 (0,60)	0,14 (0,64)

Fonte: elaborado pela autora.

Legenda: ^a correlação de Pearson; ^b correlação de Spearman; RMSSD: raiz média quadrática das diferenças sucessivas.

A única variável inercial que obteve uma correlação moderada os com valores de desempenho do CKCUEST foi a frequência dominante.

6. DISCUSSÃO

A presente pesquisa mostrou que é viável testar a viabilidade de aplicação do teste de funcionalidade dos membros superiores em indivíduos adultos amputados de membro inferior foi observado o desempenho do teste conforme as variações de aplicação, também foi investigado a correlação deste teste com a potência dos MMSS medido pelo teste SMTB.

O presente estudo teve como resultado a média de 28, 53 toques, valor próximo ao estudo de Goldbeck; Davies,(2000) em estudantes universitários masculinos que obtiveram a

média de toques de 27,8 apesar da execução ter sido diferente quanto a distância das mãos. Quando comparado ao estudo de Decleve *et al.*, (2020), cuja execução e distância das mãos foia mesma em jogadores de vôlei e basquete juvenil masculino e feminino. O valor da média do toques foi de 30.8 ± 4.0 , o valor normalizado foi de 18.0 ± 2.7 e o *power score* de 83.7 ± 18.9 .

Callaway *et al.*, (2020) observou variações na execução do CKCUEST em participantes masculinos conforme a distância das mãos e angulação dos ombros. Na variação utilizada neste estudo seus resultados foram de 34,25 ($\pm 6,1$) a média dos toques, 0,19 ($\pm 0,04$) o valor normalizado e 129,59 (± 23.8) o *power score*, resultado que confronta os valores deste estudo que foram de 28,53 (4,64) a média dos toques, 16,27 (2,64) o valor normalizado e 97,66 (24,09) o *power score*. Neste estudo, em todas as variações de execução do CKCUEST, houve um aumento do desempenho em relação ao teste e reteste.

Ao analisar a variação com os joelhos no solo este estudo apresentou uma mudança de *power score* de 97,66 (24,09) na posição original para 98,91 (24,99) na posição de joelhos no chão. A fórmula do *power score* leva em consideração 68% do peso corporal, que neste estudo não houve grande variação do desempenho conforme a variação da execução. Resultado divergente de Tucci *et al.*, (2014) que sugere uma mudança de 24% do peso corporal na fórmula do *power score* em mulheres, visto que a adaptação para mulheres é realizada com os joelhos no chão. Ao analisar o percentual do peso corporal nos membros superiores em 3 distâncias distintas das mãos Tucci *et al.* (2014) obteve um resultado de 63,4 % para homens na distância Inter acromial e 25% na distância Inter acromial para mulheres. Tal diferença pode estar mais relacionada com as características sexuais e não do posicionamento. Já que neste estudo o desempenho de homens amputados realizando o teste em posição original e adaptada com os joelhos no chão não teve grande variação de desempenho.

Porém a realização do CKCUEST com os joelhos no chão, referente a percepção subjetiva de esforço foi a posição de maior conforto, pois obteve menor valor na escala de borg (13), classificado como um exercício pouco difícil. Em relação a dor, os locais de desconforto no corpo durante a execução do CKCUEST foram variados, e os locais mais frequentes de desconforto relatados foram ombro e punho, seguidos de hálux e coto. A intensidade da dor relatada variou entre leve e moderada.

Neste estudo a correlação do *power score* do teste CKCUEST com o valor preditivo de potência de membro superior do SMBT foi de 0,216 (IC95% -0,52 a 0,77), o que indica fraca correlação. Embora os dois testes funcionais avaliem potência muscular de membros

superiores de forma indireta a correlação entre eles é fraca. Suspeita-se que o provável motivo seja referente ao modo de execução entre os testes. Um ocorre em maior predominância em cadeia cinética fechada, o CKCUEST, e o outro em cadeia cinética aberta, o SMBT. Ambos os testes funcionais CKCUEST e SMBT foram utilizados por (Decleve *et al.* (2020) para validar outro teste funcional de membro superior, o *Upper Limb Rotation Test* (URLT). Sua correlação com o CKCUEST e o SMBT foi moderada, com média dos toques de 0,553; valor normalizado de 0,505, *power score* de 0,512 e SMBT de 0,456. Outra correlação moderada foi obtida entre o *power score* do CKCUEST e força de rotadores internos e externos em adolescentes praticantes de vôlei e basquete $r = 0,70$ para membro dominante e $r = 0,60$ para o membro não dominante Declve *et al.* (2020).

Neste estudo, a métrica que melhor descreveu o sinal inercial correlacionado com o desempenho do CKCUEST foi a frequência dominante, $r = 0,75$ e p valor = 0,1 e foi levado em consideração apenas o valor e a variação da aceleração, dados do acelerômetro. No estudo de (Johnston *et al.*, 2017), que observou o desempenho de um teste funcional em atletas de rugby utilizando as métricas de entropia da magnitude do giroscópio e a raiz quadrada média da magnitude ou seja sua análise foi voltada para os dados de velocidade angular, dados do giroscópio. Apesar de um sensor ser o suficiente para discriminar o desempenho de um teste funcional entre indivíduos jovens e adultos (Johnston *et al.*, 2020). Neste estudo dois sensores foram utilizados, um localizado no punho e outro no tórax, e a análise sensorial foi realizada apenas no sensor do punho sem a fusão de informação entre os sensores. Quanto às limitações do estudo, a presente pesquisa obteve aderência mínima de pessoas com deficiência dispostas a participar da pesquisa. Houve dificuldade para manter os mesmos avaliadores e mesma localização da aplicação dos testes, diminuindo assim a rigidez e padronização da coleta dos dados.

