

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

LUANA MARCELA DE MIRANDA KONDRAS FROSE

VALIDAÇÃO DE UM SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMENTO HUMANO
***MARKERLESS* PARA MEDIÇÃO DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DE**
INTERESSE CLÍNICO

CURITIBA

2024

LUANA MARCELA DE MIRANDA KONDRAS FROSE

**VALIDAÇÃO DE UM SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMENTO HUMANO
MARKERLESS PARA MEDIÇÃO DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DE
INTERESSE CLÍNICO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. Área de concentração: Avaliação de Tecnologia em Saúde, da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof.^a Dra. Elisangela Ferretti Manffra.

Coorientadora: Prof.^a Dra. Ana Paula Cunha Loureiro.

CURITIBA

2024

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Edilene de Oliveira dos Santos CRB-9 /1636

F938v
2024

Frose, Luana Marcela de Miranda Kondras

Validação de um sistema de captura de movimento humano markerless para
medição de variáveis biomecânicas de interesse clínico / Luana Marcela de
Miranda Kondras Frose ; orientadora: Elisangela Ferretti Manffra ; coorientadora:
Ana Paula Cunha Loureiro. -- 2024
190 f. ; il. : 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Curitiba, 2024
Bibliografia: f. 86-92

1. Tecnologia médica. 2. Captura de movimento. 3. Fenômenos biomecânicos.
4. Indicadores. I. Manffra, Elisangela Ferretti. II. Loureiro, Ana Paula Cunha.
III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD. 20. ed. – 610.28



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

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 325

A Dissertação de Mestrado intitulada **“VALIDAÇÃO DE UM SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMENTO HUMANO MARKERLESS PARA MEDIÇÃO DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DE INTERESSE CLÍNICO”**, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Luana Marcela de Miranda Kondras Frose**, no dia **28 de fevereiro de 2024**, foi julgada para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Elisangela Ferretti Manffra – Presidente – PUCPR

Prof. Dr. Andre Luiz Felix Rodacki – UFPR

Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren – PUCPR

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

Curitiba, 08 de maio de 2024.

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

A todos que foram chamados para servir.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por despertar em mim sonhos e esperanças, forças para enfrentar adversidades e liberdade para florir onde Ele me plantou.

Ao meu marido por me apoiar incondicionalmente em todas as circunstâncias, pelo cuidado e amor que não posso descrever em simples palavras.

Aos meus amigos por mudarem os meus dias com pequenas delicadezas, grandes sorrisos e afetuosas palavras.

A todos os meus familiares pelo suporte, segurança e incentivo que nunca me faltaram.

Aos meus professores por serem brilhantes e me inspirarem a admirá-los como mestres excepcionais.

A todos que fizeram ou farão parte deste trabalho de alguma maneira, através da generosidade de contribuições e perspectivas.

RESUMO

Introdução: Uma abordagem crescente na literatura tem mostrado sistemas sem marcadores corporais como alternativa para detecção do movimento humano. Este estudo buscou validar o sistema ARKit comparando os resultados com um sistema optoeletrônico padrão-ouro. A exatidão da medição do ARKit foi investigada para a amplitude de movimento de flexo-extensão de tronco e para a distância entre os tornozelos durante o passo. Secundariamente, objetivou-se avaliar a exatidão da medição do ARKit em diferentes posicionamentos de câmera (frontal e lateral). Por fim, buscou-se verificar a sincronização das séries temporais entre o sistema ARKit e o padrão-ouro. **Métodos:** Realizou-se uma pesquisa de laboratório envolvendo uma série de movimentos (flexo-extensão de tronco, passo para frente e para trás e passo para o lado) que foram capturados simultaneamente pelos sistemas ARKit e Vicon. Valores de Erro Quadrático Médio (RMSE) e Coeficiente de Correlação Cruzada (CCF) foram comparados entre os sinais dos sistemas. Para avaliar a concordância entre os sistemas, análise de Bland-Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC) foram aplicados. **Resultados:** A exatidão medida por RMSE foi variável, com taxas de desvios entre 10,85° a 13,53° para o ângulo de flexo-extensão de tronco e de 14,68 a 24,36 cm para tamanho do passo. A análise de Bland-Altman para flexo-extensão de tronco indicou que os sistemas ARKit superestimaram os valores medidos pelo Vicon, enquanto para os tamanhos de passo, os sistemas ARKit subestimaram os valores em relação ao padrão-ouro. A concordância entre os sistemas mostrou-se excelente para o tamanho do passo médio-lateral (ML) medido pelo ARKit frontal (ICC 0,96) e boa para o tamanho do passo anteroposterior (AP) medido pelo ARKit lateral (ICC 0,67). A análise da correlação entre os sinais demonstrou que o ARKit frontal acompanhou as séries temporais do padrão-ouro. **Conclusões:** O sistema ARKit mostrou-se válido para medição de variáveis biomecânicas a depender do movimento analisado e do ângulo de visão utilizado.

Palavras-chave: sistema de captura de movimento; sem marcadores; validade.

ABSTRACT

Introduction: A growing approach in the literature has shown markerless systems as an alternative for human motion capture. We sought to validate the ARKit system by comparing the results with a gold standard optoelectronic system. We investigated the accuracy of ARKit's measurement of trunk flexion-extension range of motion and the distance between ankles during stepping. Secondly, we evaluate the measurement accuracy of ARKit in different camera placements (front and side). Finally, we check the synchronization of the time series between the ARKit system and the gold standard. **Methods:** We carried out laboratory research involving a series of movements (trunk flexion-extension, step forward and backward and step to the side) that were captured simultaneously by the ARKit and Vicon systems. Root Mean Square Error (RMSE) and Cross Correlation Function (CCF) values were compared between the system signals. To evaluate agreement between systems, Bland-Altman analysis and Intraclass Correlation Coefficient (ICC) were applied. **Results:** The accuracy measured by RMSE was Variable with deviation rates between 10.85° and 13.53° for the trunk flexion-extension angle and from 14.68 to 24.36 centimeters for step size. The Bland-Altman analysis for trunk flexion-extension indicated that the ARKit systems overestimated the values measured by Vicon, while for step sizes, the ARKit systems underestimated the values in relation to the gold standard. The agreement between the systems was excellent for the mediolateral (ML) step size measured by the frontal ARKit (ICC 0.96) and good for the anteroposterior (AP) step size measured by the lateral ARKit (ICC 0.67). Analysis of the correlation between signals demonstrated that the front ARKit followed the gold standard time series. **Conclusions:** The ARKit system is valid for measuring biomechanical variables, depending on the movement and viewing angle.

Keywords: motion capture system; markerless; validity.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

Figura 1 - Modelo de coordenadas recomendado para a captura do sistema ARKit.	42
Figura 2 - Avatar representando os pontos (<i>joints</i>) detectados pelo ARKit.	42
Figura 3 - Esquema metodológico do estudo desenvolvido.	47
Figura 4 - Disposição das câmeras de captura de movimento dos sistemas ARKit e Vicon.	49
Figura 5 - Medidas antropométricas coletadas para o sistema Vicon.	52
Figura 6 - Modelo Plug-in Gait Full Body de colocação de marcadores refletivos.	53
Figura 7 - Posicionamento dos marcadores fixados nos pontos anatômicos. ...	54
Figura 8 - Representação do posicionamento do sensor do ARKit para captura de movimento dos voluntários de pesquisa.	55
Figura 9 - Descrição dos movimentos executados pelos voluntários.	58
.Figura 10 - Correspondência entre os marcadores no sistema Vicon e os pontos articulares no sistema ARKit.	61
Figura 11 - Corte e interpolação dos sinais processados durante o movimento de flexo-extensão de tronco.	63
Figura 12 - Formação do ângulo do tronco.	65
Figura 13 - Distância calculada entre os tornozelos.	66
Figura 14 - Instante e valor de máxima correlação entre os sistemas Vicon e ARKit durante o movimento de flexo-extensão de tronco.	71
Figura 15 - Sinais oriundos dos sistemas ARKit frontal e lateral em comparação com o sistema Vicon para o ângulo de flexo-extensão de tronco.	72
Figura 16 - Sinais oriundos dos sistemas ARKit frontal e lateral em comparação com o sistema Vicon para a distância entre tornozelos no sentido anteroposterior (AP).	72
Figura 17 - Gráfico de Bland-Altman para comparação da excursão angular da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit frontal. ...	74
Figura 18 - Gráfico de Bland-Altman para comparação da excursão angular da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit lateral.	74

Figura 19 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação da amplitude RMS da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit frontal. ...	75
Figura 20 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação da amplitude RMS da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit lateral.....	75
Figura 21 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo anteroposterior (AP) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit frontal.	76
Figura 22 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo anteroposterior (AP) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit lateral.....	76
Figura 23 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo médio-lateral (ML) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit frontal.....	77
Figura 24 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo médio-lateral (ML) entre o sistema Vicon <i>versus</i> ARKit lateral.....	77

QUADROS

Quadro 1 - Validação de sistemas de captura de movimentos sem marcadores corporais.....	21
Quadro 2 - Descrição dos movimentos executados pelos voluntários.	56
Quadro 3 - Correspondência entre os sistemas.	60
Quadro 4 - Orientação das coordenadas de cada sistema de acordo com os manuais.....	62
Quadro 5 - Descrição dos indicadores biomecânicos de interesse clínico.....	67

TABELAS

Tabela 1 - Dados pessoais e medidas corporais coletados dos voluntários recrutados.	51
Tabela 2 - Valores de RMSE descritos por média $\pm$ desvio-padrão (DP) ou mediana (mínimo-máximo) de acordo com as variáveis avaliadas.	70
Tabela 3 - Instante de correlação máxima entre os sinais do ARKit em relação ao Vicon.	70
Tabela 4 - Média $\pm$ desvio-padrão do conjunto de todos os voluntários para as variáveis avaliadas pelos três sistemas.	73
Tabela 5 - Valores de ICC entre os sistemas Vicon e ARKit para as variáveis avaliadas.	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Anteroposterior
APE	<i>Absolute Percentual Error</i> / Erro percentual absoluto médio
AR	Augmented Reality/ Realidade Aumentada
ARKit	<i>Augmented Reality Kit</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
bpm	Batidas por minuto
CA	Canadá
CCF	<i>Cross Correlation Function</i> / Coeficiente de Correlação Cruzada
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cm	Centímetros
Corp.	<i>Corporation</i>
CV	Coeficiente de Variação
ed.	Edição
Eq.	Equação
EUA	Estados Unidos da América
FET	Flexo-extensão de tronco
Hz	Hertz
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i> / Coeficiente de Correlação Intraclasse
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
Inc.	Incorporation
iOS	Sistema operacional do iPhone/ iPad
JCGM	Joint Committee For Guides In Metrology
kg	Quilos
Km/h	Quilômetros/ Hora
LaHM	Laboratório de Motricidade Humana
LI	Limite inferior
LS	Limite superior
LOA	<i>Limits of Agreement</i> / Limites de Concordância
m	Metros

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

NRMSE	Erro Quadrado Médio Normalizado
OA	Orbbec Astra (Kinect)
PPGM	Kinect Perfect Phorm GM
PPGTS	Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde
PR	Paraná
PUCPR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
RGB	<i>Red, Green and Blue</i> / Vermelho, Verde e Azul
RMSE	<i>Room mean square error</i> / Raiz do Erro quadrático médio
RPC	<i>Reproducibility Coefficient</i> / Coeficiente de Reprodutibilidade
s	Segundo (s)
SLU	Sistemas de Localização Ultrassônica
SME	Sistemas de Medição Eletromagnética
SMI	Sistemas de Medição de Sensores Inerciais
SMO	Sistemas de Medição Optoeletrônica
SNR	Relação Sinal-Ruído
SPI	Sistemas de Processamento de Imagens
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UK	<i>United Kingdom</i>
VIM	Vocabulário Internacional de Metrologia

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°	Graus
>	Maior que
σ	Sigma, desvio-padrão
ρ	rho, coeficiente de correlação
θ	Theta, ângulo
arccos	Arco-cosseno
$\sqrt{}$	Raiz quadrada
$\vec{v}$	Vetor
$ $	Módulo, norma

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	OBJETIVOS	16
1.1.1	Objetivo Geral	16
1.1.2	Objetivos Específicos	16
2	REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1.	SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTO HUMANO.....	18
2.1.1	Sistema de Captura de Movimento ARKit	41
2.2	IMPORTÂNCIA CLÍNICA DO TRONCO	43
2.2.1	Influência do tronco sobre a marcha.....	45
3	MATERIAIS E MÉTODOS	47
3.1	COLETA DE DADOS	48
3.1.1	Voluntários	50
3.1.2	Rastreamento corporal e aquisição de sinais	52
3.1.3	Execução dos movimentos	56
3.1.4	Exportação de dados	59
3.2	CORRESPONDÊNCIA ENTRE OS MARCADORES.....	60
3.3	PRÉ-PROCESSAMENTO DOS DADOS	62
3.4	PROCESSAMENTO DE SINAIS	64
3.4.1	Obtenção do ângulo de flexo-extensão do tronco e da distância entre os tornozelos.....	64
3.4.2	Medidas de comparação entre sinais.....	66
3.4.3	Indicadores biomecânicos	67
3.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	68
4	RESULTADOS.....	70
5	DISCUSSÃO	79
6	CONCLUSÕES	86
	REFERÊNCIAS.....	87

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)	94
ANEXO A - PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	97
ANEXO B - ROTINA PARA PRÉ-PROCESSAMENTO DOS DADOS	101
ANEXO C - ROTINA PARA OBTENÇÃO DO ÂNGULO DA FET DO TRONCO	139
ANEXO D - ROTINA PARA OBTENÇÃO DE DISTÂNCIA ENTRE TORNOZELOS (AP)	148
ANEXO E - ROTINA PARA OBTENÇÃO DE DISTÂNCIA ENTRE TORNOZELOS (ML)	172

1 INTRODUÇÃO

O estudo acerca dos sistemas de captura de movimento humano faz menção à década de 1870 e, atualmente, torna-se popular por apresentar dispositivos mais convenientes e acessíveis (Moeslund; Granum, 2001). Dentre as tecnologias existentes, destacam-se os Sistemas de Medição Optoeletrônica (SMO), Sistemas de Medição de Sensores Inerciais (SMI), Sistemas de Medição Eletromagnética (SME), Sistemas de Localização Ultrassônica (SLU) e Sistemas de Processamento de Imagens (SPI). Na literatura, os SMO são enfatizados como o padrão-ouro em captura de movimento (Corazza *et al.*, 2010; Ma; Proffitt; Skubic, 2018; Van Der Kruk; Reijne, 2018).

As técnicas de rastreamento envolvem abordagens baseadas em marcadores e sem marcadores corporais (Marino; Bruno; Barbieri, 2022). Geralmente, as técnicas que utilizam marcadores apresentam maior exatidão¹ em relação às demais (Van Der Kruk; Reijne, 2018). Contudo, algumas desvantagens podem ser elencadas referentes aos sistemas optoeletrônicos, como o custo oneroso do sistema, o tempo relativamente longo para colocação de marcadores, a possibilidade de perda de marcadores durante o experimento e de afetar a naturalidade do movimento (Moro *et al.*, 2022). Tais desvantagens tornam a utilização do sistema optoeletrônico, muitas vezes, inconveniente à maior parte dos usuários (Moeslund; Granum, 2001; Basiratzadeh; Lemaire; Baddour, 2020).

Como alternativa para detecção do movimento humano, sistemas sem marcadores corporais (do inglês, *markerless systems*) têm se destacado, já que podem ser mais portáteis e acessíveis (Vonstad *et al.*, 2022; Razavian; Greenberg; Mcphee *et al.*, 2019). Isso porque exigem preparação do espaço e dos usuários de forma mais rápida, otimizando a coleta de dados; são menos desconfortáveis por não necessitarem de dispositivos vestíveis ou marcadores;

¹ Segundo o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM), publicado pelo Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM, 2008) e traduzido para a Língua Portuguesa (2009), o termo *accuracy* refere-se à exatidão de medição, acurácia (p.20), definida pelo “grau de concordância entre um valor medido e um valor verdadeiro”. Difere-se do termo *precision* (p.21), que é a precisão da medição, pois este se refere ao “grau de concordância entre indicações ou valores medidos, obtidos por medições repetidas, no mesmo objeto ou em objetos similares, sob condições especificadas, definidas por repetibilidade ou reprodutibilidade”. Neste trabalho, ambos os termos serão utilizados com base nessas definições.

não dificultam o movimento e empregam câmeras que são geralmente mais baratas que as utilizadas em sistemas de captura baseados em marcadores (Razavian; Greenberg; Mcphee *et al.*, 2019; Vonstad *et al.*, 2022).

Entretanto, o uso do sistema sem marcadores também está sujeito a desvantagens. Dependendo da medida visada, do movimento rastreado e do posicionamento do voluntário em relação à câmera, os dados podem não ser exatos, precisos ou confiáveis o suficiente para serem considerados no estudo do movimento, sugerindo estudos adicionais (Perez-Marcos, 2018; Razavian; Greenberg; McPhee, 2019).

Dentre as aplicações dos sistemas sem marcadores, nota-se crescente desenvolvimento para promoção, prevenção e reabilitação em saúde (Lim *et al.*, 2015; Castellanos; Liu; Shi, 2022; Eltoukhy *et al.*, 2017; Bahadori *et al.*, 2019; Wochatz *et al.*, 2019). Além disso, também são empregados em jogos, pesquisas e análises clínicas (Yeung *et al.*, 2021; Kanko *et al.*, 2021).

Um exemplo de sistema sem marcadores é o Apple ARKit (Apple Inc., Cupertino, CA, EUA), um sistema de processamento tridimensional projetado para o ambiente de realidade aumentada (AR). Esse sistema sem marcadores apresenta funcionalidades de softwares que permitem a detecção automática de posições dos membros e articulações corpóreas por meio de técnicas de reconhecimento de imagem (Reimer *et al.*, 2021; Van Der Kruk; Reijne, 2018; Marino *et al.*, 2022). Apresenta instalação gratuita para desenvolvedores, disponibilidade para dispositivos móveis, facilidade para a captura, armazenamento e exportação dos dados (Apple, 2023) e pode ser potencialmente útil na detecção do movimento humano como estudos recentes demonstraram (Reimer *et al.*, 2021; Reimer *et al.*, 2022).

Reimer *et al.* (2022) avaliaram o rastreamento corporal oferecido pelo ARKit durante um experimento, comparando os ângulos articulares obtidos com o sistema Vicon. A exatidão foi testada para as principais articulações do corpo, como ombro, cotovelo, quadril e joelho, em movimentos de agachamentos, elevação lateral de braços, levantamento terra, polichinelos e outros. Os dados analisados pelos autores expressaram um erro médio absoluto de $18,80^\circ \pm 12,12^\circ$ para todos os ângulos do conjunto avaliado. O objetivo da seleção de exercícios foi criar um treino de corpo inteiro para monitorar as articulações em diferentes ângulos (Reimer *et al.*, 2022).

Até o momento, não foram encontrados relatos na literatura acerca da validação do ARKit para avaliar amplitude de movimento de tronco ou para verificar a distância entre os tornozelos na realização de um passo da marcha humana. Considera-se esse tema importante porque esses movimentos são realizados diariamente para caminhar, correr, levantar, alcançar um objeto e muitas outras atividades cotidianas (Behm *et al.*, 2010; Hlaing *et al.*, 2021).

A estabilidade de tronco é indispensável para quase todos os movimentos no esporte, principalmente quando se trata de responder a perturbações repentinas (Zazulak *et al.*, 2007; Sharrock *et al.*, 2011). Esportes como tênis, golfe, basquete e outros consideram movimentos de flexão e rotação de tronco, principalmente, durante o treinamento. A flexibilidade junto à estabilidade do tronco estão associadas a melhor desempenho e prevenção de lesões, tendo em vista a melhora da capacidade dos movimentos das extremidades a partir do suporte central (Zazulak *et al.*, 2007; Sharrock *et al.*, 2011).

Além disso, o treinamento da função do tronco demonstra repercussões sobre o equilíbrio postural (Granacher *et al.*, 2013), melhora da marcha (López-Liria *et al.*, 2023) e qualidade de movimentos dos membros superiores e inferiores (Hodges; Richardson, 1996; Richardson *et al.*, 2002). Na promoção e reabilitação em saúde (Davies, 1996; Sasaki *et al.*, 2019; Van Criekinge *et al.*, 2019), é possível citar quadros de lombalgia (Kim; Kim; Cho, 2015), escoliose (Yagci; Yakut, 2019), acidente vascular cerebral (AVC) (Van Criekinge *et al.*, 2019), paralisia cerebral e Doença de Parkinson (Artigas *et al.*, 2016) como exemplos de condições patológicas em que a função do tronco é preditora da recuperação funcional (Davies, 1996).