Quanto aos pontos fortes, esta é a primeira pesquisa voltada para a aplicação do teste de funcionalidade dos membros superiores em cadeia cinética fechada CKCUEST na população paradesportiva. Também é a primeira pesquisa voltada para a análise inercial na execução do CKCUEST com o olhar voltado para os dados do acelerômetro. Este estudo pode contribuir com investigações futuras sobre o tema, visto que o CKCUEST é adaptável para a população de amputados de membro inferior.

Faz-se necessário explorar mais o padrão dos sinais inerciais a respeito do movimento de testes funcionais, pois deste modo pode ser possível observar fenômenos não identificáveis pelo avaliador em campo. Observar o comportamento do sinal em outros locais como a região lombar e observar se uma oscilação maior ou menor do tronco está ligada a

um melhor desempenho do teste funcional, por exemplo. São ideias para futuras investigações.

7. CONCLUSÃO

Praticantes de esportes adaptados com amputação de membro inferior conseguem realizar o teste de estabilidade da extremidade superior em cadeia cinética fechada de modo original ou adaptado. Seus desempenhos assemelham-se a outras populações atléticas. Os sensores inerciais são ferramentas que podem ser utilizadas concomitantemente ao teste, e a métrica mais associada ao desempenho do teste é a frequência

REFERÊNCIAS

- AFONSO, Carla *et al.* Amputações e Malformações Congénitas do Membro Superior na População Pediátrica - Revisão de 27 Anos. **Amputações e Malformações Congénitas do Membro Superior na População Pediátrica - Revisão de 27 Anos**, [s. l.], v. 17, n. 1, p. 26–29, 2009.
- AURICCHIO, José Ricardo *et al.* Avaliação antropométrica, hemodinâmica e metabólica da Seleção Brasileira de Futebol de Amputados. [s. l.], 2018.
- AYRAN, Nayara *et al.* CARACTERÍSTICAS TRAUMATO-ORTOPÉDICAS DAS LESÕES DOS ATLETAS DE VOLEIBOL SENTADO TRAUMA-ORTHOPEDIC CHARACTERISTICS OF INJURIES IN ATHLETES OF SITTING VOLLEYBALL. **Revista Movimenta**, [s. l.], v. 8, p. 140–150, 2015.
- BARFIELD, Jeff W. *et al.* Preliminary Analysis of Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test Differences Between Healthy and Previously Injured/In-Pain Baseball Pitchers. **Sports Health**, [s. l.], p. 19417381221083316, 2022.
- BARRETO, Marina Carvalho Arruda; ARAÚJO, Larissa Fortunato; CASTRO, Shamyry Sulyvan de. Relação de fatores pessoais e ambientais com a prevalência de deficiências físicas adquiridas no Brasil - estudo de base populacional. **Ciência & Saúde Coletiva**, [s. l.], v. 27, n. 4, p. 1435–1442, 2022.
- BOCOLINI, Fernando. **REABILITAÇÃO amputados amputações próteses**. Sao Paulo: Robe Editorial, 2000. v. 2º
- BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 14, n. 5, p. 377–381, 1982.
- BORMS, Dorien; COOLS, Ann. Upper-Extremity Functional Performance Tests: Reference Values for Overhead Athletes. **International Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 39, n. 06, p. 433–441, 2018.
- BORMS, Dorien; MAENHOUT, Annelies; COOLS, Ann M. Upper Quadrant Field Tests and Isokinetic Upper Limb Strength in Overhead Athletes. **Journal of Athletic Training**, [s. l.], v. 51, n. 10, p. 789–796, 2016.
- BRASIL. **LEI Nº 13.146, DE 6 DE JULHO DE 2015**. [S. l.], 2015. presidencia da república. Disponível em: https://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2015-2018/2015/lei/l13146.htm. Acesso em: 24 maio 2023.
- BRASIL, Ministerio da saúde. **Orientações para coleta e análise de dados antropométricos em serviços de saúde: Norma Técnica do Sistema de Vigilância Alimentar e Nutricional - SISVANS**. Brasili DF: Ms, 2011. (G. Estatística e Informação em Saúde).
- CABRAL, Luana Loss *et al.* A SYSTEMATIC REVIEW OF CROSS-CULTURAL ADAPTATION AND VALIDATION OF BORG'S RATING OF PERCEIVED EXERTION SCALE. **Journal of Physical Education**, [s. l.], v. 28, n. 1, 2017. Disponível em: <http://periodicos.uem.br/ojs/index.php/RevEducFis/article/view/34188/21011>. Acesso em: 21 mar. 2023.

CALLAWAY, Andrew *et al.* A randomised observational study of individualised variations in the start position of the closed-kinetic chain upper extremity stability test. **Physical Therapy in Sport**, [s. l.], v. 41, p. 16–22, 2020.

CARVALHO, José André. **AMPUTAÇÕES DE MEMBROS INFERIORES: em busca da plena reabilitação**. 2. ed. Barueri- SP: MANOLE, associação brasileira de direitos reprodutivos, 2003.

CHALLOUMAS, Dimitrios; STAVROU, Antonio; DIMITRAKAKIS, Georgios. The volleyball athlete's shoulder: biomechanical adaptations and injury associations. **Sports Biomechanics**, [s. l.], v. 16, n. 2, p. 220–237, 2017.

CORY, Biggar; LARSON, Abigail; DEBELISO, Maek. Establishing Normative Reference Values for the Utah Seated Medicine Ball Throw Protocol in Adolescents. *In: THE SPORT JOURNAL*. 7 out. 2022. Disponível em: <https://thesportjournal.org/article/establishing-normative-reference-values-for-the-utah-seated-medicine-ball-throw-protocol-in-adolescents/>. Acesso em: 5 jun. 2023.

DECLEVE, Ph *et al.* The “upper limb rotation test”: Reliability and validity study of a new upper extremity physical performance test. **Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine**, [s. l.], v. 42, p. 118–123, 2020.

DEGOT, Matthieu *et al.* Intrarater reliability and agreement of a modified Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test. **Physical Therapy in Sport**, [s. l.], v. 38, p. 44–48, 2019.

DI NUBILA, Heloisa Brunow Ventura; BUCHALLA, Cassia Maria. O papel das Classificações da OMS - CID e CIF nas definições de deficiência e incapacidade. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, [s. l.], v. 11, n. 2, p. 324–335, 2008.

FAGHER, Kristina *et al.* Injuries and illnesses in Swedish Paralympic athletes—A 52-week prospective study of incidence and risk factors. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, [s. l.], v. 30, n. 8, p. 1457–1470, 2020.

FAGHER, Kristina *et al.* Paralympic athletes' perceptions of their experiences of sports-related injuries, risk factors and preventive possibilities. **European Journal of Sport Science**, [s. l.], v. 16, 2016.

FARIAS, Norma; BUCHALLA, Cassia Maria. A classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde da organização mundial da saúde: conceitos, usos e perspectivas. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, [s. l.], v. 8, n. 2, p. 187–193, 2005.

FERREIRA, Ana Paula De Lima *et al.* ATUAÇÃO DA FISIOTERAPIA ESPORTIVA NA MODALIDADE DE VÔLEI SENTADO. *In: SOCIEDADE NACIONAL DE FISIOTERAPIA ESPORTIVA E DA ATIVIDADE FÍSICA*; NOWOTNY, Alexandre Henrique; BEZERRA, Márcio Almeida. **PROFISIO: PROGRAMA DE ATUALIZAÇÃO EM FISIOTERAPIA ESPORTIVA E ATIVIDADE FÍSICA: Ciclo12: Volume3**. [S. l.]: 10.5935, 2023. Disponível em: <https://portal.secad.artmed.com.br/doi/artigo/atuacao-da-fisioterapia-esportiva-na-modalidade-de-volei-sentado>. Acesso em: 18 mar. 2024.

FRANTZ, Charles H.; O'RAHILLY, Ronan. Congenital Skeletal Limb Deficiencies: **The Journal of Bone & Joint Surgery**, [s. l.], v. 43, n. 8, p. 1202–1224, 1961.

GENEBRA OMS. Organização Mundial da Saúde Como usar a CIF: Um manual prático para o uso da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Versão preliminar para discussão. Outubro de 2013. Genebra: OMS. **Organização Mundial da Saúde Como usar a CIF: Um manual prático para o uso da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Versão preliminar para discussão. Outubro de 2013. Genebra: OMS**, [s. l.], 2013. Disponível em: <http://www.fsp.usp.br/cbcd/wp-content/uploads/2015/11/Manual-Pra%CC%81tico-da-CIF.pdf>.

GOKALP, Ozge; KIRMIZIGIL, Berkiye. Effects of Thrower's Ten exercises on upper extremity performance. **Medicine**, [s. l.], v. 99, n. 42, p. e22837, 2020.

GOLDBECK, Todd G.; DAVIES, George J. Test-Retest Reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test: A Clinical Field Test. **Journal of Sport Rehabilitation**, [s. l.], v. 9, n. 1, p. 35–45, 2000.

HASSAN AL IMAM, Mahmudul *et al.* Characterisation of persons with lower limb amputation who attended a tertiary rehabilitation centre in Bangladesh. **Disability and Rehabilitation**, [s. l.], v. 42, n. 14, p. 1995–2001, 2020.

HOLLSTADT, Kayla; BOLAND, Mark; MULLIGAN, Ivan. Test-Retest Reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) in a Modified Test Position in Division I Collegiate Basketball Players. **International Journal of Sports Physical Therapy**, [s. l.], v. 15, n. 2, p. 203–209, 2020.

JOHNSTON, William *et al.* Inertial Sensor Technology Can Capture Changes in Dynamic Balance Control during the Y Balance Test. **Digital Biomarkers**, [s. l.], v. 1, n. 2, p. 106–117, 2017.

JOHNSTON, William *et al.* Quantifying Y Balance Test performance with multiple and single inertial sensors. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference**, [s. l.], v. 2020, p. 4243–4247, 2020.

JORGE, Amanda Rosa Ferreira. Dados Epidemiológicos Nacionais de Amputação e Proposta de Dispositivo para Treinamento de Usuários de Próteses de Membro Superior. [s. l.], 2020.