A avaliação da distância entre os pés é importante em diversas condições. Além de ser uma tarefa cotidiana para indivíduos hígidos, algumas populações podem exemplificar o destaque dessa função, como idosos (Granacher *et al.*, 2013), indivíduos que passaram por cirurgias ortopédicas ou que sofreram lesões neurológicas, já que necessitam transferir peso entre os pés para favorecer a marcha independente (Houghlum; Bertoti, 2014).

Por ser portátil, é possível supor que o ARKit possa atuar como um facilitador em ambientes ambulatoriais e hospitalares, por exemplo, contribuindo para avaliar o progresso dos indivíduos nessa tarefa, otimizando

tempo e favorecendo o armazenamento de dados. Além disso, poderia contribuir para estudos e aplicações de análises de variáveis cinemáticas de outros movimentos relacionados ao tronco e à marcha, como amplitude de movimento, velocidade angular, velocidade de caminhada, comprimento e largura do passo, e variabilidade de movimentos.

Outra lacuna existente acerca da validação do ARKit refere-se à influência da exatidão da detecção influenciada pelo ângulo de captura do sensor. O estudo de Reimer *et al.* (2022) percebeu que a taxa de erro foi variável a depender do exercício executado, do ângulo de visão do sensor e da articulação de interesse, variando entre $3,75^\circ \pm 0,99^\circ$ (elevação lateral de braços, vista lateral, cotovelo esquerdo) a $47,06^\circ \pm 5,11^\circ$ (agachamento lateral, vista lateral, cotovelo esquerdo). A maior taxa de erro foi expressa durante os exercícios de agachamento e agachamento lateral, com $38,41^\circ$ para a articulação do quadril, representando o pior desempenho do experimento. Em contrapartida, os melhores resultados foram encontrados com valores de erro abaixo de $15,0^\circ$ para elevação lateral de braços, voador invertido e levantamento terra unipodal. Isso indica que a sensibilidade de detecção do ARKit pode estar diretamente associada ao tipo de movimento realizado.

O estudo de Horsak *et al.* (2023) que avaliou o sistema sem marcadores OpenCap (Ulrich, Stanford, CA, EUA) reforça a influência da escolha do movimento sobre os resultados no contexto de sistemas sem marcadores, uma vez que menores taxas de erro foram encontradas para a marcha fisiológica (raiz do erro quadrático médio, RMSE, de $5,7^\circ \pm 2,0^\circ$ para o ângulo de flexo-extensão do joelho) ao compará-la com a marcha patológica (RMSE de $8,5^\circ \pm 3,5^\circ$). Semelhantemente, Song *et al.* (2023) que avaliaram o sistema Theia3D (Theia Markerless Inc., Kingston, CA) evidenciaram maior taxa de erro para movimentos que envolviam a articulação do quadril (RMSE de $6,7^\circ$ a $13,8^\circ$), sugerindo que as articulações rastreadas também influenciam os resultados da captura de movimento. Reimer *et al.* (2022) atribuiu esses resultados ao fenômeno conhecido como auto-occlusão (Müller *et al.*, 2017; Lee *et al.*, 2022), que ocorre quando o lado mais próximo do sensor oclui o mais distante, levando o sistema a confundir os hemisférios (Reimer *et al.*, 2022).

Neste estudo, buscou-se validar² o sistema ARKit comparando as medições com um sistema optoeletrônico considerado padrão-ouro para captura de movimento humano, a fim de responder às seguintes perguntas de pesquisa:

a) “O sistema sem marcadores apresentará exatidão para uma série de movimentos quando comparado ao sistema padrão-ouro?”

b) “A exatidão do sistema sem marcadores será influenciada pelo posicionamento da câmera em vista frontal e lateral em relação ao voluntário?”

c) “O sistema sem marcadores acompanhará a organização temporal do sistema padrão-ouro?”

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Verificar a validade de um sistema sem marcadores corporais em relação a um sistema padrão-ouro para a medição de variáveis cinemáticas de interesse clínico.

1.1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos (OE) do estudo consistem em:

- a) OE1: verificar a exatidão de um sistema sem marcadores corporais para uma série de movimentos quando comparado a um sistema optoeletrônico padrão-ouro;
- b) OE2: comparar a exatidão da captura de movimento do sistema sem marcadores corporais em diferentes posicionamentos de câmera, considerando as perspectivas de angulação das câmeras a 0° e 90° em relação ao voluntário (captura frontal e lateral);

² O termo “validade” consiste em verificar se o instrumento utilizado é capaz de medir o que se propõe a medir (Perez, 2020, p.21).

- c) OE3: verificar se o sistema sem marcadores corporais é capaz de reproduzir a organização temporal do sistema optoeletrônico padrão-ouro.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura inclui aspectos relevantes para essa pesquisa, considerando os relatos sobre sistemas de captura de movimento sem marcadores corporais que já foram validados, as especificidades do sistema sem marcadores avaliado e a relevância clínica da seleção das variáveis cinemáticas estudadas.

2.1 SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTO HUMANO

Os sistemas de captura de movimento apresentam três principais áreas de aplicação: vigilância, controle e análise (Moeslund; Granum, 2001). A primeira área cobre o rastreamento de um ou mais usuários ao longo do tempo, monitorados por objetivos e ações especiais, caracterizando o aspecto da vigilância. A aplicação de controle, por sua vez, direciona-se à interface de jogos, ambientes virtuais ou animações que necessitam de controle do movimento capturado remotamente. A terceira área de aplicação, por fim, relaciona-se com a análise dos dados do movimento capturado, a fim de ser utilizada em estudos de desempenho e reabilitação, por exemplo (Moeslund; Granum, 2001).

A complexidade de cada sistema é admitida a partir do tipo de detecção e processamento dos dados obtidos. A detecção ativa opera com dispositivos vestíveis que transmitem ou recebem sinais, conectados no usuário e seus arredores, permitindo um processamento mais simples e sendo utilizada, geralmente, em aplicações de análise e em alguns casos de controle. Em contrapartida, a detecção passiva é baseada em fontes de sinais naturais, como luz visível ou outros comprimentos de onda eletromagnéticos, não exigindo dispositivos vestíveis e sendo utilizada, principalmente, para aplicações na área de vigilância e controle (Moeslund; Granum, 2001).

Dentre as diversas formas de captura de movimento, os sistemas de medição optoeletrônicos são considerados padrão-ouro para avaliação cinemática e citados frequentemente na literatura (Corazza *et al.*, 2010; Ma; Proffitt; Skubic, 2018; Van Der Kruk; Reijne, 2018). O Vicon (Vicon, Oxford Metrics Limited; Reino Unido) é um exemplo desse tipo de tecnologia, que

utiliza a detecção do corpo por meio de câmeras infravermelhas que detectam a luz oriundas de marcadores corporais refletivos dispostos em pontos anatômicos previamente determinados. A exatidão dos sistemas depende da localização das câmeras uma em relação a outra, da distância entre as câmeras e marcadores e das características dos marcadores (posição, número, tipo). Muitos aspectos precisam ser observados para que a captura esteja adequada, além de levar um longo tempo para preparação dos usuários, reconstrução dos dados e processamento dos sinais (Van Der Kruk; Reijne, 2018).

O processo de reconstrução dos dados é recomendado pelo fabricante para reconstruir os marcadores e criar representações tridimensionais. O sistema Nexus do Vicon rotula as trajetórias com base no conjunto de marcadores selecionado e modela os segmentos a partir da posição desses marcadores (Vicon, 2010). O processamento de sinais, por sua vez, refere-se a um conjunto de técnicas para analisar e extrair informações de sinais digitais, aplicando operações com auxílio de ferramentas computacionais para posterior interpretação e análise dos dados (Haykin; Van Veen, 2001).

Apesar da grande gama de aplicações dos sistemas baseados em marcadores corporais, os sistemas sem marcadores têm se popularizado mais recentemente à medida que o poder computacional dos dispositivos aumentou. Geralmente, pode envolver gravar um vídeo do objeto ou indivíduo em movimento com uma ou mais câmeras e calcular o movimento, considerando técnicas de processamento de imagem (Razavian; Greenberg; Mcphee, 2019). A exatidão pode ser limitada pelo desempenho dos algoritmos de detecção, enquanto a utilidade também depende do movimento rastreado em relação ao posicionamento dos sensores, das vestimentas utilizadas pelo usuário e da iluminação do local. Todavia, apresentam muitas vantagens em relação aos outros sistemas pela facilidade de aplicação (Razavian; Greenberg; Mcphee, 2019).

Os sistemas de processamento de imagem exigem alguns recursos para processar imagens, como a detecção de bordas e de cantos, descritores de características e correspondência. A detecção de bordas consiste em identificar os limites entre dois segmentos de uma imagem, enquanto a detecção de cantos identifica a intersecção entre duas bordas. Os descritores de

características, por sua vez, são representações numéricas que informam a forma, cor e textura de uma imagem. Por fim, o recurso de correspondência engloba características detectadas ao longo de cada frame com base na proximidade física dentro da imagem (Razavian; Greenberg; Mcphee, 2019). Além disso, esses sistemas utilizam sensores de profundidade, que calculam a distância entre o objeto capturado e o sensor, ou sensores de cor RGB (vermelho, verde e azul), que permitem a reprodução e o reconhecimento de imagens em uma captura a partir da interpretação das cores primárias (Razavian; Greenberg; Mcphee, 2019).

Devido à ampla utilização, a validação de sistemas sem marcadores tem sido relatada na literatura. O quadro 1 apresenta alguns exemplos de sistemas de captura de movimento sem marcadores que foram comparados com sistemas considerados padrão-ouro para validação da exatidão, precisão ou confiabilidade, produzindo investigações sobre a captura de variáveis cinemáticas — ângulo articular; comprimento e largura do passo; velocidade do movimento; amplitudes articulares máximas e mínimas — que podem ser aplicadas na prática clínica de diversos profissionais da área de saúde e estudadas em biomecânica.

Quadro 1 - Validação de sistemas de captura de movimentos sem marcadores corporais.

Autores	Sistema (fabricante)	Tamanho da amostra	Características do sistema	Objetivo do estudo	Métodos de comparação entre os sistemas	Resultados do estudo
Lim <i>et al.</i> (2015)	Kinect para Xbox 360 (Microsoft Corp., Redmond, WA, EUA).	n = 6	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	Descrever o uso do sistema Kinect para avaliar o equilíbrio em tempo real em voluntários hígidos comparando com o sistema Vicon.	- Diferenças entre as variáveis foram comparadas usando teste t de Student; - Correlação entre os movimentos medidos usando os dois sistemas foi avaliada usando o coeficiente de correlação de Pearson (<0,40 indica correlação baixa; 0,40 a 0,74 correlação alta; >0,75 correlação muito alta).	- Alterações no centro de massa (COM) avaliadas pelos dois sistemas apresentaram resultados muito semelhantes; - Forte correlação foi encontrada entre os sistemas, considerando alterações no COM; - Concordâncias foram obtidas entre os sistemas, considerando movimentos de flexo-extensão (eixo x) do quadril e do joelho; - Discrepâncias foram encontradas entre os sistemas, considerando movimentos de abdução e adução (eixo y) e rotação interna (eixo z).
Eltoukhy <i>et al.</i> (2017)	Kinect v2 (Microsoft Corp. Redmond, WA, EUA).	n = 10	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	Estabelecer a validade do Kinect v2 na avaliação sagital da extremidade inferior comparando com o sistema Vicon durante a análise da marcha em voluntários hígidos.	- Diferenças entre as variáveis temporais para os dois sistemas foram comparadas usando teste t de amostras pareadas; - Diferença média absoluta entre os dois sistemas foi obtida pelo cálculo de erro absoluto e erro relativo; - Concordância absoluta foi medida pelo coeficiente de correlação intraclassa — ICC (interpretados como ruim (<0,4), regular (entre 0,4 e 0,6), bom (entre 0,6 e 0,75) e excelente ($\geq 0,75$);	- Resultados de ICC entre os sistemas variou de regular a excelente, enquanto a reprodutibilidade foi considerada fraca para amplitude de movimento total do joelho e de quadril; - Concordância absoluta e reprodutibilidade foram consideradas ruins para amplitude de movimento total do tornozelo; - Diferenças significativas foram encontradas entre os sistemas para variáveis cinemáticas da marcha: - velocidade de balanço do pé:

					• Reprodutibilidade entre os sistemas foi estabelecida usando o Coeficiente de Correlação de Concordância de Lin (rc), categorizados como ruim ($<0,90$), moderado (entre 0,90 e 0,95), substancial (entre 0,95 e 0,99) e quase perfeito ($>0,99$).	concordância e reprodutibilidade fracas; - comprimento e largura do passo: concordância de regular a excelente e reprodutibilidade fraca; - tempo de passo: concordância e reprodutibilidade excelentes.
Müller <i>et al.</i> (2017)	Kinect v2 (Microsoft Corp. Redmond, WA, EUA).	n = 10	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	Desenvolver um sistema de rastreamento de movimento baseado no Kinect v2 para examinar até que ponto o rastreamento unilateral influencia os parâmetros da marcha e propor uma configuração de câmera que contorne as possíveis desvantagens do rastreamento unilateral. Para avaliar a qualidade do sistema, uma comparação estatística do desempenho do rastreamento foi	• Concordância entre o sistema desenvolvido e o Vicon foi medida por: (1) Coeficiente de Correlação de Pearson; (2) Método de Bland-Altman (fornece três parâmetros: diferença média entre os métodos de medição; coeficiente de reprodutibilidade (RPC) e coeficiente de variação (CV) em porcentagem); (3) Coeficiente de Correlação Intraclass para Concordância Absoluta (ICCa), sendo ruim (0,0-0,4), razoável (0,4-0,59), boa (0,6-0,74) e excelente (0,75-1,0).	• Coeficientes de correlação intraclass para concordância absoluta entre os sistemas foram excelentes para parâmetros temporais da marcha, como velocidade de caminhada e tempo de passo; • Diferenças significativas foram encontradas entre a precisão de captura do Kinect v2 para a metade direita do corpo, com concordância razoável.

				realizada com um sistema Vicon.		
Bonnechère <i>et al.</i> (2018)	Kinect SDK (Microsoft Corp., Redmond, WA, EUA).	n = 40	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	Comparar o sistema Kinect SDK de uma única câmera com o sistema Vicon, assim como validar a aplicação clínica do sistema sem marcador em um jogo sério durante análise de movimento baseada em trajetórias articulares.	- Diferenças entre os sistemas foram testadas usando o coeficiente de correlação de Pearson (r); - Coeficiente de reprodutibilidade (RCP = $1,96 \times$ desvio-padrão) e o coeficiente de variação (CV = desvio-padrão/média) foram expressos como porcentagens.	- Os parâmetros avaliados referentes às articulações de ombros e punhos (comprimento, ângulo, velocidade, alcance) apresentaram boa correlação, exceto pela velocidade angular; - RCP e CV encontrados foram mais baixos para dados de alcance; - RCP, CV e correlação entre os sistemas apresentaram melhores resultados para o parâmetro de velocidade.
Ma <i>et al.</i> (2018)	Kinect v2 (Microsoft Corp., Redmond, WA, EUA).	n = 15	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	Determinar a precisão espacial e a validade de medição do sensor Kinect v2 em um jogo de reabilitação em comparação com um sistema de captura de movimento baseado em marcador e considerado padrão-ouro (Vicon).	- Dados foram coletados pelo sensor Kinect em duas taxas de captura diferentes (15 e 30 Hz) para serem comparados posteriormente por meio do cálculo de diferença média. A variação foi considerada insignificante e, portanto, as análises foram combinadas em todas as amostras; - Coordenadas do Kinect v2 foram transformadas para corresponder às coordenadas do Vicon (x, y e z foram transformadas em y, z e x, respectivamente); - Parâmetros de filtros para	- Maior correlação e valor de SNR foram encontrados para as articulações das mãos, enquanto menor correlação e valor SNR para a articulação do peito; - Valores mais baixos de correlação e SNR foram encontrados para as articulações dos membros inferiores; - Valores de ICC da extensão do alcance em torno dos eixos sagital e frontal foram muito altos e maiores que os movimentos em torno do eixo vertical.

					reduzir o ruído foram selecionados pelo maior coeficiente de correlação r de Pearson médio das articulações; • Nível de diferença entre os sistemas foi calculado pela relação de Sinal-ruído (SNR), sendo que 0 dB significa que o sinal e o ruído têm a mesmo nível; abaixo de 0 dB indica que o ruído é maior que o sinal desejado; 10 dB indica que o sinal é 10 vezes maior que o ruído; • Precisão espaço-temporal foi calculada pela distância 3D euclidiana média, o coeficiente de correlação r de Pearson e SNR de cada articulação; • Validade da medição foi calculada pela diferença e o erro percentual entre os dois sistemas para cada participante por cada tentativa de jogo; • Erro padrão da diferença, coeficiente de correlação r de Pearson e correlação intraclass (ICC) foram aplicados.	
Bahadori <i>et al.</i> (2019)	Kinect Perfect Phorm GM (PPGM)	$n = 10$	Sistema de captura de movimento 3D	Examinar a precisão relativa do sistema Kinect	• Média e desvio-padrão das diferenças percentuais para cada ação foi calculada para	• Alta correlação foi encontrada entre os sistemas para o movimento de flexão de joelho;

	(Seebook Technology LLC, Dallas, EUA).		sem marcadores que usa Microsoft Kinect em combinação com software personalizado.	Perfect Phorm e correlacionar com o sistema Vicon Nexus durante a realização de movimentos de agachamento (flexão de joelho) e de abdução de quadril.	cada movimento avaliado; - Distribuições de resultados entre os dois sistemas foram avaliadas usando o teste de Kolmogorov-Smirnoff, não assumindo normalidade; - Associação entre os dois sistemas foi avaliada pelo Coeficiente de Correlação de Spearman.	Baixa correlação foi encontrada entre os sistemas para movimentos de quadril.
Harsted <i>et al.</i> (2019)	The Capture (The Capture GmbH, Saarbrücken, Alemanha).	n = 14	Sistema 3D óptico, sem marcadores, baseado em câmeras de vídeo comerciais ("visual hull").	Obter validade concorrente da cinemática dos membros inferiores e de diferenças de medição entre o sistema The Capture e Vicon durante a realização de agachamentos e saltos de crianças pré-escolares.	- Valores de amplitude mínima, máxima, ponto médio na descida, posição mais profunda no agachamento; posição mais profunda na aterrissagem e impacto de aterrissagem foram medidos para ângulos de flexão do quadril, joelho e tornozelo; - Diferenças de medição entre os sistemas foram expressas em termos de raiz quadrada dos erros médios, diferenças médias, limites de concordância (LOA), e correlações intraclasse de concordância absoluta.	- Concordância medida entre os sistemas para as medidas de desempenho, comprimento do salto e altura do salto mostrou-se excelente; - Exatidão foi considerada aceitável, com diferenças médias pouco significativas entre os sistemas; - Confiabilidade considerada pobre para algumas articulações e movimentos específicos (flexão de tornozelos e quadris em salto à distância).
Wochatz <i>et al.</i> (2019)	Kinect v2 (Microsoft Corp., Redmond, EUA).	n = 21	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera	Validar o sistema Kinect em comparação com o sistema Vicon durante a realização de movimentos	Coeficiente de Correlação de Pearson (r) foi calculado para avaliar a validade concorrente.	- Correlações significativas foram encontradas para todos os parâmetros de movimento durante o agachamento; - Correlações significativas foram encontradas para os ângulos de flexão de quadril e joelho durante

			colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	pertinentes a recuperação de membros inferiores (agachamento, afundo e abdução de quadril) em voluntários hígidos.		o exercício de abdução do quadril; Correlações significativas foram encontradas para flexão máxima de quadril durante o exercício de avanço.
Reimer <i>et al.</i> (2021)	ARKit (Apple Inc., Cupertino, CA, EUA).	n = 12	Software de captura de movimento 3D sem marcadores que utiliza processamento de imagem (profundidade integrada de detecção e alcance de luz — sensores LiDAR) com iPad Pro 11" (2020).	Primariamente, investigar a exatidão de rastreamento do ARKit em relação ao sistema Vicon. Secundariamente, identificar possíveis aplicações para o uso do ARKit em três diferentes estudos de caso.	- Os autores realizaram uma adequação do rastreamento do ARKit por meio de 9 exercícios, incluindo correr em uma esteira em três velocidades diferentes; pegar uma bola; realizar polichinelos e agachamentos. Os ângulos foram calculados em três dimensões (flexo-extensão, inversão/ eversão, rotação). Comparou-se amplitude mínima e máxima, média e desvio-padrão, e amplitude de movimento entre os valores do Vicon e do ARKit. Os sistemas foram comparados com Coeficiente de correlação de Pearson (r); - No estudo de caso 1, registrou-se 15 diferentes exercícios com ARKit, com 6 variações de mergulho, 5 variações de captura, 2 variações de arremesso e 2 variações de chute. Os dados	- Medições do ARKit revelaram valores de média e desvio-padrão menores em relação ao Vicon para amplitude de movimento em todas as articulações avaliadas. A amplitude de movimento foi consistentemente menor ao longo de todas as repetições em todos os exercícios. Correlação foi considerada baixa entre os sistemas para medições angulares do ombro, e alta para cotovelo, joelho e tornozelo; - Para o estudo de caso 1, o ARKit reconheceu os movimentos e as repetições de cada exercício. O classificador de aprendizado de máquina classificou cerca de 75% dos exercícios corretamente; - Para o estudo de caso 2, os autores não informam claramente qual foi o método utilizado e o resultado encontrado, apenas mencionam que o algoritmo é flexível o suficiente para reconhecer uma variedade de

					foram comparados com redes neurais profundas e redes de memória de curto e longo prazo; - No estudo de caso 2, desenvolveu-se um algoritmo para reconhecer e avaliar exercícios de peso corporal usando o ARKit: realizou-se o movimento de agachamento na posição inicial, durante o movimento e no final do movimento. O texto não informa como esses dados foram comparados; - No estudo de caso 3, desenvolveu-se um protótipo de aplicativo baseado em ARKit junto a um sistema SMI para medir movimento, rotação e aceleração de um exercício relacionado ao swing do golfe. Treinadores de golfe foram convidados a avaliar a usabilidade do sistema.	exercícios de peso corporal sem treinar um modelo específico de aprendizado de máquina; Para o estudo de caso 3, os participantes do estudo responderam a um questionário de usabilidade após uma visita guiada pelo aplicativo: 59% afirmaram que usariam, 9% usariam de vez em quando, 9% prefeririam testá-lo primeiro, 5% disseram que não usariam, 18% optaram por não responder, 55% afirmaram que o acompanhamento do progresso seria o recurso mais importante para eles.
Yeung <i>et al.</i> (2021)	Azure Kinect (Microsoft Corp., Redmond, EUA), Kinect v2 (Microsoft Corp., Redmond, EUA) e	n = 10	Sensores de profundidade 3D, portáteis e sem marcadores (AK, K2 e AO).	Rastrear padrões de cinemática da marcha de voluntários hígidos durante caminhada em esteira em cinco ângulos de visão da câmera e	- Amplitude máxima e mínima da medida pelas três profundidades foram comparados com as articulações dos membros inferiores foram comparadas entre os dois sistemas usando o teste t de amostras pareadas; - As precisões de rastreamento	- Precisão de rastreamento diminuiu gradativamente com o aumento dos ângulos de visão; - Autores enfatizam que a concordância absoluta entre os sensores não pôde ser prevista.

	Orbbec Astra Pro v2 (OA; Orbbec, Troy, MI, EUA).			comparar os dados com o sistema Vicon.	dos três sensores de profundidade foram comparadas em três comparações pareadas usando a raiz do erro quadrático médio (<i>root mean square error</i>, RMSE) na série temporal do ângulo articular — RMSE representa o desvio real nas medições do ângulo da junta em comparação com a referência Vicon; Efeitos de diferentes velocidades de caminhada, ângulos de visão e sensores de profundidade na precisão de rastreamento foram observados usando ANOVA.	
Faity <i>et al.</i> (2022)	Kinect v2 (Microsoft Corp., Redmond, EUA).	n = 22	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	Avaliar a confiabilidade do sistema Kinect v2 para movimentos de alcance utilizados na reabilitação pós-AVC por meio da comparação com o sistema Vicon.	- Concordância entre os sistemas foi medido pelo Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC); - Exatidão foi medida pela raiz do erro quadrado médio (RMSE) e erro quadrado médio normalizado (NRMSE).	- Concordância excelente encontrada para deslocamento do tronco; boa concordância para deslocamento do ombro e flexão anterior de tronco; baixa concordância encontrada para rotação de tronco; - Valores de RMSE foram pouco discutidos, mas pressupõem desvios variáveis entre os sistemas.

Ito <i>et al.</i> (2022)	Theia3D (Theia Markerless Inc., Kingston, Canadá).	n = 03	Software de captura de movimento sem marcadores, que usa dados de vídeo sincronizado e técnicas de aprendizado profundo para estimar a pose humana em 3D. Câmeras próprias do software não foram detalhadas.	Avaliar a precisão de um sistema sem marcador comparando medidas com o sistema Vicon, considerando movimentos de caminhada, agachamento e salto para frente com um pé realizados por voluntários hígidos.	• Para comparações cinemáticas, a média de três tentativas foi usada para cada participante nos dois sistemas; • Diferenças entre os sistemas foram testadas utilizando o Coeficiente de Correlação de Pearson (r); • Diferença média foi calculada para as variáveis entre os dois sistemas.	• Correlação entre os sistemas foram maiores no plano sagital (eixo x) para as três articulações do membro inferior durante os três movimentos de interesse; • Maiores diferenças médias entre os sistemas foram encontradas na articulação do joelho.
Reimer <i>et al.</i> (2022)	ARKit (Apple Inc., Cupertino, CA, EUA).	n = 10	Software de captura de movimento 3D sem marcadores que utiliza processament o de imagem (profundidade integrada de detecção e alcance de luz — sensores LiDAR) com iPads Pro 11" (2021).	Verificar a exatidão do sistema de captura em relação ao sistema Vicon e identificar fatores que influenciam os resultados da captura do ARKit.	• Exatidão entre os sistemas foi avaliada pelo erro absoluto médio; • Correlação entre os sistemas foi verificada pelo Coeficiente de Correlação de Spearman; • Análise do desempenho do ARKit foi realizada com teste fatorial ANOVA (Welch).	• Taxas de erro absoluto foram significativas e variáveis a depender da articulação de interesse, sendo a menor taxa de erro encontrada para o joelho esquerdo e a maior taxa de erro para o cotovelo esquerdo; • Movimentos de agachamento demonstraram maior taxa de erro em comparação aos demais exercícios analisados; • Correlação negativa foi encontrada para ângulos do cotovelo; • Teste fatorial ANOVA revelou que o erro médio absoluto apresentou alta dependência do exercício

						observado, mas não apresentou dependência do ângulo observado, nem do voluntário.
Zhang <i>et al.</i> (2022)	DeepLabCut e Anipose.	n = 10	Algoritmos de modelo de aprendizado profundo que realiza análises em 2D (DeepLabCut) e em 3D (Anipose). Utilizou 4 câmeras de vídeo (2× Panasonic HC-VX980 (Osaka, Japão) e 2× Sony 4K FDR-AX53 (Tóquio, Japão) com resolução de imagem de 1920 × 1080 Pixels.	Validar um sistema de medição sem marcador contra um sistema optoeletrônico Vicon durante uma tarefa de cirurgia simulada (envolvendo movimentos do tronco e pescoço, como pegar pequenos objetivos, transferi-los e apoiá-los) em voluntários saudáveis.	• Raiz do erro quadrático médio (RMSE) foi utilizada para comparar a exatidão entre os sistemas; • Diferenças médias foram calculadas utilizando Testes t de amostras pareadas; • Limites de concordância e vieses sistemáticos foram demonstrados pelo Método de Bland-Altman; • Concordância do sistema foi medida pelo Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC).	• Concordância variou entre aceitável a boa para a cinemática do tronco no plano sagital e frontal durante os movimentos.

Hooren <i>et al.</i> (2023)	DeepLabCut e OpenPose.	n = 40	Algoritmos de modelo de aprendizado profundo que realiza análises em 2D (DeepLabCut) e em 3D (OpenPose). Vídeos em escala de cinza foram capturados com uma câmera (Basler scA640-74gm, 659×494 pixels, Alemanha).	Verificar a exatidão dos sistemas DeepLabCut e OpenPose para a cinemática de corrida, comparando os movimentos (de quadril, joelho e tornozelo) com um sistema padrão-ouro (Vicon).	O erro quadrático médio (RMSE; em graus) foi usado para quantificar a magnitude do erro entre os sistemas.	- RMSE para a articulação do joelho apresentou menores resultados comparados a estudos anteriores; - RMSE observados para os sistemas sem marcadores são ligeiramente maiores em comparação com o sistema com marcadores.
-----------------------------------	------------------------	--------	--	---	--	--

Horsak <i>et al.</i> (2023)	OpenCap (Ulrich, Stanford, CA, EUA).	n = 21	Software de captura de movimento 3D sem marcadores que utiliza processament o de imagem, com vídeos capturados de dois smartphones iOS (iPhone 11 e 12 Pro).	Avaliar a exatidão de um sistema de captura de movimento sem marcadores comparando com o sistema padrão- ouro (Vicon) durante quatro padrões de marcha (marcha fisiológica, agachada, equina e circundução).	• O erro quadrático médio (RMSE; em graus) foi usado para quantificar a magnitude do erro entre as abordagens; • Análise de desempenho do OpenCap foi avaliado utilizando ANOVA; • Testes post hoc com correção de Bonferroni foram realizados para avaliar diferenças entre pares entre os quatro padrões de marcha.	• Taxas de RMSE apresentaram resultados semelhantes a estudos anteriores realizados com o sistema OpenCap; • Teste ANOVA revelou diferenças significativas na média do RMSE entre os padrões de caminhada; • Testes post hoc corrigidos de Bonferroni mostraram que a marcha fisiológica teve o menor RMSE, enquanto as marchas de flexão e circundução tiveram maiores RMSE e erros máximos quando comparadas com a marcha fisiológica.
Jaén-Carrillo <i>et al.</i> (2023)	MotionMetrix (MotionMetrix AB, Lidingö, Suécia).	n = 24	Rastreamento esquelético sem marcadores mediado por três sensores (uma câmera colorida RGB, um sensor de profundidade e um sensor infravermelho).	Avaliar o nível de concordância entre um sistema sem marcadores e com marcadores (Qualisys), considerando parâmetros da marcha (tempo, frequência, comprimento da passada).	• Coeficiente de Correlação de Pearson foi calculado para avaliar o nível de correlação entre os dois sistemas (<0,1 trivial; 0,1-0,3 pequeno; 0,3-0,5 moderado; 0,5-0,7 grande; 0,7-0,9 muito grande; 0,9-1,0 quase perfeito); • Coeficiente de correlação intraclass (ICC) foi aplicado para definir concordância absoluta entre os sistemas; • Erro padrão da estimativa (EPE) também foi aplicado para avaliar concordância entre os sistemas.	• Correlação entre as abordagens para caminhada a 5 km/h foi quase perfeita para comprimento do passo e cadência; e muito grande para tempo e comprimento de passada; • ICC's para caminhada a 5km/h revelaram uma associação de boa a excelente para tempo de passada, comprimento da passada e flexão de joelho de apoio; • ICC's para corrida a 10 e 15 km/h demonstraram concordância de moderada a fraca; • EPE apresentou baixos parâmetros para caminhada a 5 km/h.

Song <i>et al.</i> (2023)	Theia3D (Theia Markerless Inc., Kingston, Canadá).	n = 10	Software de captura de movimento sem marcadores, que usa dados de vídeo sincronizado e técnicas de aprendizado profundo para estimar a pose humana em 3D. Utilizou oito câmeras de vídeo de alta resolução (Optitrack Prime Color de 2,1 megapixels, NaturalPoint Inc., Corvallis, OR, EUA).	Comparar um sistema de captura de movimento sem marcadores com um sistema baseado em marcadores durante a realização de oito movimentos, envolvendo flexão dorsal e plantar do tornozelo, flexão do joelho, flexo- extensão do quadril, adução- abdução do quadril e rotação interna-externa do quadril).	• Correlação de Pearson foi calculada para verificar correlação entre os métodos de captura de movimento ($\geq 0,7$ correlação forte; $\geq$ correlação muito forte); • Diferenças quadráticas médias entre os sistemas foram calculadas para verificar diferença de magnitude média ao longo de cada repetição.	• Menor correlação foi encontrada para movimentos que envolviam a articulação do quadril; • Correlações muito fortes entre os dois sistemas foram encontradas para flexão plantar e dorsal do tornozelo durante todos os movimentos; • Correlações mais fracas entre os sistemas foram encontradas para movimentos de rotação do quadril.
---------------------------------	--	--------	---	---	--	---

Fonte: a autora, 2023.

O quadro 1 apresenta diversas implicações relacionadas aos estudos que compararam sistemas sem marcadores com sistemas baseados em marcadores corporais e considerados padrão-ouro nos últimos sete anos. Tais estudos elencados estão organizados por data de publicação e são discutidos nessa seção em ordem cronológica.

O Kinect é um sistema sem marcador popularmente enfatizado na literatura, sendo também o mais relatado pelos estudos citados. Dentre as diversas aplicações, o sistema Kinect tem sido utilizado em estudos de análise de equilíbrio, como no de Lim *et al.* (2015), que avaliou as mudanças no centro de massa corporal e os ângulos articulares de joelhos e quadris. As medições foram precisas para alterações no centro de massa corporal e para movimentos de flexo-extensão das articulações dos membros inferiores investigadas, porém, não foi considerada suficiente para mensurar movimentos de abdução e adução. Algumas limitações são elencadas sobre o estudo, como a detecção somente no plano frontal, assim como a incapacidade de detectar mudanças nos ângulos e movimentos articulares onde o plano possa variar. Contudo, esse último apontamento já foi superado nas versões mais recentes, como no Kinect v2.

No estudo de Eltoukhy *et al.* (2017), variáveis cinemáticas de quadril, joelho e tornozelo foram calculadas para cada tentativa em cada velocidade de marcha (1,3 e 1,6 m/s). Para a articulação do quadril e do joelho, considerou-se a amplitude total de movimento ao longo do eixo médio-lateral e do eixo vertical, em graus. Para a articulação do tornozelo, definiu-se a distância entre os pontos de contato dos pés direito e esquerdo (em centímetros), o tempo entre o contato inicial e consecutivo do mesmo pé (em segundos) e o pico de velocidade da articulação do tornozelo ao longo do eixo anteroposterior durante a fase de balanço (em m/s). O comprimento e a largura do passo foram medidos em metros (m). Os autores consideraram que o sistema Kinect v2 detectou medidas espaço-temporais consistentes de quadril e joelho, com baixa variabilidade entre os voluntários. Apesar disso, para estudos futuros, sugerem aumentar o tamanho da amostra, incluir mais tentativas para comparar as velocidades da marcha, padronizar o uso de calçados para evitar variações do centro articular do tornozelo e, ainda, avaliar os movimentos também em plano frontal e transversal.

A partir de uma análise de vários ângulos de movimento, Müller *et al.* (2017) observaram as posições articulares medidas pelo sensor Kinect v2, considerando comprimento do passo, largura do passo e velocidade de caminhada. No geral, os resultados do estudo indicam excelente concordância entre o sistema Kinect avaliado e o Vicon nos parâmetros temporais da marcha. O estudo aponta que a causa provável para a diminuição da sensibilidade em alguns movimentos seria o aumento da oclusão de uma metade do corpo pela outra, caracterizando a auto-occlusão, a partir do aumento do ângulo de visão.

No estudo de Bonnechère *et al.* (2018), o Kinect SDK foi utilizado para investigar ângulo (graus) e velocidade angular (graus/s) para as articulações de ombros e punhos. O parâmetro de velocidade angular não apresentou boa correlação entre os sistemas. Os autores alegam que quantificar a avaliação do membro superior em 3D ainda é um desafio no âmbito clínico, justificando a contribuição do estudo na segunda proposta da pesquisa, que buscou validar um *exergame*³ para reabilitação. Ainda, afirma que os resultados desse tipo de avaliação podem ser úteis para monitorar pacientes e realizar acompanhamento de longo prazo por meio desta interface.

Similarmente, Ma, Proffitt e Skubic (2018) usaram o Kinect v2 para avaliar movimentos dentro de um *exergame*, que envolvia alcançar, sentar e pisar. Tais movimentos foram selecionados para imitar de forma mais próxima o desempenho do mundo real, com implicações significativas para a prática de reabilitação clínica. Os autores demonstraram que o sistema avaliado forneceu exatidão de medição do movimento em relação ao sistema Vicon. Apesar disso, em movimentos da coluna e da parte inferior do corpo, a exatidão foi consideravelmente menor, sendo que as diferenças foram maiores quando os usuários realizaram movimentos na posição ortostática.

Na avaliação do Kinect PPGM, Bahadori *et al.* (2019) avaliaram, para cada participante, o ângulo articular de flexão dos joelhos e de abdução da articulação do quadril. Os resultados dos testes aplicados revelaram correlação positiva entre os sistemas avaliados para flexão de joelhos durante a tarefa de

³ *Exergame* é um termo que se refere a jogos que permitem que os usuários se exercitem enquanto jogam, com design desenvolvido para promover motivação, ludicidade e envolvimento (Pirovano *et al.*, 2016).

agachamento, enquanto uma correlação negativa foi admitida para medidas do quadril. Apesar da câmera do PPGM estar posicionada para observar o plano frontal, o movimento de abdução de quadril demonstrou maior valor de erro quando comparado ao movimento de flexão de joelho, que ocorre em plano sagital. Os autores admitem que a câmera pode não ter sido colocada perfeitamente paralela ao plano frontal do participante, assim como interferências podem ter sido geradas pela colocação imperfeita do marcador em relação ao eixo real de flexão do joelho. Embora o estudo sugira uma baixa correlação obtida entre o sistema Vicon e Kinect, podendo significar que o dispositivo ainda não é exato para análises clínicas, alguns movimentos articulares podem ter avaliações adequadas, tal como o movimento de flexão do joelho.

O estudo de Harsted *et al.* (2019) avaliou o sistema Captury, sugerindo que esse sistema sem marcador foi capaz de produzir estimativas com níveis aceitáveis de confiabilidade para comprimento do salto, altura do salto, razão da distância entre joelho-quadril, razão da distância tornozelo-quadril, ângulo de flexão de joelho no plano frontal e desvio de joelho no plano frontal em pré-escolares. Os autores enfatizam que as condições de campo utilizadas para o sistema Captury não foram ideais para captura, uma vez que se faria necessário otimizar o fundo da área de gravação, melhorar o nível de iluminação ou solicitar roupas que facilitem o rastreamento dos indivíduos.

Para Wochatz *et al.* (2019), o tipo de tarefa capturada pelo sistema Kinect influenciou os resultados do estudo, visto que maiores discrepâncias foram identificadas em relação ao Vicon conforme o aumento da complexidade das tarefas. Em todos os movimentos, foram encontrados desvios nas medições para pequenas amplitudes, sendo que, no movimento afundo, as diferenças encontradas foram consideradas inaceitáveis. O sistema Kinect apresentou superestimação de ângulo para flexão do quadril durante o agachamento e a abdução, e subestimação para o afundo. A opinião dos autores revela que é importante considerar essa variabilidade e desvios na avaliação de ângulos e marcos articulares na prática clínica, principalmente na reabilitação precoce. Além disso, recomenda a avaliação dos ângulos e posições articulares detectados pelo Kinect durante todo o curso do movimento, não somente no início e na excursão máxima.

O primeiro estudo de Reimer *et al.* (2021) discutiu a captura do ARKit em diferentes contextos. Primeiramente, buscou-se de terminar a exatidão do sistema para as articulações corporais durante movimentos de correr em uma esteira em três velocidades diferentes, pegar uma bola, realizar polichinelos e agachamentos. Os resultados gerais sugerem que o reconhecimento desse sistema não foi tão exato quanto os valores de referência detectados pelo Vicon no contexto estabelecido, expondo vários desvios em termos de amplitudes de movimento mínima e máxima. Os coeficientes de correlação médios indicam correlação baixa entre os sistemas para medições angulares do ombro, e correlação alta para o cotovelo, joelho e tornozelo. Os autores não detalham a posição completa dos movimentos realizados, o que impede os leitores de compreenderem qual foi o ângulo de fato avaliado em cada exercício. Em outro estudo de caso descrito no mesmo artigo de Reimer *et al.* (2021), os autores avaliaram se o ARKit seria capaz de reconhecer os movimentos capturados. O sistema classificou 75% dos movimentos corretamente, além de mensurar as repetições dos movimentos, aumentando a contagem sempre que as poses pré-definidas no sistema eram alcançadas.

Yeung *et al.* (2021) calcularam a amplitude de movimento de quadril, joelho e tornozelo durante caminhada de um minuto para registrar padrões de marcha. A captura ocorreu com os sistemas posicionados a 0°, 22,5°, 45°, 67,5° e 90° graus em relação aos voluntários. O Kinect v2 apresentou grandes diferenças nos ângulos das três articulações quando comparado com o sistema Vicon. Conforme os ângulos da câmera aumentavam, um declínio de rastreamento foi identificado nos sistemas Kinect v2 e Orbbec Astra Pro v2, o que é justificado pelos autores pela oclusão de um dos membros inferiores. Em contrapartida, o Azure Kinect foi menos afetado pela oclusão articular, demonstrando melhor qualidade de detecção quando o sistema estava posicionado a 90° em relação aos outros sistemas. Os autores destacam que os resultados desse estudo devem ser usados apenas como referência para comparar os efeitos de diferentes ângulos de visão da câmera entre os sensores de profundidade, mas é limitado para testar a concordância absoluta de um dos sensores.