JÚNIOR, Ismael Forte Freitas. **Padronização de medidas antropométricas e avaliação da composição corporal**. Sao Paulo: Coan Indústria Gráfica Ltda, 2018.

KAPANJI, A. I. **Fisiologia Articular : esquemas comentados de mecanica humana**. 5ª edição. [S. l.]: Editorial Médica Panamerica S.A, 2000. v. I

KARANDIKAR, Ninad; VARGAS, Oscar O. Ortiz. Kinetic Chains: A Review of the Concept and Its Clinical Applications. **PM&R**, [s. l.], v. 3, n. 8, p. 739–745, 2011.

LEE, Dong-Rour; KIM, Laurentius Jongsoon. Reliability and validity of the closed kinetic chain upper extremity stability test. **Journal of Physical Therapy Science**, [s. l.], v. 27, n. 4, p. 1071–1073, 2015.

- LEFÈVRE-COLAU, Marie-Martine *et al.* Kinematic patterns in normal and degenerative shoulders. Part II: Review of 3-D scapular kinematic patterns in patients with shoulder pain, and clinical implications. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, [s. l.], v. 61, n. 1, p. 46–53, 2018.
- LEITE, Marco Aurélio Ferreira de Jesus *et al.* Medicine ball throw test predicts arm power in rugby sevens players. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, [s. l.], v. 18, p. 166–176, 2016.
- LEITE, Marco Aurélio Ferreira de Jesus *et al.* Using the medicine ball throw test to predict upper limb muscle power: validity evidence. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, [s. l.], v. 22, 2020. Disponível em: <http://www.scielo.br/j/rbcdh/a/Py9pCSH3scMR3kJC8qJy7JQ/?lang=en>. Acesso em: 12 jun. 2022.
- MACHADO, Rafaela Oliveira. força e desempenho funcional de ombro em atletas de vôlei e handebol. [s. l.], p. 89, 2019.
- MCDERMOTT, Katherine M.; SRINIVAS, Tara; ABULARRAGE, Christopher J. Multidisciplinary approach to decreasing major amputation, improving outcomes, and mitigating disparities in diabetic foot and vascular disease. **Seminars in Vascular Surgery**, [s. l.], v. 36, n. 1, p. 114–121, 2023.
- MENDEZ-REBOLLEDO, Guillermo *et al.* Optimal activation ratio of the scapular muscles in closed kinetic chain shoulder exercises: A systematic review. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, [s. l.], v. 34, n. 1, p. 3–16, 2021.
- MOHAMMED, S.A; SHEBL, A. M. Quality of life among Egyptian patients with upper and lower limb amputation: sex differences. **Quality of life among Egyptian patients with upper and lower limb amputation: sex differences.**, [s. l.], p. 1–8, 2014.
- MOLETA VARGAS, Thaianie *et al.* Prevalência de lesões traumato-ortopédicas em atletas de basquetebol em cadeira de rodas. **Journal of Physical Education**, [s. l.], v. 33, n. 1, 2022. Disponível em: <https://periodicos.uem.br/ojs/index.php/RevEducFis/article/view/56114>. Acesso em: 5 jun. 2023.
- MOSER, Auristela Duarte de Lima; MALUCELLI, Mariane França; BUENO, Sandra Novaes. Cadeia cinética aberta e fechada: uma reflexão crítica. **Fisioterapia em Movimento**, [s. l.], v. 23, n. 4, p. 641–650, 2010.
- NETO, Hugo Pasin *et al.* **escalas e testes funcionais em fisioterapia ortopédica, neurológica e respiratória**. Sorocaba/ SP: EDUNISO, 2021. Disponível em: <http://uniso.br/eduniso>. Acesso em: 1 nov. 2022.
- OSTERKAMP, Linda Kautz. Current Perspective on Assessment of Human Body Proportions of Relevance to Amputees. **Journal of the American Dietetic Association**, [s. l.], v. 95, n. 2, p. 215–218, 1995.
- PATEL, Ronak M.; GELBER, Jonathan D.; SCHICKENDANTZ, Mark S. The Weight-Bearing Shoulder:. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, [s. l.], v. 26, n. 1, p. 3–13, 2018.

PRIDE, Laura *et al.* A review of disparities in peripheral artery disease and diabetes-related amputations during the COVID-19 pandemic. **Seminars in Vascular Surgery**, [s. l.], v. 36, n. 1, p. 90–99, 2023.

RIBEIRO NETO, Frederico *et al.* Correlations Between Medicine Ball Throw With Wheelchair Mobility and Isokinetic Tests in Basketball Para-Athletes. **Journal of Sport Rehabilitation**, [s. l.], v. 31, n. 1, p. 125–129, 2022.

ROE, Gregory *et al.* Reliability and Validity of a Medicine Ball-Contained Accelerometer for Measuring Upper Body Neuromuscular Perform. **Reliability and Validity of a Medicine Ball-Contained Accelerometer for Measuring Upper Body Neuromuscular Perform**, [s. l.], 2018.

ROUSH, James R.; KITAMURA, Jared; WAITS, Michael Chad. Reference Values for the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) for Collegiate Baseball Players. **North American journal of sports physical therapy: NAJSPT**, [s. l.], v. 2, n. 3, p. 159–163, 2007.

SÁ, Karina Santos Guedes de; SILVA, Anselmo de Athayde Costa e. **SENSORES INERCIAIS: UMA ALTERNATIVA OBJETIVA PARA CLASSIFICAÇÃO BASEADA EM EVIDÊNCIAS DO BASQUETE EM CADEIRA DE RODAS**. 2021. Dissertação - UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ, BELÉM, 2021.