Faity, Mottet e Froger (2022) verificaram a concordância do Kinect v2 com o sistema Vicon para movimentos de alcance realizados no contexto pós-

AVC. Nessa condição, participantes saudáveis desenvolveram espontaneamente compensações semelhantes às encontradas em pacientes com AVC, como flexão de rotação de tronco, redução da abdução de ombro e redução da velocidade do movimento. Os resultados demonstraram que o sensor foi capaz de medir compensações do tronco para frente com concordância boa a excelente, mas não foi sensível para rotações de tronco em pequenas amplitudes. De modo geral, embora o sistema Kinect não seja exato para analisar a cinemática ao longo do tempo — número de picos de velocidade e a velocidade máxima — permitiu a análise de movimento global, como o alcance do movimento, o tempo de movimento e a velocidade média.

Sobre a capacidade de detecção do sistema Theia3D para membros inferiores, Ito *et al.* (2021) perceberam que durante os movimentos de flexo-extensão, os ângulos do quadril, joelho e tornozelo demonstraram correlações fortes entre os sistemas, enquanto os movimentos de abdução e adução expressaram correlações mais fracas. Dentre as limitações do estudo destacadas pelos autores, cita-se a incapacidade de verificar a qualidade da captura no momento da coleta com o sistema sem marcador, além do tipo de vestimenta influenciar a captura com o Theia3D.

No experimento de Reimer *et al.* (2022), os ângulos articulares detectados pelo ARKit foram obtidos em duas perspectivas e comparados com o sistema Vicon durante um experimento de laboratório com dez voluntários hígidos, que realizaram oito diferentes exercícios de peso corporal. Os exercícios de agachamento e afundo apresentaram taxas de erro de até 38,41° nas articulações visadas e, portanto, tiveram o pior desempenho no experimento, enquanto os movimentos que envolveram mais os membros superiores apresentaram valores de erro abaixo de 15°. Todo o conjunto de dados expôs um valor de erro absoluto de 18,8° e correlação de Spearman de 0,76. Com base nos resultados da análise ANOVA, a exatidão dependeu principalmente do exercício realizado, considerando o tamanho do efeito.

Em determinados movimentos e ângulos específicos, como a articulação do quadril esquerdo durante o exercício “Deadlift unilateral”, o ARKit foi capaz de alcançar uma correlação quase perfeita, indicada por um gráfico que mostra curvas quase perfeitamente sobrepostas dos dados desse sistema e do Vicon. Em contrapartida, a exatidão foi menor naqueles movimentos em que a posição

do quadril não permaneceu estável, como no afundo (agachamento unilateral), agachamento lateral e agachamento livre. Os resultados do estudo demonstraram que o ARKit foi capaz de rastrear a progressão geral de um movimento com boa exatidão, mas com desvios significativos dos valores de referência medidos pelo Vicon (Reimer *et al.*, 2022).

A visibilidade de partes específicas do corpo foi outro aspecto detectado que influenciou a precisão de captura. Em movimentos em que algumas articulações são ocultadas, como no afundo (agachamento unilateral), encontrou-se maiores valores de erro e resultados de correlação fraca. Articulações ocultas muitas vezes levaram o ARKit a confundir o lado esquerdo e o lado direito do corpo com as respectivas articulações, gerando picos inesperados nos dados registrados. Além disso, os resultados da vista lateral mostraram desempenho ligeiramente melhor do que a vista frontal (Reimer *et al.*, 2022).

A avaliação do sistema DeepLabCut foi realizada por Zhang *et al.* (2022) e Hooren *et al.* (2023). No primeiro estudo, ao ser comparado com o sistema Vicon, os dados apresentaram níveis de concordância que variaram de aceitável a bom (ICC de 0,55-0,83) na cinemática do tronco no plano sagital e frontal durante os movimentos realizados em um único plano anatômico e tarefas de cirurgia simulada. Contudo, tal método não foi considerado estável, tendo em vista as limitações encontradas, como a oclusão de pontos durante o movimento, o tipo de configuração de câmera escolhida — já que, neste caso, movimentos no plano transversal apresentaram baixa resolução, e os erros de rastreamento do algoritmo DeepLabCut foram consideradas significantes para pontos menores, como sobancelhas e queixo.

Para Hooren *et al.* (2023), que também avaliaram o OpenPose, ambos os sistemas apresentaram diferenças significativas em relação ao padrão-ouro para parâmetros de corrida. O sistema OpenPose apresentou um RMSE ligeiramente menor que o DeepLabCut quando comparado ao Vicon, sendo considerado pelos autores superior a algumas abordagens 2D, mas inferior ao sistema baseado em marcadores 3D. O sistema DeepLabCut exige mais pesquisas sobre a generalização de sua aplicação em diferentes configurações, porém, as limitações para uma melhor precisão parecem ser

principalmente técnicas, relativas ao número de câmeras e frequência de amostragem.

Outro sistema de processamento de imagem sem marcadores disponível em dispositivo móvel, o OpenCap, foi utilizado no estudo da marcha fisiológica e patológica. Horsak *et al.* (2023) consideraram a exatidão de boa a moderada para as articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo que foram registradas com o sistema em comparação ao padrão-ouro, com RMSE médio de 5,8° na estimativa da cinemática articular dos membros inferiores. Apesar disso, os resultados do estudo evidenciaram que o OpenCap pode não ser adequado para estimar com precisão a cinemática articular da marcha patológica tendo em vista as rotações femorais e tibiais exageradas, sendo mais útil, neste caso, para análise da marcha fisiológica.

O software MotionMetrix referenciado por Jaén-Carrillo *et al.* (2023) utilizou dois sensores Kinect para avaliar a captura de movimento de indivíduos hígidos durante a caminhada a 5km/h e corrida a 10 e 15km/h. Os resultados do estudo indicam que o sistema somente apresentou o mais alto nível de concordância para tempo de passo e cadência a uma velocidade de 5km/h. Nas demais variáveis (fase de apoio, fase de balanço, resposta de carga, ciclo da marcha) e velocidades, a concordância variou predominantemente de moderada a boa, apresentando alguns resultados de fraca concordância. Apesar das limitações, os autores apoiam o uso do sistema sem marcadores para contextos semelhantes.

Por fim, o estudo de Song *et al.* (2023) avaliou o sistema Theia3D durante movimentos de articulações dos membros inferiores. Fortes correlações foram encontradas entre esse sistema sem marcadores e o método com marcadores, salvo para adução, adução, rotação interna e rotação externa de quadril, provavelmente por desviar-se do plano sagital analisado. Os resultados apontam para novos estudos que analisem a precisão de sistemas sem marcadores para movimentos de rotações transversais do quadril.

Com base na revisão apresentada, é possível inferir que a maior parte dos registros indicam que os sistemas sem marcadores se correlacionam aos sistemas baseados em marcadores por meio da organização temporal, mas nem sempre apresentam boa concordância e exatidão satisfatória. Além disso, é notável a influência do posicionamento inadequado da câmera, da oclusão

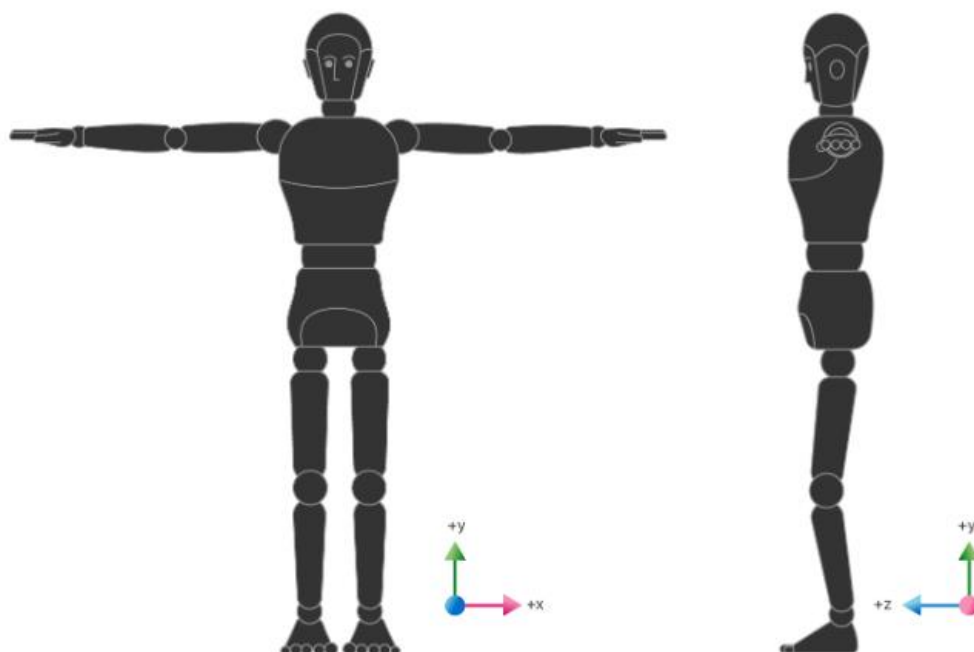
gerada pelos pontos detectados a depender do movimento, do tipo de processamento de dados utilizado e da dificuldade em avaliar adequadamente movimentos que ocorrem em plano transversal. Além disso, a heterogeneidade de métodos de comparação e de termos utilizados equivocadamente prejudicam uma análise global sobre os sistemas sem marcadores.

2.1.1 Sistema de Captura de Movimento ARKit

A empresa multinacional Apple Inc. (Apple Inc., Cupertino, CA, EUA) introduziu, em 2019, um conjunto de ferramentas desenvolvidas para a realidade aumentada, denominado ARKit® (do inglês, *Augmented Reality Kit* ou *RealityKit*). Esse sistema é classificado como um framework, ou seja, é uma ferramenta para desenvolver softwares, capaz de guiar e facilitar o desenvolvimento de aplicativos. O ARKit é gratuito e pode ser obtido no site da Apple Developer. A linguagem de programação utilizada é a Swift, desenvolvida para o ambiente de desenvolvimento integrado (do inglês, *Integrated Development Environment*, IDE) XCode, também desenvolvido pela empresa (Apple, 2023). O sistema ARKit utiliza sensores LiDAR para processar imagens (profundidade integrada de detecção e alcance de luz).

O ARKit reconhece e rastreia os movimentos de indivíduos a partir da câmera traseira de um dispositivo com iOS (sistema operacional de iPhone ou iPad) e aplica o movimento detectado em tempo real. Um modelo de arte visual padrão 3D é ofertado pela empresa, a fim de que todos os modelos estejam em um formato específico que permita a funcionalidade de rastreamento corporal do ARKit. Esse modelo a ser exportado pelos desenvolvedores deve usar um sistema de coordenadas que indique o eixo (y) para cima (vertical), o eixo (z) para frente (anteroposterior) e o eixo (x) para a direita (médio-lateral), estando o modelo voltado para frente no eixo (z) (figura 1). Os três eixos que definem o sistema de coordenadas têm origem na base da coluna do indivíduo rastreado (aproximadamente na articulação sacrococcígea, entre o ápice do sacro e a base do cóccix) e acompanham os seus movimentos (Apple, 2023).

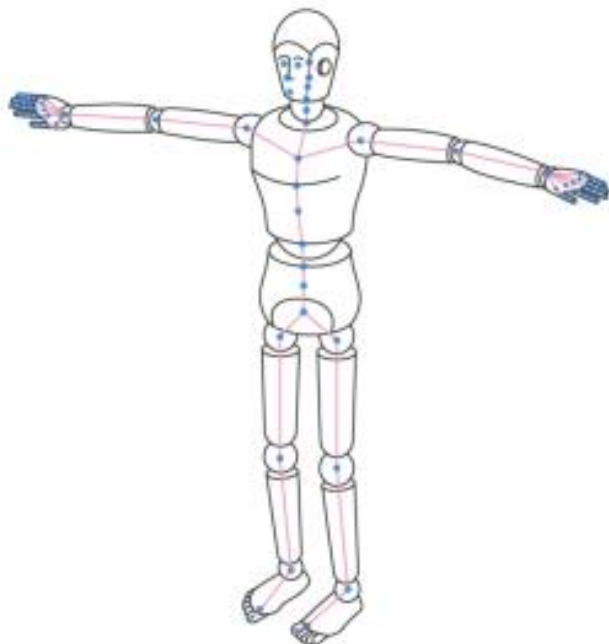
Figura 1 - Modelo de coordenadas recomendado para a captura do sistema ARKit.



Fonte: Apple, 2023.

O ARKit é capaz de identificar a presença de até 89 pontos (*joints*) no corpo capturado, conforme mostra a figura 2 (Apple, 2023).

Figura 2 - Avatar representando os pontos (*joints*) detectados pelo ARKit.



Fonte: Apple, 2023.

Existem relatos escassos na literatura sobre a utilização do sistema ARKit. Esse sistema foi estudado na pesquisa de Marino *et al.* (2022) como uma das opções de frameworks disponíveis do mercado. O estudo considerou faixa de preço, plataforma e especificações de hardware e comparou com os valores de referência de um sistema de captura de movimento de alta exatidão. Apesar dos resultados apresentarem desempenhos de rastreamento satisfatórios, não permite afirmações conclusivas, elucidando diretrizes para trabalhos futuros, como configurações de iluminação do local do experimento e o impacto de condições ambientais sobre o rastreamento. No âmbito da cinemática, os dois estudos de Reimer *et al.* (2021 e 2022) foram os únicos encontrados referentes ao sistema ARKit, sugerindo a necessidade de investigações mais extensas.

2.2 IMPORTÂNCIA CLÍNICA DO TRONCO

O tronco proporciona um suporte móvel, ainda que estável, para manter a cabeça e os membros superiores em diversas posições no espaço e desenvolver inúmeras ações seletivas (Houglum; Bertoti, 2014). A estrutura de suporte do tronco é a coluna vertebral, cujas vértebras aumentam de tamanho no sentido caudal para suportar a carga corporal (Paulsen; Waschke, 2019). Para atenuar o trabalho de tronco durante a bipedestação e a marcha, as últimas vértebras se fundiram para formar o sacro, importante pilar unido à pelve. Esta, por sua vez, constitui uma cintura óssea revestida por potentes ligamentos para suportar compressões e esforços dinâmicos do peso corporal e da musculatura (Davies, 1996).

Considerando a coluna vertebral como uma série de alavancas, uma atividade muscular seletivamente coordenada é necessária para promover estabilização ou movimentação da coluna. O tronco pode mover-se flexionando, estendendo, flexionando lateralmente e rodando, ou combinando essas atividades. Os dois principais grupos responsáveis pelo controle de tronco são os extensores da coluna e os músculos que formam a parede abdominal. Os músculos abdominais são capazes de contrair-se em parte e não apenas como um todo, favorecendo a diversidade de movimentos de tronco e atuando como ancoragem para os outros segmentos corpóreos

(Davies, 1996). Outra importante função do tronco é comportar os músculos respiratórios, como diafragma, abdominais, intercostais internos e externos e músculos acessórios (Houglum; Bertoti, 2014).

Pesquisas evidenciam que os músculos estabilizadores do tronco, especificamente multífidos e transverso do abdome, desempenham o papel de proporcionar uma base estável para atividades funcionais, permitindo mais precisão e segurança dos movimentos do tronco e dos membros (Hodges; Richardson, 1996; Richardson *et al.*, 2002). O tronco junto ao assoalho pélvico compõe grande parte do núcleo de força central do corpo humano, também denominado *core* ou *powerhouse*. Esse núcleo facilita a transferência de torques e momentos angulares entre as extremidades superior e inferior do corpo, compondo habilidades esportivas, ocupacionais, de preparo físico e de reabilitação (Kibler; Press; Sciascia, 2006; Granacher *et al.*, 2013; Davies, 1996).

A estabilidade de tronco é indispensável para quase todos os movimentos no esporte, principalmente quando se trata de responder a perturbações repentinas (Zazulak *et al.*, 2007; Sharrock *et al.*, 2011). Estudos revelam que atividades de estabilização do *core* e exercícios de fortalecimento dos membros inferiores melhorou o desempenho de atletas durante atividades de salto vertical em comparação com exercícios de fortalecimento apenas para os membros inferiores (Butcher *et al.*, 2007). Além disso, melhor estabilidade postural está relacionada a melhor proficiência dos atletas, tais como ginastas, jogadores de futebol, nadadores e tenistas, por exemplo (Hrysomalis, 2011; Zemková; Zapletalová, 2022). De fato, desequilíbrios musculares do tronco podem aumentar a fadiga, diminuir a resistência e aumentar o risco de lesões em atletas (Rivera, 2016).

Em indivíduos com lombalgia, estudos revelam que a estabilização do tronco pode reduzir a dor e a incapacidade e melhorar a propriocepção (Kim; Kim; Cho, 2015; Hlaing *et al.*, 2021). Para manter a estabilidade da coluna lombar e da pelve, a ativação dos músculos multífidos, transverso abdominal, oblíquo interno e glúteo máximo é necessária (Hungerford; Gilleard; Hodges, 2003). Contudo, indivíduos com lombalgia geralmente apresentam fraqueza dessa musculatura, gerando instabilidade sacroilíaca (Hungerford; Gilleard; Hodges, 2003). Similarmente, pessoas com escoliose, estenose, e

espondilolistese comumente apresentam desequilíbrio na musculatura central (Yagci; Yakut, 2019).

Além disso, no âmbito da reabilitação motora, o público pós-acidente vascular cerebral (AVC) apresenta diversas disfunções associadas à ativação muscular de tronco, uma vez que os músculos abdominais apresentam perda da atividade e tônus, afetando também a eficiência do movimento dos membros (Davies, 1996; Van Criekinge *et al.*, 2019). Similarmente, o tronco apresenta um papel importante no controle postural na Doença de Parkinson (DP), uma vez que a instabilidade postural e quedas são mais frequentes em indivíduos com pior mobilidade de tronco e rigidez axial (Artigas *et al.*, 2016).

2.2.1 Influência do tronco sobre a marcha

Do ponto de vista funcional, existem três tarefas fundamentais associadas à marcha humana: transferência de peso, apoio simples e avanço do membro. O contato inicial e a resposta à carga são duas subfases responsáveis pela transferência de peso. O apoio simples ocorre com a continuidade da fase de apoio, quando o centro de massa do corpo move-se lateralmente e centra-se sobre um membro de suporte. O avanço do membro cria um movimento para a frente do corpo e inclui as subfases do apoio de apoio final e pré-balanço; que geram forças propulsoras para o membro avançar e, com isso, movem o corpo para a frente (Houglum; Bertoti, 2014).

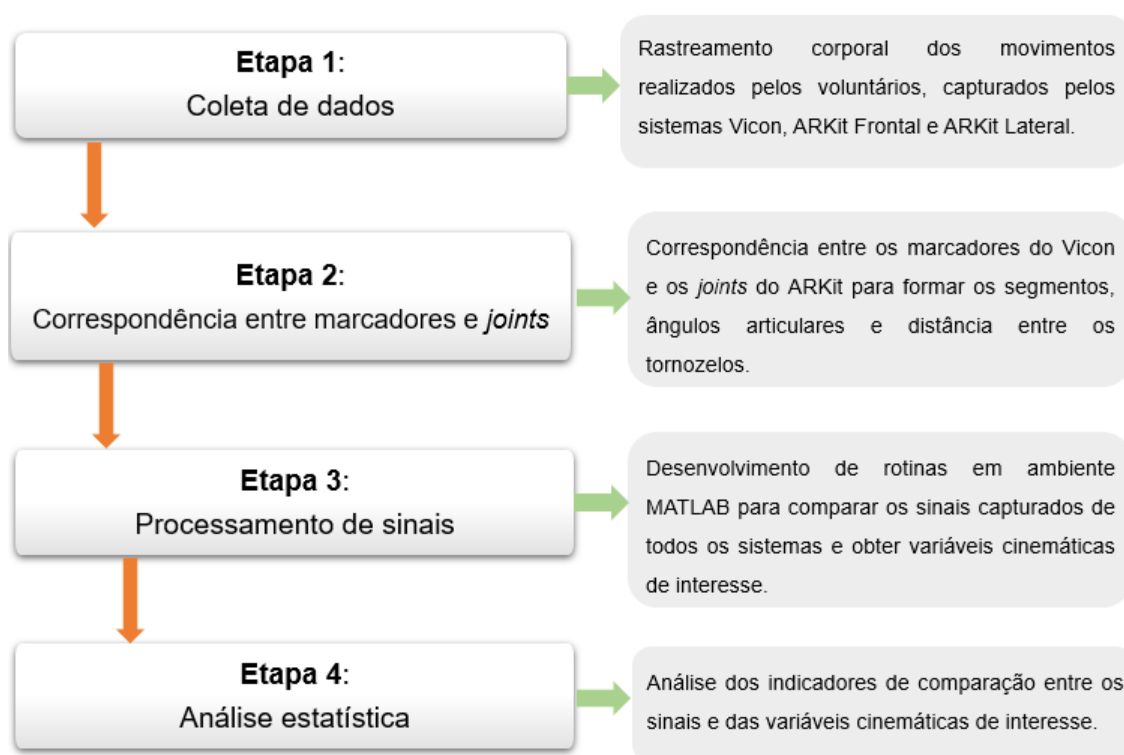
A pelve oferece uma base de sustentação estável para o membro inferior, a fim de transmitir e transferir peso de um membro para o outro. Os músculos transverso-espinal, eretores da espinha e quadrado lombar ficam ativos durante o ciclo da marcha, principalmente no contato inicial, contrabalanceando o torque de flexão do tronco que ocorre durante a desaceleração. Estudos com eletromiografia registraram que ocorre um recrutamento dos músculos abdominais (reto do abdome, oblíquo externo e interno) durante todo o ciclo da marcha, variável de acordo com a velocidade de caminhada. Além disso, os músculos do tronco também minimizam o movimento da cabeça durante a transição da aceleração para a desaceleração durante a marcha, a fim de possibilitar estabilidade para a visão durante o movimento do corpo (Houglum; Bertoti, 2014).

Esse é um tópico importante a ser estudado, considerando a marcha como uma atividade funcional que também é influenciada pela estabilidade do tronco, em indivíduos hígidos e não hígidos. Granacher *et al.* (2013) comprovou a importância da estabilidade do tronco na melhora do equilíbrio na redução de quedas na população idosa. Além disso, outro exemplo da importância do tronco sobre a marcha ocorre em populações neurológicas, como no público pós-AVC, visto que a perda da seletividade do tronco favorece a redução do equilíbrio, aumento da largura da passada e redução da velocidade da marcha (Davies, 1996; Selves; Stoquart; Lejeune, 2020). Similarmente, a revisão sistemática e meta-análise de López-Liria *et al.* (2023) compilou estudos que indicam que exercícios de resistência, mobilidade e força do tronco podem ser úteis na melhora da simetria da marcha, considerando o comprimento e velocidade do passo, além de melhorar a qualidade de vida da população com DP. Por fim, nota-se também alterações na marcha em disfunções neurológicas como ataxia e paralisia cerebral que podem ser atenuadas e/ou facilitadas com treinamento da função do tronco (Marquer; Barbieri; Pérennou, 2014; Dewar; Love; Johnston, 2014).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo classifica-se como quantitativo, experimental, exploratório e transversal (GIL, 2002) e recebeu aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (CEP), sob parecer n.º 3.855.085 (ANEXO A). As etapas metodológicas realizadas são apresentadas de forma resumida no esquema a seguir (figura 3) e descritas nas próximas seções.

Figura 3 - Esquema metodológico do estudo desenvolvido.



Fonte: a autora, 2023.

Dois sistemas foram utilizados nesse trabalho: um sistema sem marcadores corporais e um sistema baseado em marcadores corporais. O sistema sem marcadores foi representado pelo framework ARKit 5.0 (Apple Inc., Cupertino, CA, EUA), disponível em dois iPhones SE (versão do *software* 15.2, 128 GB, câmera de 12 megapixels). Um iPhone foi posicionado à frente do voluntário, para captura em vista frontal (angulação a 0°), enquanto o outro foi posicionado à lateral direita do voluntário, para captura em vista lateral (angulação a 90°). O software utilizado foi disponibilizado por um membro da

equipe de pesquisa, especialista em Jogos Digitais, que introduziu o ARKit em um aplicativo que permitiu a captura, armazenamento e compartilhamento dos dados (Forbeck, 2021).

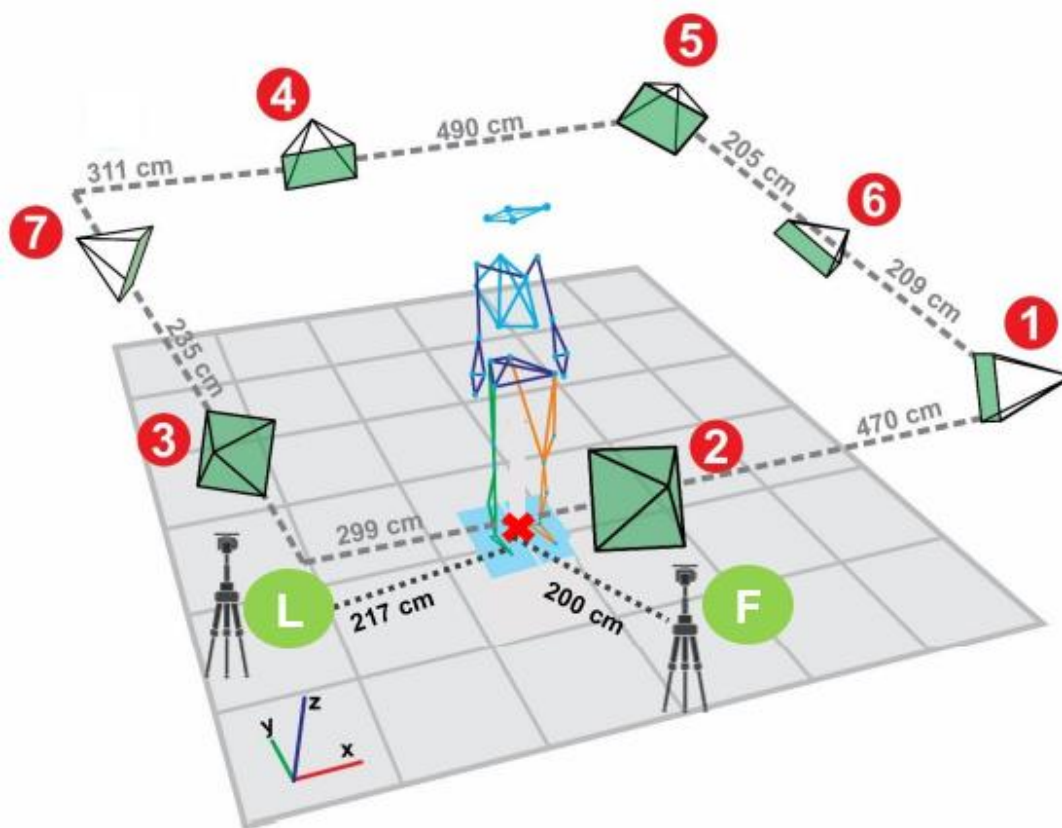
Vicon (Vicon, Oxford, Reino Unido) foi utilizado como sistema baseado em marcadores corporais padrão-ouro para referência das medições, composto por sensores representados por sete câmeras de vídeo infravermelhas, sendo seis do modelo Bonita (T-series) e uma do modelo Vero (v1.3x), as quais reconhecem passivamente os marcadores esféricos refletivos aderidos em pontos específicos do corpo humano.

3.1 COLETA DE DADOS

A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Motricidade Humana (LaHM) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, de outubro a novembro de 2022. O ambiente foi previamente preparado para receber os voluntários de pesquisa, com as câmeras dos sistemas devidamente posicionadas. A figura 4 ilustra a disposição geral da coleta de dados, indicando os iPhones posicionados em tripés, as câmeras do sistema Vicon suspensas e a orientação das coordenadas do sistema Vicon. As coordenadas do sistema ARKit foram indicadas na figura 1.

A área de coleta correspondeu a 678 cm de comprimento e 430 cm de largura, estando o voluntário no centro dessa área. Para as câmeras dos iPhones, a distância do centro da lente até o chão correspondeu a 121 cm de altura para a vista frontal (F) e lateral (L). Para as sete câmeras do sistema Vicon a distância do centro da lente das câmeras até o chão correspondeu a: câmera (1) = 223 cm; (2) = 283 cm; (3) = 250 cm; (4) = 277 cm; (5) = 240 cm; (6) = 255 cm; (7) = 245 cm.

Figura 4 - Disposição das câmeras de captura de movimento dos sistemas ARKit e Vicon.



Fonte: Adaptado de Carla Daniele Pacheco Rinaldin, 2022.

Nota: A letra "F" corresponde ao iPhone posicionado para captura em vista frontal, enquanto a letra "L" corresponde ao posicionamento para captura em vista lateral. Os números na cor preta indicam a distância das câmeras dos iPhones até o voluntário. Os números de 1 a 7 correspondem às câmeras responsáveis pela captura de movimentos do sistema Vicon. Os números na cor cinza indicam a distância entre si das câmeras do sistema Vicon.

Três pesquisadoras participaram da coleta de dados, sendo cada uma responsável por operar um sistema de captura de movimento: sistema Vicon, sistema ARKit em vista frontal e sistema ARKit em vista lateral.

A cronologia adotada para o experimento foi a seguinte:

- a) apresentação da pesquisa aos voluntários interessados com posterior anuência via termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A);
- b) coleta de dados pessoais e de medidas antropométricas (subseção 3.1.1.3);
- c) cadastro dos dados antropométricos no sistema Vicon para criação de avatar específico do voluntário;

- d) demarcação de pontos anatômicos com lápis dermatográfico sobre a pele do voluntário;
- e) fixação de marcadores refletivos sobre a pele dos voluntários conforme demarcação (seção 3.1.2);
- f) calibração estática do voluntário para o sistema Vicon;
- g) treinamento dos movimentos a serem realizados;
- h) execução dos movimentos pelo voluntário diante das câmeras dos sistemas Vicon e ARKit de forma simultânea;
- i) aquisição de sinais durante a realização dos movimentos;
- j) retirada dos marcadores refletivos do corpo dos voluntários e dispensa dos voluntários;
- k) pré-processamento dos dados dos voluntários no sistema Vicon;
- l) exportação dos dados oriundos dos sistemas Vicon e ARKit.

3.1.1 Voluntários

Os voluntários da pesquisa foram recrutados entre estudantes e colaboradores da instituição, conforme a conveniência e disponibilidade para participação. Mediante apresentação da pesquisa e TCLE, aqueles que concordaram foram convidados a comparecer ao Laboratório de Motricidade Humana da Pontifícia Universidade Católica do Paraná para uma única sessão de coleta de dados com duração máxima de duas horas.

3.1.1.1 Critérios de inclusão e exclusão

O critério de inclusão adotado para a pesquisa admitiu voluntários hígidos com idade superior a 18 anos completos. Foram excluídos da pesquisa aqueles que apresentavam distúrbios musculoesqueléticos ou outras afecções patológicas que impedissem a realização de movimentos, bem como aqueles que apresentavam déficit visual não corrigido.

3.1.1.2 Amostra

A amostra foi composta por dez voluntários ($n = 10$). Os voluntários incluídos no estudo tiveram seus dados pessoais coletados, como nome, data

de nascimento, idade, telefone, endereço residencial e eletrônico, além de medidas corporais, como massa corpórea e estatura. Os dados coletados estão dispostos na tabela a seguir (tabela 1).

Tabela 1 - Dados pessoais e medidas corporais coletados dos voluntários recrutados.

Dados	Medidas
Idade (anos)	30,8 ± 11,9
Sexo	
Feminino	5 (50%)
Masculino	5 (50%)
Massa corporal (kg)	74,5
Estatura (cm)	168
IMC (kg/m ²)	24,7 ± 2,9
18,1 a 25	6 (60%)
25,1 a 30	4 (40%)

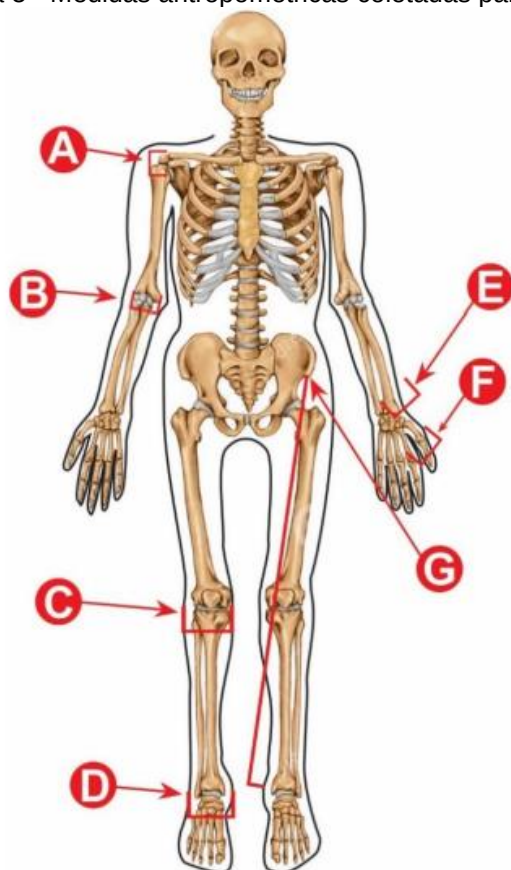
Fonte: a autora, 2022.

Nota: Medidas descritas por média ± desvio-padrão para variáveis quantitativas; frequência (percentual) para variáveis categóricas.

3.1.1.3 Avaliação antropométrica

Para cadastro de cada voluntário no sistema Vicon e criação de seu respectivo avatar, dados específicos foram fornecidos. A massa corporal foi medida com o voluntário em posição ortostática por meio de uma balança digital (Multilaser, Digi-Health) e a estatura mensurada com o voluntário descalço, pela distância entre a planta dos pés e o vértex, por meio de um estadiômetro (Personal Caprice Sanny, modelo ES2060). Para obtenção de espessuras e comprimentos de segmentos corporais, utilizou-se um paquímetro (Innovare/Cescorf) e uma fita métrica. A figura 5 representa os pontos anatômicos das medidas antropométricas coletadas.

Figura 5 - Medidas antropométricas coletadas para o sistema Vicon.



Fonte: Vicon, 2017.

Nota: A: distância vertical do centro da articulação glenoumeral até o marcador na articulação acromioclavicular; B: distância entre os epicôndilos mediais e laterais do úmero; C: largura do joelho em relação ao eixo de flexão; D: perímetro do tornozelo sobre os maléolos mediais e laterais; E: distância entre a região anterior e posterior do punho com o participante na posição anatômica; F: distância entre a superfície dorsal e palmar da mão no ponto da falange proximal do segundo metacarpo; G: medido a partir da espinha ilíaca anterossuperior até o maléolo medial.

3.1.2 Rastreamento corporal e aquisição de sinais

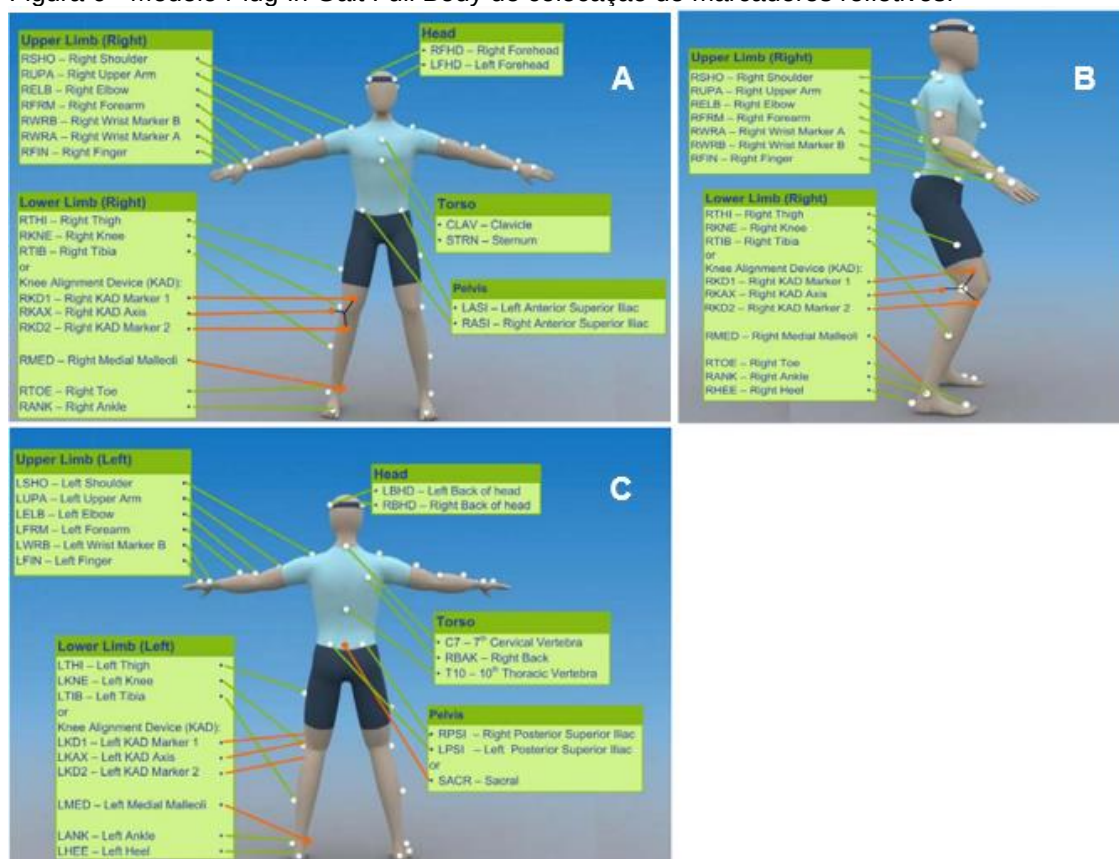
O sistema ARKit possui as coordenadas articulares atualizadas em tempo real a 60 frames por segundo. O sistema Vicon, por sua vez, foi ajustado na mesma frequência de amostragem de 60 Hz para corresponder ao ARKit.

Após a coleta de dados pessoais e da realização da avaliação antropométrica, os voluntários do estudo foram preparados para o processo de rastreamento corporal. Recomendou-se aos voluntários o uso de vestimentas adequadas para o rastreamento corporal, como bermudas/ shorts e camisetas/ tops. Solicitou-se a retirada de brincos, colares, piercings, anéis e demais

objetos refletivos que pudessem interferir na captura do sistema Vicon e posterior processamento de sinais.

Integrado ao sistema Vicon, o software *Nexus* (versão 2.12.1) permitiu a captura e a reconstrução tridimensional dos movimentos realizados. Neste trabalho, um modelo de corpo inteiro foi utilizado (*Plug-in Gait Full Body*) para guiar a demarcação dos pontos anatômicos (figura 6), que foram demarcados com lápis dermatográfico sobre a pele dos voluntários. *Plug-in Gait* é um modelo biomecânico baseado no modelo de marcha de Newington-Helen Hayes, que calcula a cinemática e a cinética articular, permitindo a construção de trajetórias virtuais representando os segmentos corporais (Vicon, 2017).

Figura 6 - Modelo Plug-in Gait Full Body de colocação de marcadores refletivos.



Fonte: *Manual Plug-in Gait Reference Guide*, 2010.

Nota: A: vista frontal; B: vista lateral; C: vista posterior. Tradução dos pontos demarcados: RFHD/ LFHD: *Right/ Left Frontal head* (ao lado da têmpora); RBHD/ LBHD: *Right/ Left Back Head* (parte de trás da cabeça, no plano horizontal aos marcadores frontais da cabeça); C7: Sétima vértebra da coluna cervical (processo espinhoso); T10: Décima vértebra torácica (processo espinhoso); CLAV: Clavícula (face entre as junções esternoclaviculares); STRN: Esterno (processo xifoide); RBAK: *Right Back* (centro da escápula direita); RSHO/ LSHO: *Right/ Left Shoulder Marker* (sobre a articulação acromioclavicular); RELB/ LELB: *Right/ Left Elbow* (epicôndilo lateral do cotovelo); RWRA/ RWRB/ LWRA/ LWRB: *Right/ Left Wrist Marler* (processos estiloides do rádio e da ulna); RASI/ LASI: *Right/ Left Asis* (espinha ilíaca ântero-superior); RFIN/ LFIN: *Right/ Left Finger* (segundo metacarpo); RPSI/ LPSI: *Right/ Left Psis*

(espinha íliaca pósterio-superior); RKNE/ LKNE: *Right/ Left Knee* (epicôndilo femoral lateral do joelho); RTHI/ LTHI: *Right/ Left Thigh* (linha imaginária entre o trocânter maior e o epicôndilo femoral lateral); RANK/ LANK: *Right/ Left Ankle* (maléolo lateral); RTIB/ LTIB: *Right/ Left Tibial Wand Marker* (sobre a linha imaginária entre o maléolo lateral e o epicôndilo lateral); RTOE/ LTOE: *Right/ Left Toe* (sobre a cabeça do segundo metatarso); RHEE/ LHEE: *Right/ Left Heel* (calcâneo).

Os voluntários, então, foram submetidos à colocação de 39 marcadores esféricos refletivos de 14 milímetros de diâmetro por meio de fita dupla-face hipoalergênica (figura 7).