SACCOL, Michele Forgiarini *et al.* Shoulder Strength and Upper Body Field Performance Tests in Young Female Handball and Volleyball Athletes: Are There Differences Between Sports?. **Journal of Sport Rehabilitation**, [s. l.], v. 1, n. aop, p. 1–8, 2021.

SANTOS, Didiomani dos *et al.* Perfil físico, fisiológico e biomecânico e a relação entre as variáveis de desempenho em atletas amadores de wheelchair moto cross. **Perfil físico, fisiológico e biomecânico e a relação entre as variáveis de desempenho em atletas amadores de wheelchair moto cross**, [s. l.], v. 26, n. 3, p. 173–192, 2022.

SAYERS, Mark G.L.; BISHOP, Stephen. Reliability of a New Medicine Ball Throw Power Test. **Journal of Applied Biomechanics**, [s. l.], v. 33, n. 4, p. 311–315, 2017.

SERLIN, Ronald C. *et al.* When is cancer pain mild, moderate or severe? Grading pain severity by its interference with function. **PAIN**, [s. l.], v. 61, n. 2, p. 277, 1995.

SILVA, Rogerio Santos *et al.* QUALITY OF LIFE IN ADULTS WITH SARCOMAS UNDER CONSERVATIVE SURGERY OR AMPUTATION. **Acta Ortopédica Brasileira**, [s. l.], v. 28, n. 5, p. 236–242, 2020.

SILVA, Andressa; MELLO, Marco Tulio de. **Esporte paralímpico da organização ao alto rendimento**. Sao Paulo: Editora dos Editores Eireli, 2021.

SILVER, J. R. The origins of sport for disabled people. **The Journal of the Royal College of Physicians of Edinburgh**, [s. l.], v. 48, n. 2, p. 175–180, 2018.

SLIMANI, Maamer *et al.* Comparison of Mental Toughness and Power Test Performances in High-Level Kickboxers by Competitive Success. [s. l.], v. 07, n. 02, 2016.

SOUZA, Ylkiany Pereira de; SANTOS, Ana Célia Oliveira dos; ALBUQUERQUE, Luciana Camelo de. Caracterização das pessoas amputadas de um hospital de grande porte em Recife (PE, Brasil). **Jornal Vascular Brasileiro**, [s. l.], v. 18, p. e20190064, 2019.

SPANHOVE, Valentien *et al.* Muscle activity and scapular kinematics in individuals with multidirectional shoulder instability: A systematic review. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, [s. l.], v. 64, n. 1, p. 101457, 2021.

STEWART, C. P. U.; JAIN, A. S. Congenital limb anomalies and amputees Tayside, Scotland 1965–1994. **Prosthetics & Orthotics International**, [s. l.], v. 19, n. 3, p. 148–154, 1995.

STRAND S, Keri L. *et al.* Validity and Reliability of the Seated Medicine Ball Throw as a Measure of Upper Body Power in Older Women. **Validity and reliability of the seated medicine ball throw as a measure of upper body power in older women.**, [s. l.], v. 37, n. 4, p. 902–908, 2023.

TANI, Go *et al.* O estudo da demonstração em aprendizagem motora: estado da arte, desafios e perspectivas. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, [s. l.], v. 13, p. 392–403, 2011.

TARARA, Daniel T. *et al.* Clinician-friendly physical performance tests in athletes part 3: a systematic review of measurement properties and correlations to injury for tests in the upper extremity. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 50, n. 9, p. 545–551, 2016.

TATAR, Yasar *et al.* Load distribution on the foot and lostrand crutches of amputee football players. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 64, p. 169–173, 2018.

TILLAAR, roland van den; MARQUES, Mário C. reliability of seated and standing throwing velocity using differently weighted medicine balls. [s. l.], v. 27, n. 5, p. 1234–1238, 2013.

TOOTH, Camille *et al.* Upper limb functional testing in athletes: A Delphi study. **Shoulder & Elbow**, [s. l.], v. 16, n. 1_suppl, p. 89–99, 2024.

TUCCI, Helga T. *et al.* Biomechanical Analysis of the Closed Kinetic Chain Upper-Extremity Stability Test. **Journal of Sport Rehabilitation**, [s. l.], v. 26, n. 1, p. 42–50, 2017.

TUCCI, Helga Tatiana *et al.* Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability test (CKCUES test): a reliability study in persons with and without shoulder impingement syndrome. **BMC Musculoskeletal Disorders**, [s. l.], v. 15, n. 1, p. 1, 2014.

VALADÉS CERRATO, David *et al.* Effect of eight weeks of upper-body plyometric training during the competitive season on professional female volleyball players. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, [s. l.], v. 58, n. 10, p. 1423–1431, 2018.

VIEIRA, Rafael Isac *et al.* Intervenções fisioterapêuticas utilizadas em pessoas amputadas de membros inferiores pré e pós- protetização : uma revisão sistemática. **Intervenções fisioterapêuticas utilizadas em pessoas amputadas de membros inferiores pré e pós- protetização : uma revisão sistematica**, [s. l.], v. 24, n. 2, p. 98–104, 2017.