Figura 7 - Posicionamento dos marcadores fixados nos pontos anatômicos.



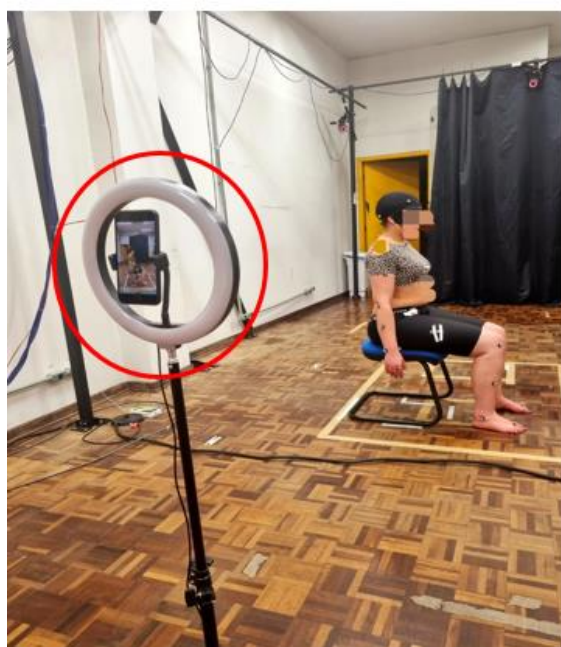
Fonte: a autora, 2022.

Nota: seta indicando o marcador.

Uma Vara de ativação *Active Wand NIR* foi usada para calibrar todas as câmeras do sistema Vicon antes da preparação dos voluntários. A calibração estática foi realizada após a fixação dos marcadores e anteriormente à realização das tarefas experimentais. Esse é um processo recomendado pelo fabricante, de modo que os participantes mantêm a pose em T (*T-pose*) durante quinze segundos em uma área demarcada que integre todas as câmeras posicionadas.

Para o sistema ARKit, as câmeras foram posicionadas de forma que todo o corpo pudesse ser detectado (figura 8).

Figura 8 - Representação do posicionamento do sensor do ARKit para captura de movimento dos voluntários de pesquisa.



Fonte: a autora, 2022.

Nota: Círculo vermelho destacando o tripé e o iPhone na captura em vista lateral.

A aquisição de sinais durante os movimentos executados foi obtida simultaneamente pelos dois sistemas, Vicon e ARKit, que foram sincronizados em tempo por meio de movimentos sinalizadores antes do início e após o término da coleta de movimentos, conforme será descrito na próxima seção (3.1.3). Para controlar o processo de captura de movimentos e sincronizar os dois aparelhos, cada iPhone foi operado por uma pesquisadora para iniciar e finalizar a coleta de movimentos do voluntário.

3.1.3 Execução dos movimentos

Todos os movimentos foram explicados aos participantes antes de cada execução. Durante a coleta de dados, a pesquisadora forneceu comandos verbais para orientar a tarefa e o sentido do movimento. Três movimentos foram selecionados e estão descritos (quadro 2) e ilustrados (figura 9) a seguir:

- a) flexo-extensão de tronco;
- b) passo para frente e para trás (deslocamento anteroposterior);
- c) passo para o lado (deslocamento médio-lateral).

Quadro 2 - Descrição dos movimentos executados pelos voluntários.

Movimento	Descrição	Rastreamento de interesse
Flexo-extensão de tronco (FET)	Posição inicial: voluntário inicia o movimento sentado em uma cadeira, com quadris e joelhos fletidos e os pés afastados na largura dos ísquios; o tronco está ereto, estabilizado pela flexão de ombro de 90° em relação aos membros ao longo do corpo, com cotovelos estendidos, punhos e articulações metacarpofalangeanas em posição neutra. Movimento realizado: voluntário realiza flexão de tronco, iniciando o sequenciamento da coluna pela porção cervical, torácica e lombar; em seguida, o voluntário realiza extensão de tronco, retornando o sequenciamento da coluna pelo segmento lombar, torácico e cervical. O movimento ocorre sem desapoiar a pelve do assento. Comando verbal: "Sentado sobre a cadeira, com os joelhos dobrados e os pés afastados na largura dos quadris, mantenha os braços na linha dos ombros com as palmas das mãos voltadas para o chão; em seguida, projete seu tronco para frente, como se quisesse contornar uma grande bola de cristal; retorne para a posição inicial começando o movimento pela coluna lombar."	Amplitude global de movimento da flexão da coluna vertebral.

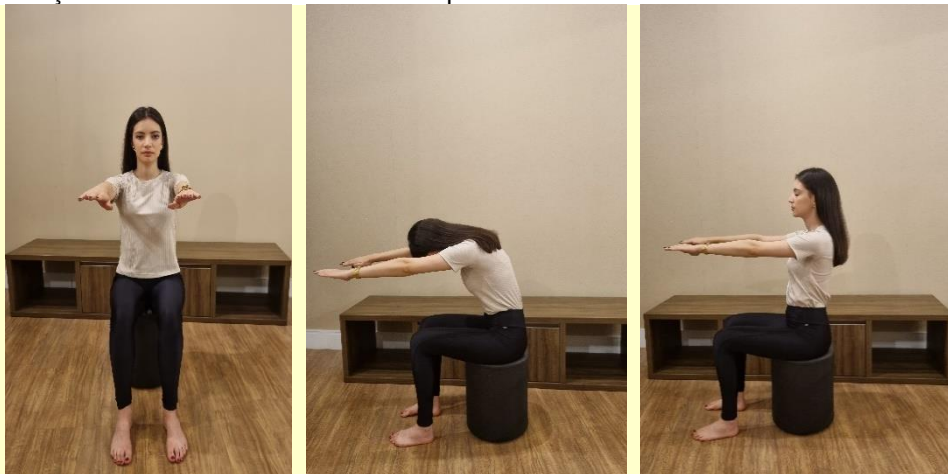
Passo para frente e para trás (anteroposterior, AP)	Posição inicial: voluntário inicia em ortostase, no local demarcado, com os pés afastados na linha dos ísquios e os membros superiores ao longo do corpo. Movimento realizado: voluntário realiza um passo para frente com o membro inferior direito, seguido pelo esquerdo. O pé direito dá um passo para trás para retornar à posição demarcada, seguido pelo pé esquerdo. Comando verbal: “Partindo da posição inicial em pé, em cima da fita no chão, dê um passo para frente com o pé direito, deslocando-se e, em seguida, com o pé esquerdo. Centralize e retorne com o pé direito e esquerdo, respectivamente.”	Distância entre um tornozelo à frente do outro (comprimento do passo).
Passo para o lado (médio-lateral, ML)	Posição inicial: voluntário inicia em ortostase, no local demarcado, com os pés afastados na linha dos ísquios e os membros superiores ao longo do corpo. Movimento realizado: voluntário realiza um passo para o lado com o membro inferior direito, seguido pelo esquerdo. Voluntário retorna para a posição inicial. Sequentemente, realiza um passo para o lado com o membro inferior esquerdo, seguido pelo direito; e retorna para o centro. Comando verbal: “Partindo da posição inicial em pé, dê um passo com o pé direito deslocando-se para a direita, e em seguida, com o pé esquerdo. Centralize, retornando com os dois pés. Dê um passo com o pé esquerdo deslocando-se para a esquerda e, em seguida, com o pé direito; retorne para o centro.”	Distância entre os dois tornozelos paralelos (largura do passo).

Fonte: a autora, 2022.

Nota: os movimentos executados na postura sentada foram realizados sobre uma cadeira com assento de 40 cm de altura em relação ao chão. O encosto da cadeira foi retirado para permitir a captura de movimento da parte posterior do tronco. Os movimentos realizados na postura ortostática tiveram a posição inicial do voluntário demarcada por fita no chão, no mesmo lugar onde a cadeira estava posicionada anteriormente, correspondendo a uma distância de 200 cm do iPhone posicionado para captura em vista frontal.

Figura 9 - Descrição dos movimentos executados pelos voluntários.

**A. Flexo-
extensão
de tronco**



**B. Passo
para
frente e
para trás
(passo
AP)**



**E. Passo
para o
lado
(passo
ML)**



Fonte: a autora, 2022.

A velocidade da execução do movimento foi uniformizada por um metrônomo digital. O voluntário deveria seguir o ritmo do metrônomo, definido por quatro tempos por compasso em 70 bpm. Cada voluntário realizou três

repetições seguidas de cada movimento. Todos os movimentos foram realizados somente após a anuência das três pesquisadoras de forma simultânea, a fim de que fossem capturados pelas câmeras dos dois iPhones e do sistema Vicon. A sincronização dos equipamentos foi definida da seguinte maneira:

a) logo após se posicionar no local demarcado com fita no chão, o voluntário realizava uma abdução de ombros (sob o comando da pesquisadora: “abra os dois braços em posição de cruz”) para iniciar a captura de movimento pelo sistema Vicon;

b) os membros superiores retornavam ao longo do corpo para se preparar para o movimento seguinte;

c) o voluntário realizava uma flexão de ombro com o membro superior direito, a fim de sincronizar a coleta do sistema Vicon com o sistema ARKit;

d) os membros superiores retornavam ao longo do corpo para se preparar para o movimento seguinte;

e) a pesquisadora demonstrava o movimento e iniciava o comando verbal para o movimento desejado;

f) ao finalizar cada movimento (após as três repetições), o voluntário retornava para posição com os membros superiores ao longo do corpo e, em seguida, realizava uma flexão de ombro com o membro superior direito para indicar que a coleta para ambos os sistemas havia finalizado; realizava abdução de ombro para finalizar a captura pelo sistema Vicon.

3.1.4 Exportação de dados

Os dados de movimentos coletados foram exportados dos três equipamentos, considerando os dois iOS (vista frontal e lateral) e o sistema Vicon. O sistema ARKit armazenou separadamente os dados de cada exercício realizado, resultando em três arquivos no formato .csv para cada voluntário, oriundos de cada iPhone. Esses dados contêm a marca temporal e as coordenadas do centro da articulação de cada *joint* correspondente ao frame detectado. Para o sistema Vicon, cada exercício foi armazenado em um arquivo .c3d, resultando em três arquivos por voluntário, e informações sobre os sensores foram exportadas em arquivos de formato .xcp. A coleta realizada

gerou 90 arquivos, sendo que seis foram gerados para cada voluntário provenientes do sistema ARKit, totalizando 60 arquivos, e três foram gerados para cada voluntário provenientes do sistema Vicon, somando 30 arquivos.

3.2 CORRESPONDÊNCIA ENTRE OS MARCADORES

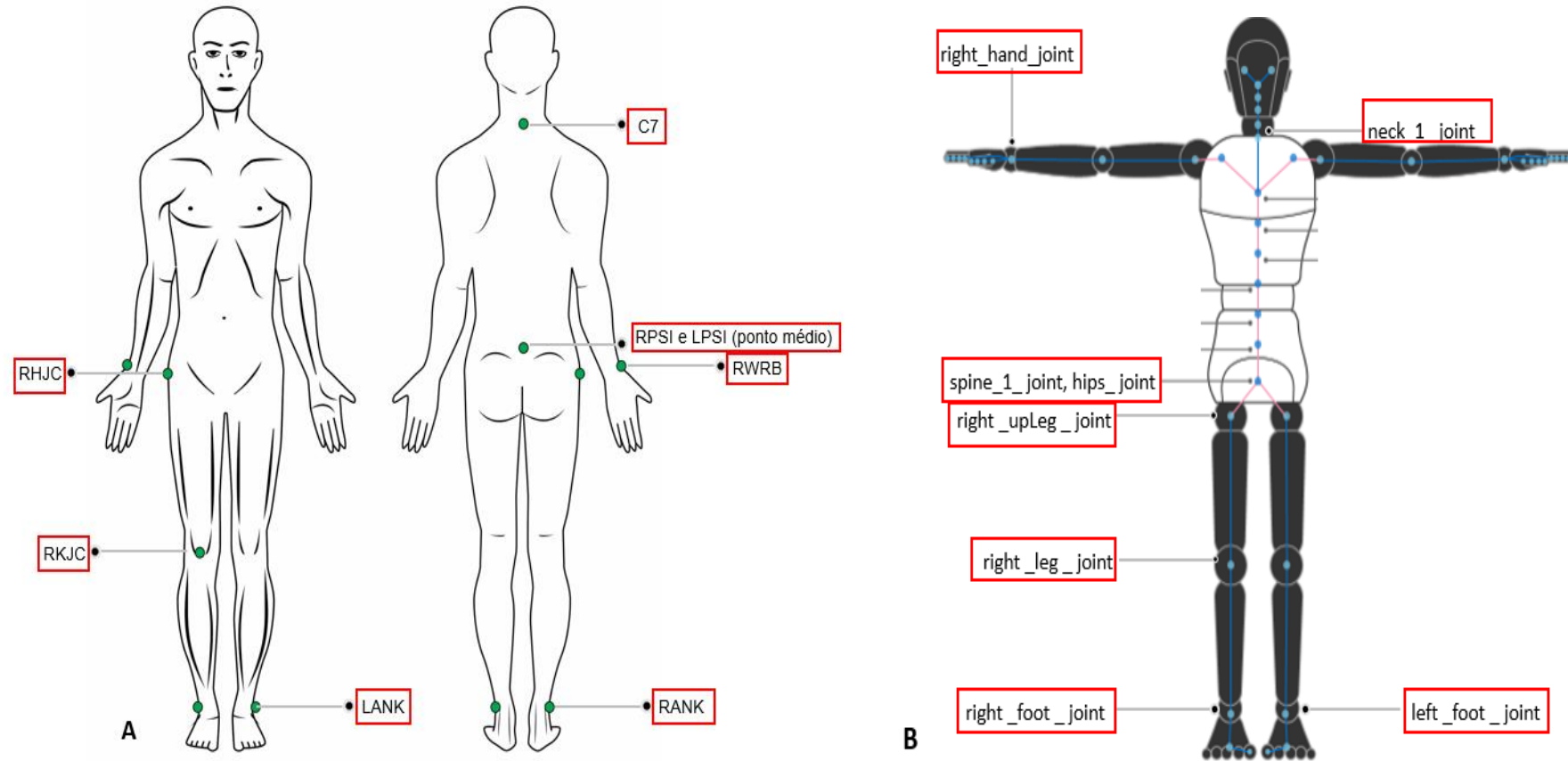
Para gerar segmentos, formar ângulos articulares e calcular a distância entre os tornozelos, uma correspondência entre os marcadores do sistema Vicon e pontos rastreáveis (*joints*) do sistema ARKit foi criada. Os pontos correspondentes estão dispostos no quadro 3 e na figura 10.

Quadro 3 - Correspondência entre os sistemas.

Ponto anatômico representado	Marcador do Vicon	Joint do ARKit	Segmento
Punho direito	RWRB	right_hand_joint	Nenhum
Sétima vértebra cervical	C7	neck_1_joint	Tronco
Sacro	Ponto médio entre RPSI e LPSI	spine_1_joint	
Centro articular do quadril	RHJC	right_upLeg_joint	Coxa
Centro articular do joelho	RKJC	right_leg_joint	
Tornozelo direito	RANK	right_foot_joint	Nenhum
Tornozelo esquerdo	LANK	left_foot_joint	Nenhum

Fonte: *Manual Plug-in Gait Reference Guide* Vicon, 2010; Apple, 2024.

.Figura 10 - Correspondência entre os marcadores no sistema Vicon e os pontos articulares no sistema ARKit.



Fonte: Vicon, 2017; Apple, 2023.

Nota: A. Marcadores do sistema Vicon. B. Joints do sistema ARKit. Pontos de interesse demarcados em vermelho.

Além disso, é importante ressaltar que cada sistema de captura estabelece a orientação do eixo de coordenadas de forma distinta em seus respectivos manuais (Vicon, 2017; Apple, 2024). O quadro 4 indica as recomendações originais dos fabricantes. Neste estudo, durante o processamento de sinais, realizou-se a correspondência entre coordenadas de acordo com a definição pré-estabelecida, sendo: a) eixo médio-lateral aquele que passa de um lado a outro do corpo; b) eixo anteroposterior aquele que passa da parte de trás para a frente do corpo; c) eixo vertical aquele que passa em uma direção do centro do corpo através do topo da cabeça.

Quadro 4 - Orientação das coordenadas de cada sistema de acordo com os manuais.

Eixo	Sistema Vicon	Sistema ARKit
Médio-lateral/ Transversal	(x)	(x)
Anteroposterior/ Sagital	(y)	(z)
Vertical/ Frontal	(z)	(y)

Fonte: Vicon, 2017; Apple, 2024.

3.3 PRÉ-PROCESSAMENTO DOS DADOS

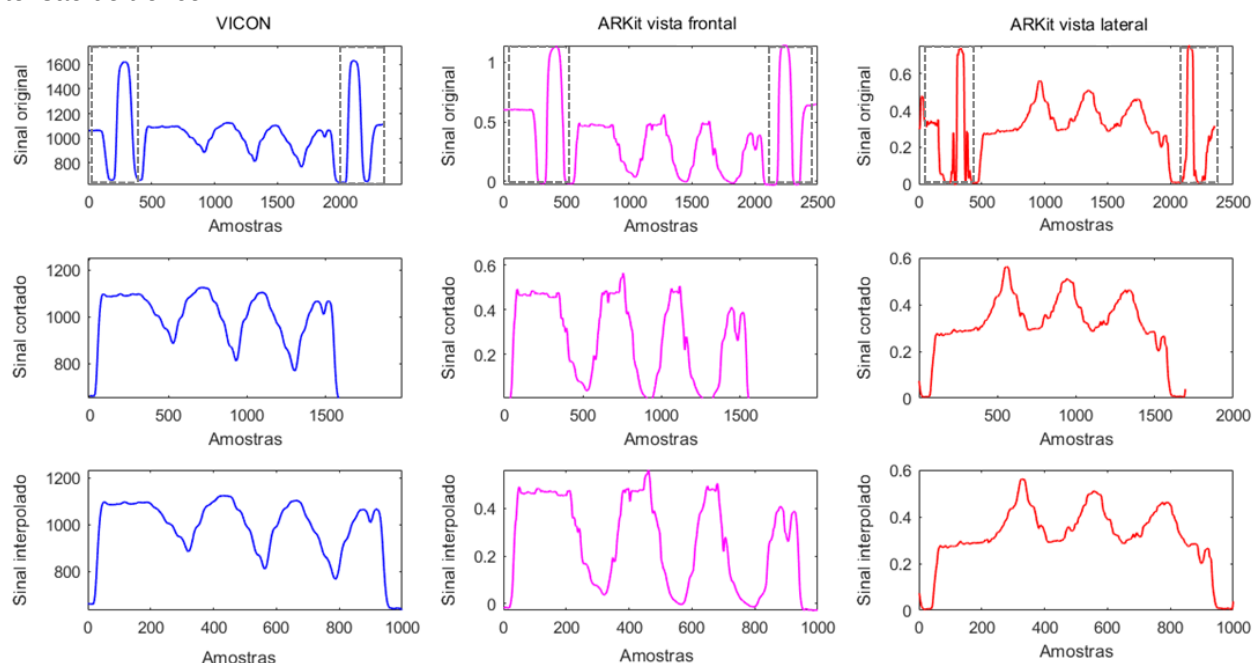
Os dados de trajetórias dos marcadores coletados no sistema Vicon foram pré-processados no Software *Nexus* (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Reino Unido). Possíveis lacunas foram preenchidas a partir de uma técnica de reconstrução por interpolação *spline* de terceira ordem, disponível no *Nexus*. Esse é um processo em que a trajetória é preenchida calculando uma curva suave entre as extremidades interrompidas (Vicon, 2015). O processo de reconstrução dos pontos formados por marcadores é iniciado para o reconhecimento dos segmentos e articulações anteriormente descritos. As câmeras não registram imagens dos indivíduos, apenas os pontos demarcados, e a reconstrução permite a criação de trajetórias e segmentos.

Além disso, outra etapa de pré-processamento foi realizado com o software MATLAB® R2023a (MathWorks Inc, Natick, Massachusetts), a partir de rotinas para leitura dos arquivos, seleção dos marcadores de relevância, corte, filtragem e interpolação de todos os sinais coletados advindos dos sistemas (ANEXO B).

Um filtro Butterworth passa-baixa de segunda ordem sem atraso (zero *lag*) foi aplicado sobre os sinais, considerando as recomendações de frequência de corte de 6Hz propostas por Winter (2009) para dados cinemáticos.

Os sinais foram cortados conforme a sincronização entre os sistemas, isto é, no instante de tempo após a elevação e retorno do membro superior direito ao longo do corpo, conforme mencionado na seção anterior (3.1.3). Em seguida, o processo de interpolação *spline* foi realizado para que os sinais apresentassem o mesmo número de amostras. A escolha da interpolação com 1000 amostras ocorreu no intento de obter dados mais detalhados do sinal original (figura 11).