WELCH, Ethan S. *et al.* Biomechanical analysis of the closed kinetic chain upper extremity stability test in healthy young adults. **Physical Therapy in Sport**, [s. l.], v. 45, p. 120–125, 2020.

WILLIAMSON, Amelia; HOGGART, Barbara. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. **Journal of Clinical Nursing**, [*s. l.*], v. 14, n. 7, p. 798–804, 2005.

YU, Justin *et al.* Lessons Learned: A Disruption in Care Leads to Increased Rates of Proximal Amputations. **Wound Manag Prev**, [*s. l.*], p. 49–57, 2023.

ANEXO A – FICHA DE AVALIAÇÃO

FICHA DE AVALIAÇÃO				
IDENTIFICAÇÃO NOME:			CIF:	OCUPAÇÃO
ESCOLARIDADE:			MEMBRO DOMINANTE:	
IDADE	MASSA	ALTURA	IMC	POSSUI DEFICIÊNCIA:
PRATICA ATIVIDADE FISICA REGULAR ?			QUAL A FREQUENCIA?	
POSSUI CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL?? SIM () NÃO () QUAL? E EM QUAL MODALIDADE??				
FAZ USO DE PROTESE?				
NIVEL DA AMPUTAÇÃO: TEMPO DE AMPUTAÇÃO:				
QUEIXA PRINCIPAL:				
E.V.A:				
<p>The Visual Analog Scale (E.V.A.) consists of a horizontal bar with a color gradient from blue (0) to red (10). The bar is divided into three sections: LEVE (0-2), MODERADA (3-7), and INTENSA (8-10). Smiley faces are shown at 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, and 10. A vertical line is drawn at 2.5 and another at 7.5.</p>				
H.D.A:				

H.D.P:	ASMA ()	D.P.O.C: ()	Arritmia Cardíaca ()	H.A.S()	Diabetes: ()
	Epilepsia ()	Etílico ()	Tabagista ()	Prolapso deválvulas ()	Alergia ()
OUTROS:					
TEMPO DE PRÁTICA:					
<u>LESÕES ANTERIORES:</u>					
CERVICAL	CABEÇA	OMBRO	COTOVELO	PUNHO	TORAX
LOMBAR	QUADRIL	JOELHO	TORNOZELO	DEDOS	OUTROS
CKCUEST					
Envergadura:			Dominância:		
Distância Inter acromial:			Borg e E.V.A inicial		
Modo	1º	2º	3º	Borg	E.V.A
Modo	1º	2º	3º	Borg	E.V.A
Modo	1º	2º	3º	Borg	E.V.A
OBSERVAÇÕES					
TESTE DE ARREMESSO: (m)					
Distância parede-mão:					
1º		2º		3º	

Envergadura:	Dominância:
Distância Inter acromial:	Borg e E.V.A inicial

Modo	1º	2º	3º	Borg	E.V.A
------	----	----	----	------	-------

Modo	1º	2º	3º	Borg	E.V.A
Modo	1º	2º	3º	Borg	E.V.A

ANEXO B – PROCESSAMENTO DE SINAIS COLETADOS DO SENSOR INERCIAL

PROCESSAMENTO DE SINAIS COLETADOS DO SENSOR INERCIAL DURANTE A EXECUÇÃO DO CKCUEST:

PACOTES UTILIZADOS:

- library(readr);
- library(dplyr);
- library(ggplot2);
- library(tidyr);
- library(patchwork);
- library(signal);
- library(pracma);
- library(kableExtra);
- library(gsignal).

CARREGAMENTO DA

ACELERAÇÃO# Carregar dados

df <-

read_csv("Punho_participante1.csv")#

Alterar o nome das colunas

colnames(df) <- c("epoc", "time", "elapsed", "x", "y",
"z")**glimpse**(df)

Visualização por eixo

df |> **gather**(key = "eixo", value = "Aceleração", x, y, z)

|> **ggplot**(aes(x = elapsed, y = Aceleração, color = eixo))

+**geom_line**() +**scale_x_continuous**(limits = c(0, 25), breaks =
seq(0, 25, 1))+

labs(title = "Dados Brutos por Eixo", y = "Aceleração (m/s²)") + **theme_minimal**() +
facet_wrap(~ eixo, nrow = 3)

Constante dos eixos pelo Vector

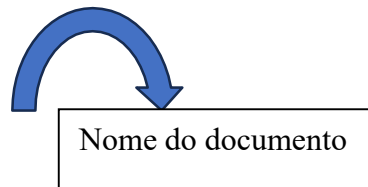
Magnitude **df** <- **df** |> **mutate**(VM =

sqrt(x² + y² + z²))# Visualização do

Vector Magnitude

Visualização do dado recortado

df |> **ggplot**(aes(x = elapsed, y = VM))+ **geom_line**()+ **scale_x_continuous**(limits = c(0,



```
300), breaks = seq(0, 300, 4))+ labs(title = "Vector Magnitude (VM)", subtitle = "", x="Tempo (seg)", y = "Aceleração (m/s^2)") + theme_minimal()
```

```

# Cortando perto da primeira
tentativadf <- df |>
dplyr::filter(elapse > 50)
df |> ggplot(aes(x = elapse, y = VM))+ geom_line()+
  #scale_x_continuous(limits = c(0, 30), breaks = seq(0, 30, 1))+
  labs(title = "Vector Magnitude (VM)", subtitle = "", x= "Tempo (seg)",y =
"Aceleração(m/s^2)")+ theme_minimal()
#Criando função para recortar
recortarDados <- function(df, threshold,
  duration) {# Assume df is sorted by 'elapse'
  after_baseline <- df[df$elapse > 50, ] # É essencial revisar os valores específicos
  usadospeak_start <- which(after_baseline$VM > threshold)[1]
  # If a peak is found
  if (length(peak_start) > 0) { start_time <-
  after_baseline$elapse[peak_start]end_time <- start_time + duration
  # Return the segment of data starting from the peak for the specified duration
  return(df[df$elapse >= start_time & df$elapse <= end_time, ]) } else
  {stop("Não foi
encontrado um pico significativo após o período de
baseline.")} }# Aplicando a função para recortar - Novo
data.frame = rt2
rt2 <- recortarDados(df, threshold = 1.1, duration = 15)