Figura 11 - Corte e interpolação dos sinais processados durante o movimento de flexo-extensão de tronco.



Fonte: a autora, 2024.

Nota: Os sinais de coordenada do punho direito são representados pelas linhas sólidas, que correspondem ao marcador RWRB (z) para o VICON e right_hand_joint (y) para o ARKit. O eixo y do VICON está em milímetros e do ARKit em uma unidade digital não convencional. O eixo x representa o número de amostras em todos os gráficos. O painel superior mostra os sinais originais de cada sistema e os retângulos tracejados indicam onde o movimento sinalizador ocorreu, marcando o início e o fim da coleta. A área dentro desses retângulos foi cortada do sinal original, deixando apenas o movimento realizado, como mostra o painel do meio. O painel inferior mostra esse sinal interpolado em 1000 amostras para todos os sistemas.

Após o processo explicitado de corte, filtragem e interpolação dos sinais, os dados foram exportados para um arquivo .csv final.

3.4 PROCESSAMENTO DE SINAIS

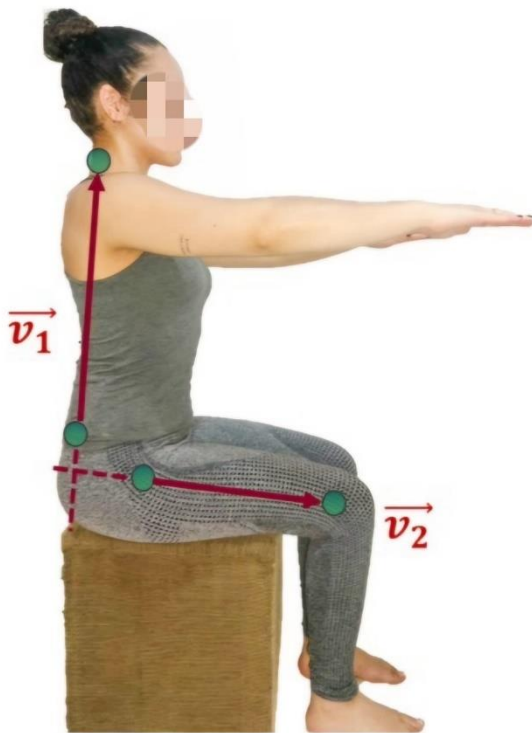
A etapa de processamento de sinais ocorreu em três momentos: a) obtenção do ângulo e da distância entre os tornozelos; b) obtenção das medidas de comparação entre os sinais; c) obtenção de indicadores biomecânicos. Essas etapas foram descritas a seguir. As rotinas computacionais utilizadas para realizar o processamento dos sinais estão dispostas no anexo C (ângulo de flexo-extensão de tronco), D (distância entre tornozelos AP) e E (distância entre tornozelos ML).

3.4.1 Obtenção do ângulo de flexo-extensão do tronco e da distância entre os tornozelos

Após o pré-processamento dos sinais foram obtidos os sinais de: a) ângulo de flexo-extensão do tronco; b) distância entre os tornozelos direito e esquerdo em centímetros.

A flexão de tronco corresponde ao ângulo formado entre os segmentos do tronco e da coxa. Foram definidos dois vetores no espaço tridimensional: um sendo a diferença entre as coordenadas do marcador mais proximal (média entre RPSI e LPSI no Vicon; *spine_1_joint* no ARKit) e mais distal (C7 no Vicon; *neck_1_joint* no ARKit) do tronco, formando $(\vec{v}_1)$; e outro, a diferença entre o centro articular mais proximal (quadril) e o mais distal (joelho) da coxa (RHJC menos RKJC para o Vicon; *right_leg_joint* menos *right_Upleg_joint* para o ARKit), formando $(\vec{v}_2)$, conforme a figura 12.

Figura 12 - Formação do ângulo do tronco.



Fonte: a autora, 2024.

Então, o ângulo entre esses dois vetores foi calculado conforme eq. (1).

$$\theta = \arccos \frac{\vec{v}_1 \cdot \vec{v}_2}{\|\vec{v}_1\| \cdot \|\vec{v}_2\|} \quad (1)$$

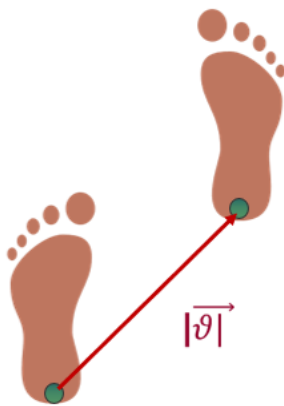
Antes de calcular o tamanho do passo, foi realizada uma normalização para converter os sinais dos dois sistemas para centímetros, já que os dados do Vicon são coletados em milímetros e do ARKit em uma unidade própria do sistema. Utilizou-se o comprimento do fêmur (L_f) mensurado pelo Vicon como estrutura fixa para referência, criando um vetor que inicia a partir do centro articular do quadril direito (RHJC para o Vicon e *right_leg_joint* para o ARKit) e vai até o centro articular do joelho direito (RKJC para o Vicon e *right_upLeg_joint* para o ARKit). Em seguida, realizou-se um cálculo de proporção (regra de três simples) entre os valores do ARKit em relação ao Vicon, convencionando todas as medidas em centímetros, conforme eq. (2):

$$L_{cm} = L_{ARKit} \cdot \frac{L_{fVicon}(cm)}{L_{fARKit}} \quad (2)$$

Onde $L_{f_{Vicon}}$ representa o tamanho do fêmur medido pelo Vicon; $L_{f_{ARKit}}$ indica o tamanho do fêmur medido pelo ARKit; L_{ARKit} representa o comprimento medido pela unidade do sistema do ARKit; e L_{cm} remete à proporção do comprimento medido em centímetros.

A distância entre os tornozelos foi calculada como sendo a norma do vetor diferença entre os marcadores RANK e LANK, no Vicon, e *right_foot_joint* e *left_foot_joint* no ARKit (figura 13).

Figura 13 - Distância calculada entre os tornozelos.



Fonte: a autora, 2024.

O movimento de passo para frente e para trás foi observado no eixo anteroposterior, (z) para o ARKit e (y) para o Vicon. O movimento do passo para a lateral direita e esquerda foi observado no eixo médio-lateral, (x) para ambos os sistemas.

3.4.2 Medidas de comparação entre sinais

A partir dos sinais de ângulo e distância, calculou-se o erro quadrático médio (*Root Mean Square Error*, RMSE) e o Coeficiente de Correlação Cruzada (*Cross Correlation Function*, CCF).

O RMSE foi utilizado para determinar a exatidão de rastreamento entre os sistemas, a fim de verificar os desvios das medições dos sistemas ARKit frontal e do ARKit lateral em relação ao sistema Vicon, considerando os sinais como um todo (eq. 3).

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x_{Vicon}[n] - x_{ARKit}[n])^2}{N}} \quad (3)$$

Onde $x_{Vicon}[n]$ é o sinal de ângulo de flexo-extensão ou de distância entre os tornozelos obtido com o Vicon; $x_{ARKit}[n]$ é um dos respectivos sinais obtido com o ARKit; N é o número de amostras do sinal interpolado ($N=1000$).

O CCF permite verificar se a organização temporal dos sinais dos dois sistemas é similar. Calculou-se o CCF entre Vicon e ARKit frontal e entre Vicon e ARKit lateral. A interpretação da magnitude da correlação foi determinada por: $0,00 < \rho < 0,10$ insignificante; $0,10 < \rho < 0,39$ correlação fraca; $0,40 < \rho < 0,69$ correlação moderada; $0,70 < \rho < 0,89$ correlação forte; $0,90 < \rho < 1,00$ correlação muito forte (Schober; Boer; Schwarte, 2018). O CCF foi calculado por meio da eq. (4):

$$\rho = \frac{\sum_{n=1}^N (x_{Vicon}[n] - \bar{x}_{Vicon})(x_{ARKit}[n] - \bar{x}_{ARKit})}{(N-1)\sigma_{x_{Vicon}}\sigma_{x_{ARKit}}} \quad (4)$$

Onde $x_{Vicon}[n]$ é a n-ésima amostra do sinal do Vicon; $x_{ARKit}[n]$ é a n-ésima amostra do sinal do ARKit; $\bar{x}_{Vicon}$ e $\bar{x}_{ARKit}$ são as médias das amostras do sinal do Vicon e do ARKit, respectivamente; $\sigma_{x_{Vicon}}$ e $\sigma_{x_{ARKit}}$ são os desvios-padrão das amostras dos sinais interpolados; $N=1000$ amostras.

3.4.3 Indicadores biomecânicos

Por fim, a partir desses sinais, os seguintes indicadores biomecânicos foram calculados: a) excursão angular da flexo-extensão de tronco; b) amplitude angular RMS da flexo-extensão de tronco; c) tamanho do passo anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML). O quadro 5 resume esses indicadores.

Quadro 5 - Descrição dos indicadores biomecânicos de interesse clínico

Indicadores biomecânicos	Descrição
Excursão angular da flexo-extensão de tronco (em graus) durante as três repetições	Diferença entre o valor máximo e mínimo do ângulo de flexão de tronco em cada

	repetição do movimento. Usou-se o valor médio das três repetições.
Amplitude RMS da flexo-extensão de tronco (em graus) durante as três repetições	Valor RMS do sinal de amplitude (“desvio-padrão” do sinal de amplitude). Mais detalhes na equação 5.
Tamanho do passo AP (cm)	Média da norma do vetor diferença entre os marcadores RANK e LANK para cada voluntário, considerando as três repetições do movimento.
Tamanho do passo ML (cm)	Média da norma do vetor diferença entre os marcadores RANK e LANK para cada voluntário, considerando as três repetições do movimento.

Fonte: a autora, 2023.

Para cálculo da amplitude RMS do ângulo de flexo-extensão do tronco, foi subtraída a média (eliminação de *offset*) e calculou-se o valor RMS do sinal resultante, conforme eq. (5):

$$\theta_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \theta_i^2}$$
(5)

Onde θ_{RMS} é o valor RMS do sinal, θ_i é a i -ésima amostra do sinal de ângulo sem *offset* e N é o número de amostra, no caso, $N=1000$.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada com o software *IBM SPSS Statistics* (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA, v.27.0.0.0). Efeitos estatísticos significativos foram considerados para valores de $p < 0,05$.

A normalidade da distribuição dos dados foi testada por meio do teste de Shapiro-Wilk para todos os indicadores de comparação e variáveis cinemáticas. Para os dados que não seguiram distribuição normal, foram apresentados os valores de intervalo interquartil.

As variáveis cinemáticas de interesse foram tratadas como variáveis dependentes. Para excursão angular, amplitude RMS angular e tamanho do passo, gráficos de Bland-Altman foram apresentados para mostrar os limites de concordância e vieses sistemáticos. O viés e os limites de concordância são mostrados nos gráficos do parâmetro registrado. A largura dos limites de concordância e a distância da média das diferenças em relação a zero foram utilizadas para interpretar os erros entre as medidas (Yeo; Park, 2020).

A análise de concordância entre os sistemas Vicon e ARKit (frontal e lateral) foi confirmada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC). O ICC foi estimado e foram calculados seus intervalos de confiança estipulados em 95%, com base na concordância absoluta e em um modelo de efeito misto. As estimativas pontuais do ICC (valores de r) foram interpretadas como concordância pobre ($< 0,40$), moderada ($> 0,40-0,60$), boa ($> 0,60-0,75$) e excelente ($> 0,75-1,00$) (Cicchetti, 1994).

4 RESULTADOS

Para as medidas de comparação entre sinais, os resultados de normalidade para RMSE estão descritos adiante (tabela 2).

Tabela 2 - Valores de RMSE descritos por média $\pm$ desvio-padrão (DP) ou mediana (mínimo-máximo) de acordo com as variáveis avaliadas.

	Variável	RMSE
ARKit Frontal	Ângulo de flexão/extensão de tronco (°)	13,53 $\pm$ 2,80
	Distância entre tornozelos no passo AP (cm)	14,77 $\pm$ 7,19
	Distância entre tornozelos no passo ML (cm)	14,68 $\pm$ 7,04
ARKit Lateral	Ângulo de flexão/extensão de tronco (°)	10,85 (6,25 - 31,14)
	Distância entre tornozelos no passo AP (cm)	24,36 $\pm$ 10,25
	Distância entre tornozelos no passo ML (cm)	18,43 $\pm$ 2,56

Fonte: a autora, 2023.

Valores de RMSE variaram entre 10,85° a 13,53° para o ângulo de flexo-extensão do tronco; 14,77 a 24,36 cm para a distância entre tornozelos no passo AP e de 14,68 a 18,43 cm para a distância entre tornozelos no passo ML. Para a correlação cruzada, que foi outra medida de comparação entre os sinais, o instante de correlação máxima e o valor de máxima correlação estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3 - Instante de correlação máxima entre os sinais do ARKit em relação ao Vicon.

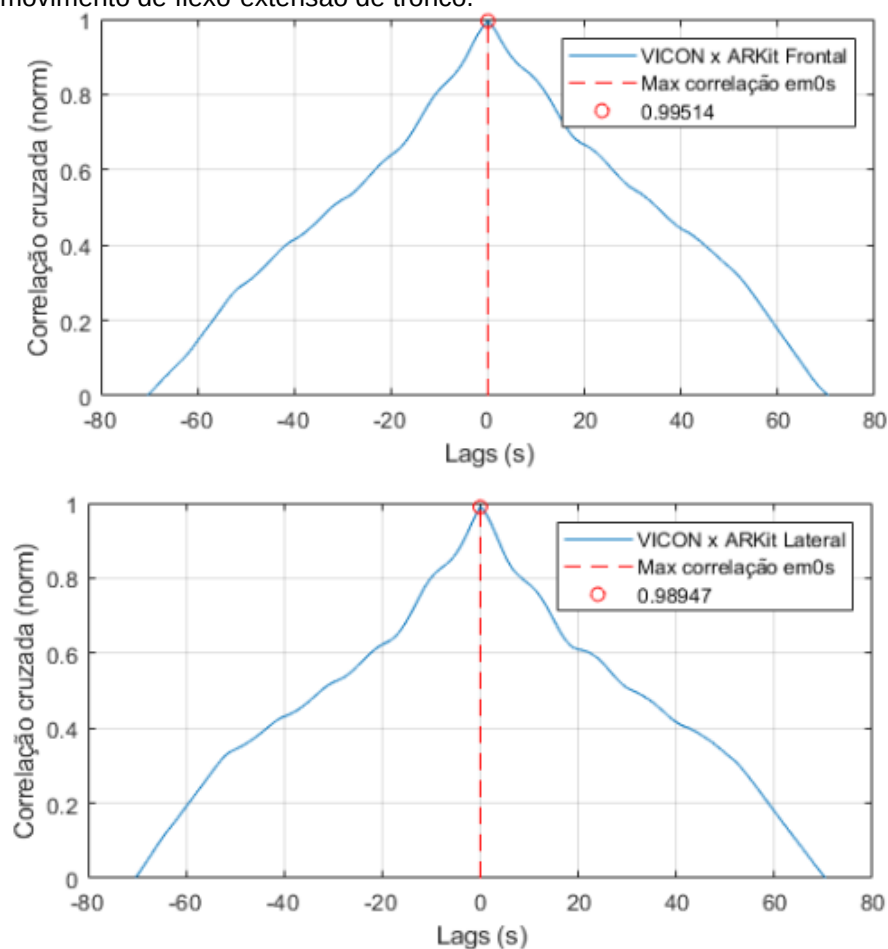
	FET de tronco		Passo para frente		Passo para o lado	
	Instante med (mín-máx.)	Máx. correlação med (mín-máx.)	Instante med (mín.-máx.)	Máx. correlação med (mín-máx.)	Instante med (mín-máx.)	Máx. correlação med (mín-máx.)
ARKit Frontal	0,0 (0,0-0,0)	0,99 (0,98-0,99)	0,0 (-0,7-1,4)	0,83 (0,33-0,95)	0,0 (0,0-0,0)	0,92 (0,82-0,99)
ARKit Lateral	0,0 (0,0-0,0)	0,99 (0,92-0,99)	0,0 (-2,5-21,7)	0,43 (0,23-0,90)	3,7 (-20,1-21,6)	0,21 (0,13-0,39)

Fonte: a autora, 2024.

Nota: valores descritos por mediana (valor mínimo-valor máximo) para instante de correlação máxima e valor de máxima correlação entre os sinais.

De modo geral, o movimento de flexo-extensão de tronco foi o que apresentou melhor correlação entre os dois ângulos de visão avaliados (vista frontal e lateral). Entre os dois sistemas ARKit, valores mais altos de correlação foram encontrados para a vista frontal, demonstrando que as séries temporais desse sistema melhor acompanharam as medidas do sistema Vicon (figura 14).

Figura 14 - Instante e valor de máxima correlação entre os sistemas Vicon e ARKit durante o movimento de flexo-extensão de tronco.

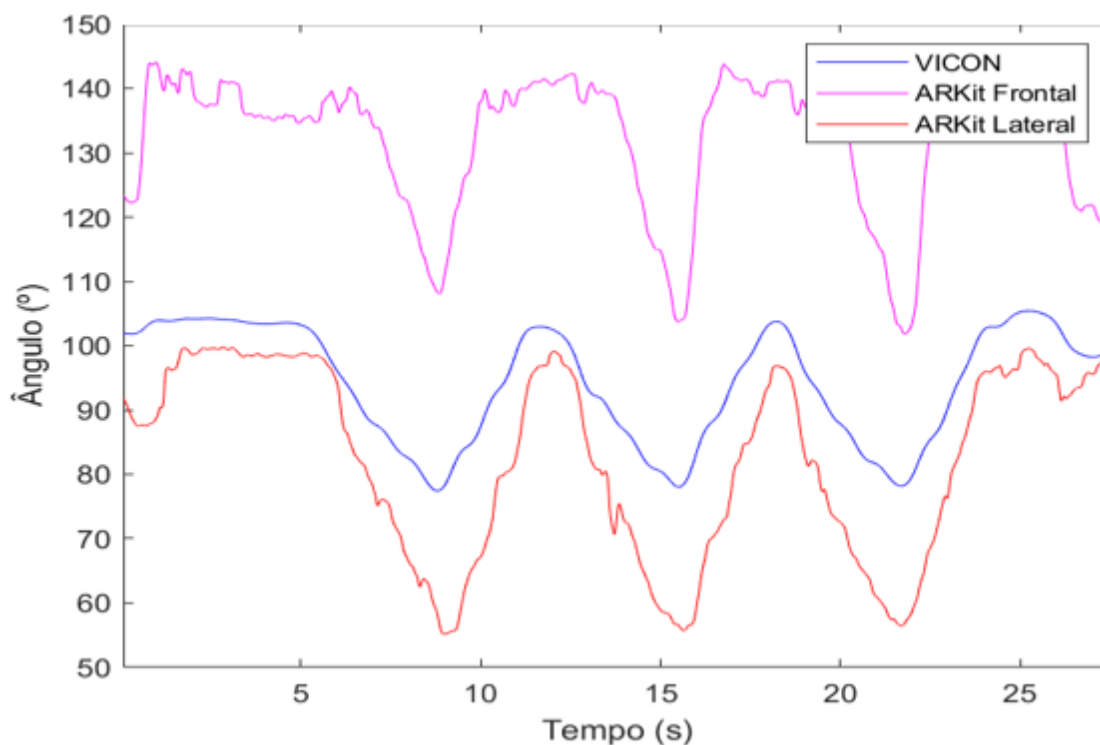


Fonte: a autora, 2023.

Nota: Valor de máxima correlação no instante zero para o ARKit frontal e lateral, respectivamente.

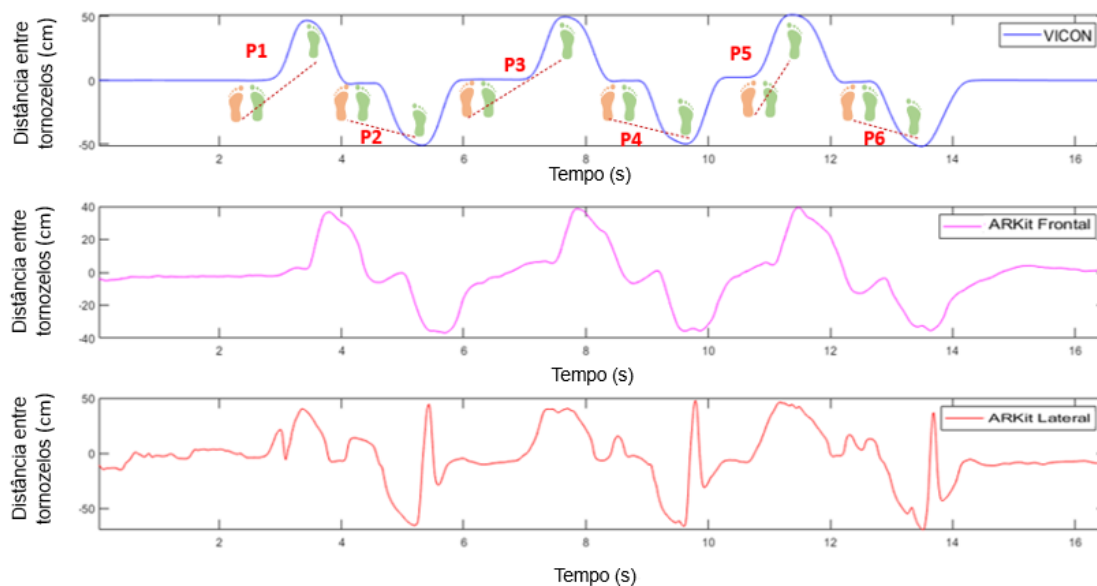
As curvas dos sinais expressas a seguir demonstram o acompanhamento dos sinais durante o movimento de flexo-extensão de tronco (figura 15) e passo para frente e para trás (figura 16) para voluntários que apresentaram resultados de alta correlação entre os sistemas.