```

15 de 15 segundos de
execução do CKCUST

```

# Visualização do dado recortado em 15 segundos
rt2 |> ggplot(aes(x = elapse, y = VM))+ geom_line()+
  #scale_x_continuous(limits = c(0, 24), breaks = seq(0, 24, 1))+
  labs(title = "Vector Magnitude (VM)", subtitle = "", x= "Tempo (seg)",y =
"Aceleração(m/s^2)")+ theme_minimal()
# O método de "detrending" (remoção de tendência) é aplicado a séries temporais para
removerefeitos lineares ou polinomiais que podem mascarar os verdadeiros padrões e
comportamentossubjacentes nos dados.
rt2$VM <- detrend(rt2$VM)

```

```
# Visualização após detrending  
semfiltro <- rt2 |> ggplot(aes(x = elapse, y = VM))+ geom_line()+  
  #scale_x_continuous(limits = c(0, 24), breaks = seq(0, 24, 1))+
```

```

labs(title = "Vector Magnitude (VM)", subtitle = "sem filtro", x= "Tempo (seg)",y =
"Aceleração (m/s^2)")+ theme_minimal()

semfiltro
# Filtrando o sinal
sampling_frequency <- 100
order <- 4

# Filtro Butterworth de quarta ordem passa-
baixacom frequência de corte de 10 Hz
cutoff_frequency_10 <- 10
butterworth_coef_10 <- butter(order, cutoff_frequency_10 / (sampling_frequency / 2),
type = "low")
rt2$VMf <- filtfilt(butterworth_coef_10,
rt2$VM)# Visualização após filtro
comfiltro <- rt2 |>
  ggplot(aes(x = elapse, y = VMf))+ geom_line()+
  #scale_x_continuous(limits = c(0, 24), breaks = seq(0, 24, 1))+
  labs(title = "Vector Magnitude (VM)", subtitle = "com filtro", x= "Tempo (seg)",y =
"Aceleração (m/s^2)")+ theme_minimal()

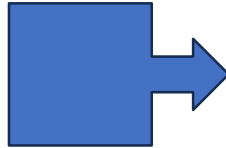
comfiltro
semfiltro/com
filtro
#####
# Métricas Domínio do Tempo
#####

# Mean Activity ( Média dos Valores Absolutos)
mean_activity <- mean(abs(rt2$VMf)) # intensidade média do sinal

# Soma dos Valores Absolutos
sum_abs <- sum(abs(rt2$VMf))

# Sinal Médio Quadrático (Mean Square Value -

```



A filtragem foi realizada a 100hz
Com filtro de 4º ordem passa
baixa

```
MSV)msv <- mean(rt2$VMf^2)
```

```

# Root Mean Square Successive Differences
(RMSSD)differences <- diff(rt2$VMf)
rmssd <- sqrt(mean(differences^2)) # medida estatística da variabilidade do sinal

# Amplitude
amplitude <- max(rt2$VMf) -
min(rt2$VMf)# Skewness (Assimetria)
library(e1071)
skewness_value <-
skewness(rt2$VMf)# Kurtosis
(Curtose)
kurtosis_value <- kurtosis(rt2$VMf)

#####
# Tabela
#####
####

metricas_tempo <- data.frame( Métrica = c("Atividade Média Absoluta", "Soma dos
Valores Absolutos", "Sinal Médio Quadrático", "Raiz Média Quadrática das Diferenças
Sucessivas (RMSSD)", "Amplitude", "Assimetria", "Curtose"),
  Valor = c(mean_activity, sum_abs, msv, rmssd, amplitude, skewness_value,
kurtosis_value))metricas_tempo$Valor <- round(metricas_tempo$Valor, 2)
tabela_tempo <- kable(metricas_tempo, "html") |> kable_styling(full_width = FALSE)
tabela_tempo <- tabela_tempo |> add_header_above(c("Métrica" = 1, "Valor" = 1), escape
=FALSE)
print(tabela_tempo)

# Atividade Média Absoluta = Representa a magnitude média da aceleração, sem
considerar adireção, e pode ser útil para detectar o nível geral de atividade
# Soma dos Valores Absolutos = Medida da atividade total ao longo do período de tempo
emque o sinal foi medido
# Sinal Médio Quadrático (RMS) = Representa a magnitude média do sinal e é uma medida

```

dapotência do sinal

RMSSD = É uma medida de variabilidade no sinal

Desvio Padrão = Dispersão ou variabilidade dos valores do sinal em relação à sua média

```

# Amplitude = Fornece uma noção do range total de movimento
# Assimetria = Indica se a distribuição dos valores no sinal é simétrica ou não. Valor
positivo, como o apresentado, sugere que há uma cauda mais longa à direita da distribuição
dos valores do sinal
# Curtose = Mede o 'achatoamento' da distribuição dos valores do sinal. Curtose próxima de
zero indica uma distribuição semelhante a uma distribuição normal (em termos de 'picos' e
'caudas')

#####
# transformada de Fourier - Métricas Domínio da Frequência
#####
# Calcular a FFT
fft_result <-
fft(rt2$VMf)
# Calcular o espectro de magnitude (ignorando a fase por
enquanto) magnitude_spectrum <- Mod(fft_result)

# Calcular o espectro de potência
power_spectrum <- Mod(fft_result)^2

# Frequência de amostragem
sampling_frequency <- 100 # Hz, ajuste de acordo com os seus dados

# Calcular as frequências correspondentes para todo o espectro
frequencies_full <- seq(0, sampling_frequency, length.out =
length(fft_result))

# Calcular o espectro de potência (todo o espectro)
power_spectrum_full <-
(Mod(fft_result)^2)/length(fft_result)
# Devido à simetria da FFT para sinais reais, podemos considerar apenas a primeira
metade half_length <- length(fft_result) / 2
# Ajustar frequências e PSD à primeira metade (+1 para incluir a frequência

```

```
Nyquist)frequencies <- frequencies_full[1:(half_length + 1)]  
power_spectrum <- power_spectrum_full[1:(half_length + 1)]  
  
# Calcular a densidade espectral de potência (PSD) para a primeira  
metade  
metadepsd <- power_spectrum / sampling_frequency
```

```

# Criar um tibble com tamanhos compatíveis
fft_df <- tibble(Frequency = frequencies, PSD = psd)

# Calcular a frequência dominante
dominant_frequency <-
fft_df$Frequency[which.max(fft_df$PSD)]
dominant_psd <-
max(fft_df$PSD)

# Visualização do Espectro de Densidade de Potência com a frequência dominante
anotadagplot(fft_df, aes(x = Frequency, y = PSD)) +
  geom_line() +
  scale_x_continuous(limits = c(0, sampling_frequency /
2)) + labs(title = "Espectro de Densidade de Potência",
  x = "Frequência (Hz)",
  y = "Densidade de
Potência") + theme_minimal()
+
  annotate("text", x = dominant_frequency, y = dominant_psd, label = paste("Freq
Dominante:", round(dominant_frequency, 2), "Hz"), vjust = -1)
# Calculando a frequência média ponderada
weighted_freq_sum <- sum(fft_df$Frequency *
fft_df$PSD)
total_power <- sum(fft_df$PSD)
weighted_mean_frequency <- weighted_freq_sum /
total_power
# Mostrar a frequência média ponderada
weighted_mean_frequency
# Potência Total
potência_total <-
sum(fft_df$PSD)
# Largura de
Banda
# Calculando a frequência que contém 90% da potência total
acumuladapotência_acumulada <- cumsum(fft_df$PSD)
limite_potência <- potência_total * 0.9

```

```
indice_largura_banda <- min(which(potência_acumulada >=
limite_potência))largura_banda <-
fft_df$Frequency[indice_largura_banda]
```

```
# Entropia Espectral
```

```

# Normalizar o PSD para que a soma seja igual a 1 (criando uma distribuição de
probabilidade)psd_normalizado <- fft_df$PSD / sum(fft_df$PSD)
entropia_espectral <- -sum(psd_normalizado *
log(psd_normalizado))# Calculando a Sample Entropy
sample_entropy_value <-
sample_entropy(rt2$VMf)metricas_freq <-
data.frame(
  Métrica = c("Frequência Dominante", "Frequência Média
Ponderada", "Potência Total",
  "Largura de Banda (até 90% da potência)",
  "Entropia Espectral", "Entropia de
Amostra"),
  Valor = c(dominant_frequency, weighted_mean_frequency,
potência_total,largura_banda, entropia_espectral,
sample_entropy_value))

metricas_freq$Valor <-
round(metricas_freq$Valor, 2)tabela_freq <-
kable(metricas_freq, "html") |>
kable_styling(full_width = FALSE)

tabela_tempo <- tabela_freq |>
  add_header_above(c("Métrica" = 1, "Valor" = 1), escape = FALSE)

print(tabela_freq)
# Frequência Dominante = frequência na qual o espectro de potência do sinal tem seu
valormáximo.
# Frequência Média Ponderada = Média das frequências presentes no sinal, ponderada
peladensidade espectral de potência (PSD) em cada frequência
# Potência Total = Soma da densidade espectral de potência (PSD) em todas as frequências.
# Largura de Banda (até 90% da potência): Indica a faixa de frequência que contém 90%
da energia total do sinal.

```

Entropia Espectral = Valores de entropia mais altos sugerem que o sinal contém uma distribuição mais uniforme de potência em várias frequências (ou seja, é mais complexo), enquanto valores mais baixos sugerem que há menos frequências dominantes (ou seja, o sinal é mais 'simples' ou tonal).

Entropia de Amostra = Um valor baixo indica que o sinal é mais previsível e tem menos variabilidade em sua estrutura temporal.

Essas métricas, juntas, oferecem uma visão abrangente da natureza e do conteúdo do sinal de aceleração, permitindo entender desde a periodicidade até a complexidade e a variação do sinal.