Figura 15 - Sinais oriundos dos sistemas ARKit frontal e lateral em comparação com o sistema Vicon para o ângulo de flexo-extensão de tronco.



Fonte: a autora, 2023.

Figura 16 - Sinais oriundos dos sistemas ARKit frontal e lateral em comparação com o sistema Vicon para a distância entre tornozelos no sentido anteroposterior (AP).



Fonte: a autora, 2024.

Nota: Pegada verde: pé direito; Pegada laranja: pé esquerdo; P1: primeiro passo para frente com o pé direito (distância entre o tornozelo direito e esquerdo); P2: primeiro passo para trás com o pé direito; P3: segundo passo para frente com o pé direito; P4: segundo passo para trás com o pé direito; P5: terceiro passo com para frente com o pé direito; P6: terceiro passo para trás com o pé direito.

Os indicadores biomecânicos de excursão de tronco, amplitude RMS de flexo-extensão de tronco e tamanho do passo AP e ML são mostrados na tabela 4. Em termos absolutos, para verificar a exatidão da flexo-extensão de tronco em graus, o ARKit apresentou desvios relativamente altos em relação ao padrão-ouro, com aproximadamente 25,0° para a vista frontal e 12,0° para a vista lateral. A amplitude RMS de flexo-extensão do tronco apresentou aproximadamente 8,0° de desvio para o ARKit frontal em relação ao Vicon, enquanto apenas 3,3° de desvio foram encontrados para o ARKit lateral. Para o tamanho do passo, os resultados são mais razoáveis, visto que aproximadamente 1,0° de desvio foi encontrado em relação ao padrão-ouro para o movimento avaliado no plano de interesse.

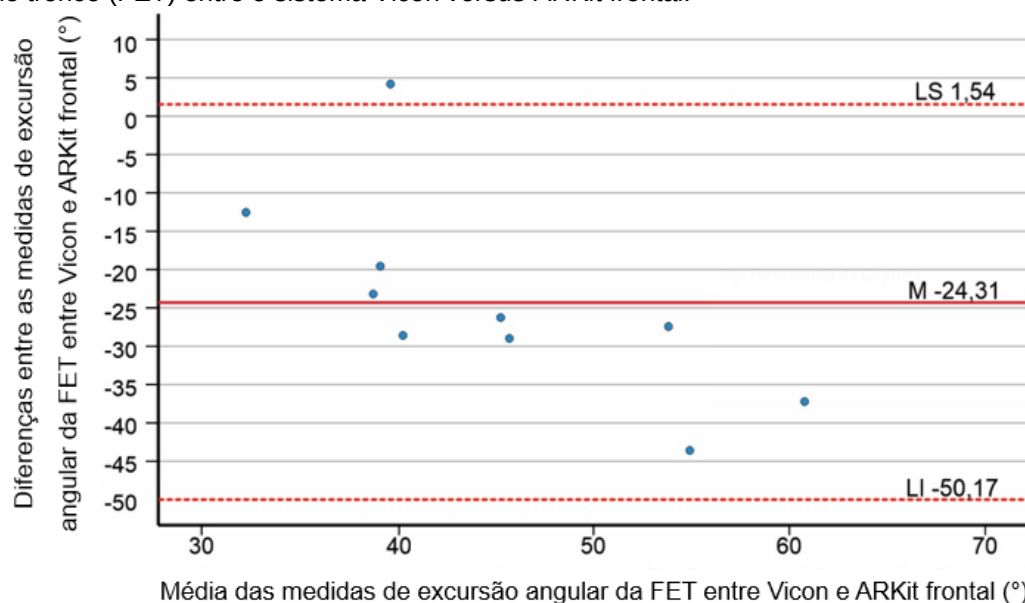
Tabela 4 - Média $\pm$ desvio-padrão do conjunto de todos os voluntários para as variáveis avaliadas pelos três sistemas.

Indicador biomecânico	Vicon	ARKit Frontal	ARKit Lateral
Excursão angular da flexo-extensão de tronco (°)	32,88 $\pm$ 6,33	57,20 $\pm$ 14,32	44,42 $\pm$ 14,50
Amplitude RMS da flexo-extensão de tronco (°)	11,44 $\pm$ 2,44	18,98 $\pm$ 6,21	14,78 $\pm$ 6,65
Tamanho do passo AP (cm)	30,62 $\pm$ 3,27	23,65 $\pm$ 4,11	29,30 $\pm$ 3,93
Tamanho do passo ML (cm)	36,01 $\pm$ 5,46	35,17 $\pm$ 5,82	21,15 $\pm$ 2,35

Fonte: a autora, 2023.

A comparação entre os sistemas realizada pela análise de Bland-Altman é apresentada nas próximas figuras (17 a 24).

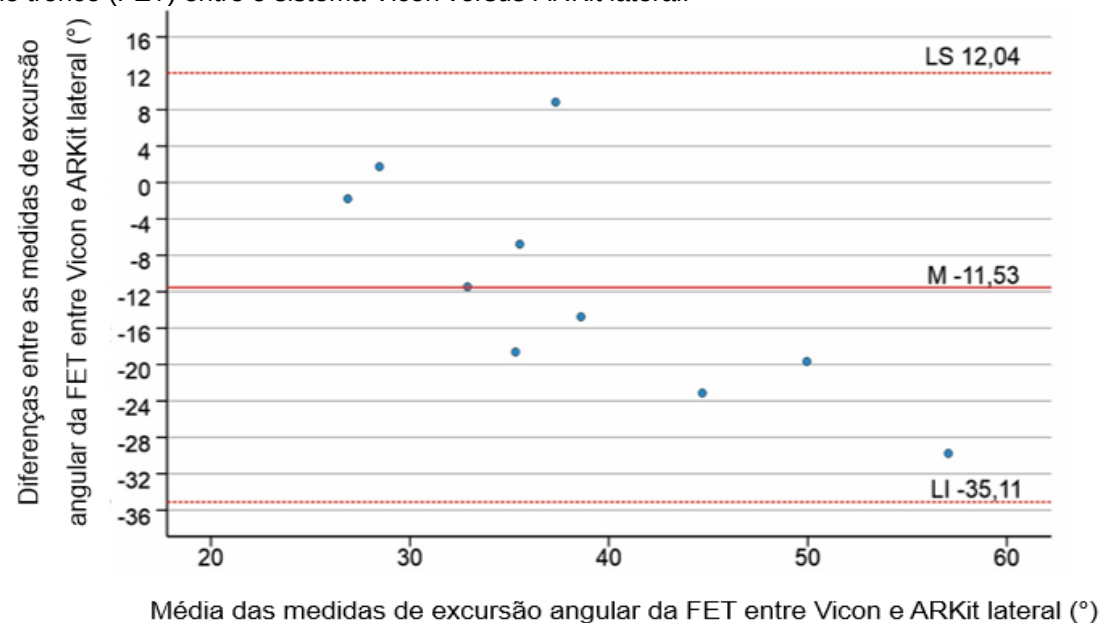
Figura 17 - Gráfico de Bland-Altman para comparação da excursão angular da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon *versus* ARKit frontal.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a média da diferença entre os sistemas (M) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância de 95% (limite superior, LS; limite inferior, LI). A média das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

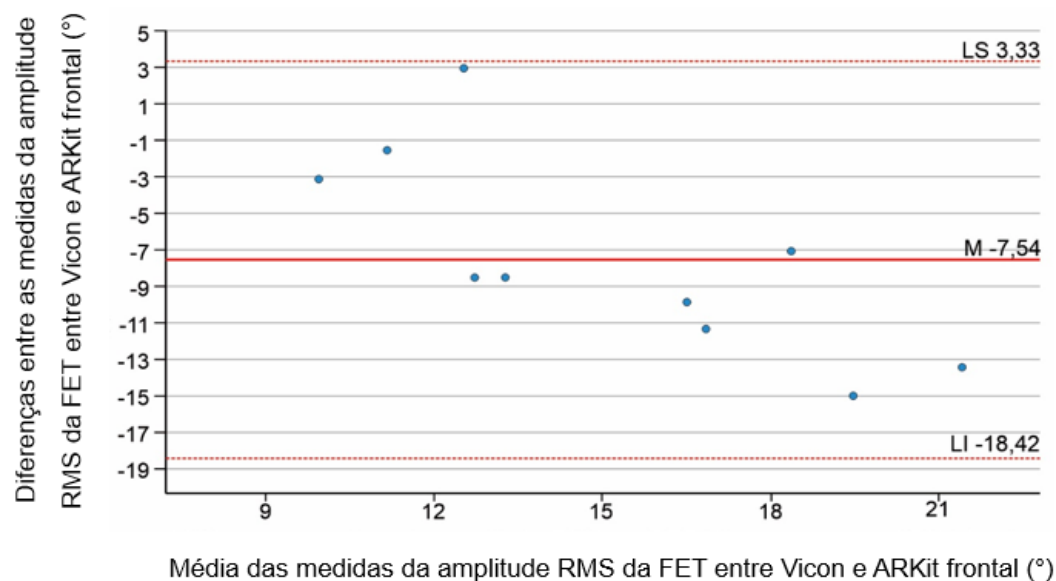
Figura 18 - Gráfico de Bland-Altman para comparação da excursão angular da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon *versus* ARKit lateral.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a média da diferença entre os sistemas (M) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância de 95% (limite superior, LS; limite inferior, LI). A média das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

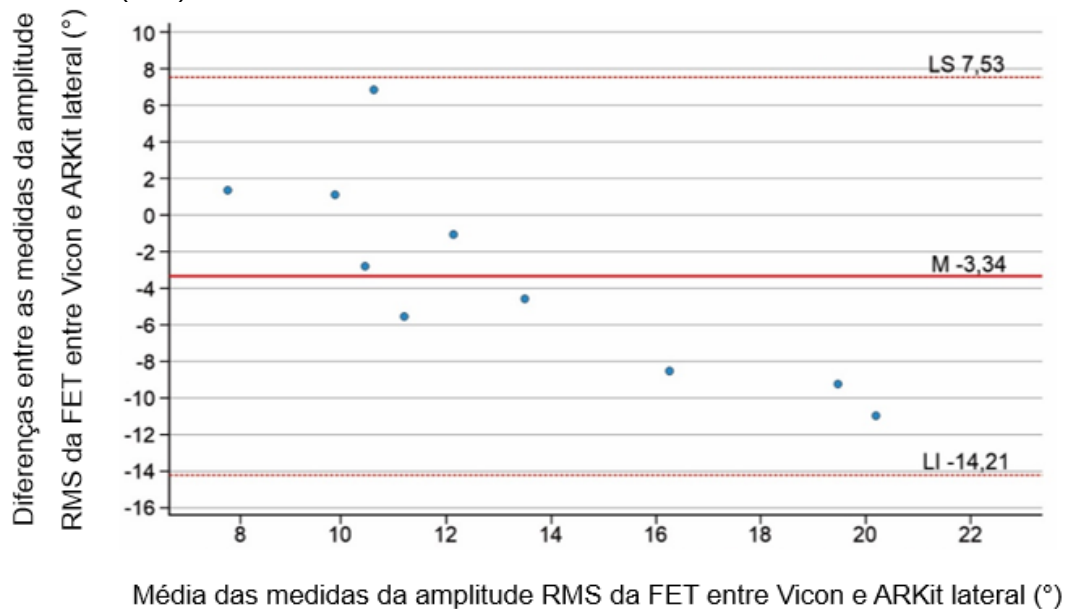
Figura 19 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação da amplitude RMS da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon *versus* ARKit frontal.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a média da diferença entre os sistemas (M) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância de 95% (limite superior, LS; limite inferior, LI). A média das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

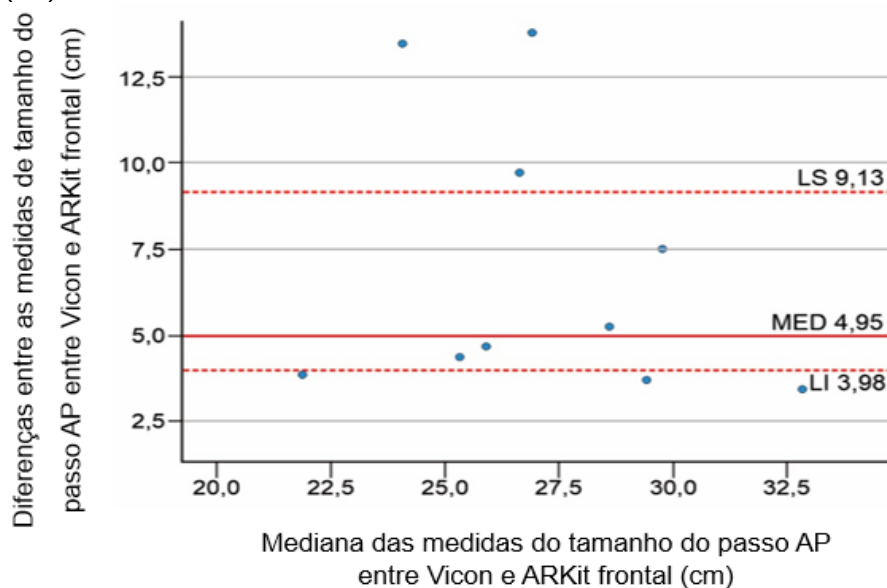
Figura 20 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação da amplitude RMS da flexo-extensão de tronco (FET) entre o sistema Vicon *versus* ARKit lateral.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a média da diferença entre os sistemas (M) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância de 95% (limite superior, LS; limite inferior, LI). A média das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

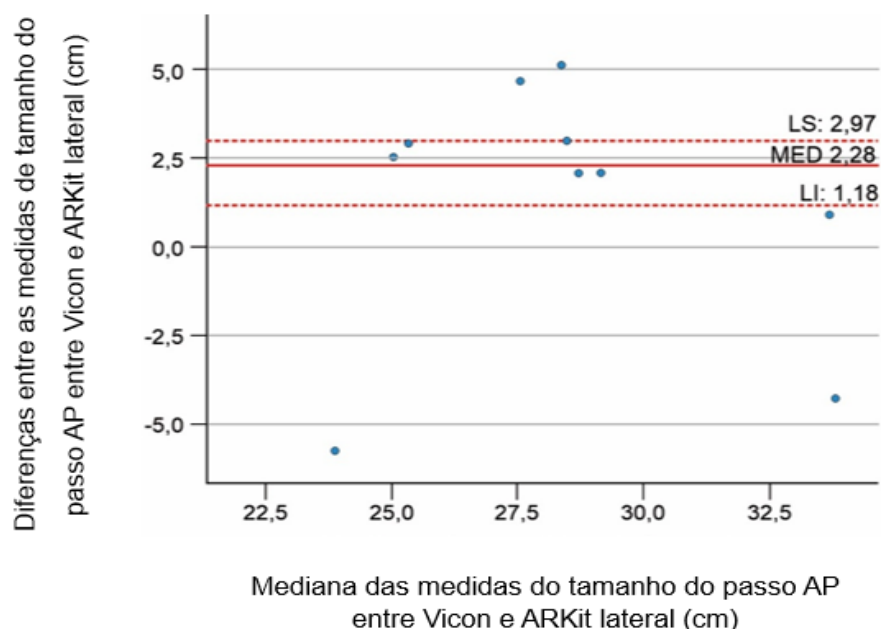
Figura 21 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo anteroposterior (AP) entre o sistema Vicon *versus* ARKit frontal.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a mediana da diferença entre os sistemas (Med) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância (limite superior, LS; limite inferior, LI) de acordo intervalos interquartis (IQR) de 25% e 75%. A mediana das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

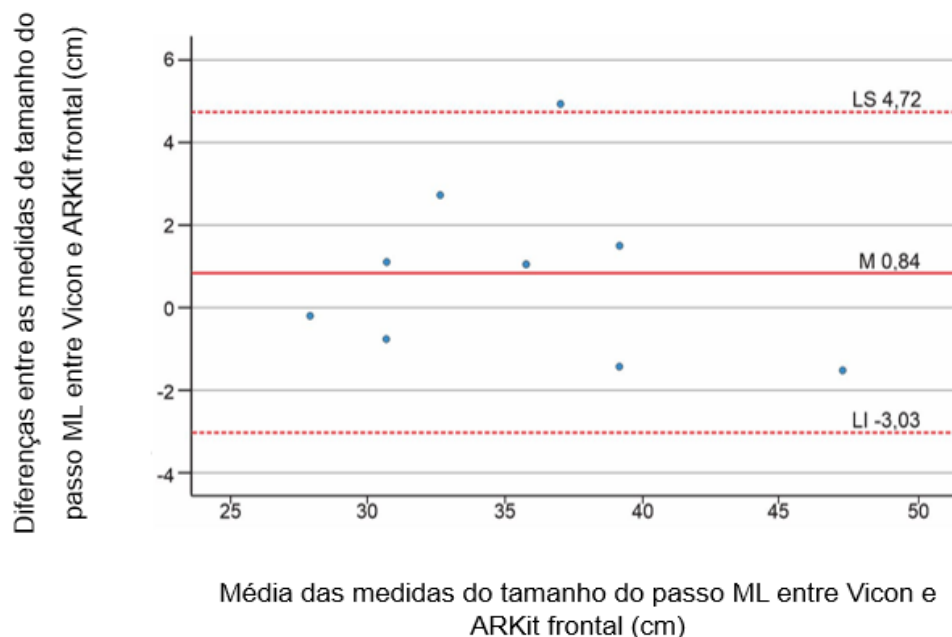
Figura 22 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo anteroposterior (AP) entre o sistema Vicon *versus* ARKit lateral.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a mediana da diferença entre os sistemas (Med) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância (limite superior, LS; limite inferior, LI) de acordo intervalos interquartis (IQR) de 25% e 75%. A mediana das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

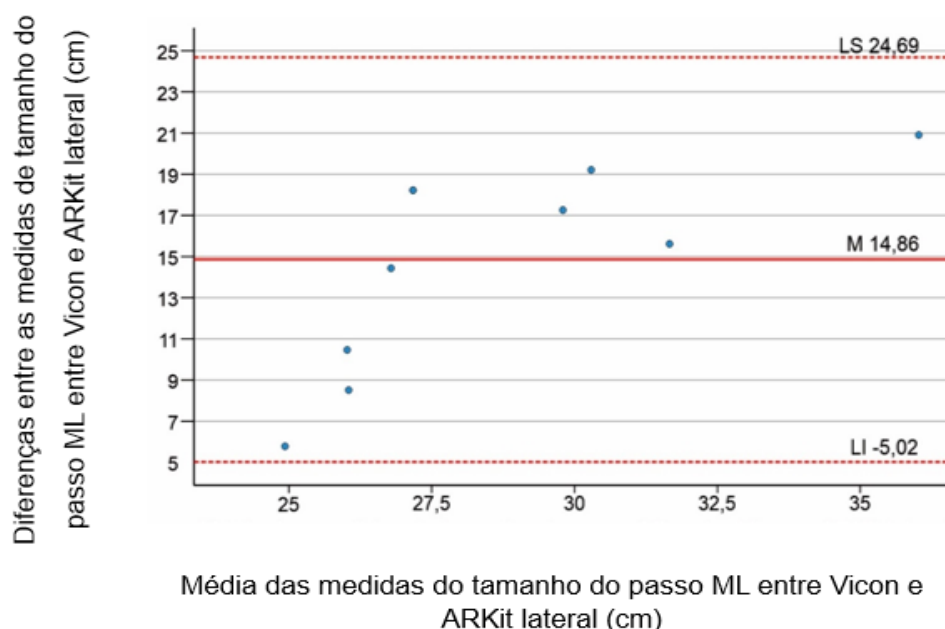
Figura 23 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo médio-lateral (ML) entre o sistema Vicon versus ARKit frontal.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a média da diferença entre os sistemas (M) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância de 95% (limite superior, LS; limite inferior, LI). A média das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

Figura 24 - Gráfico de Bland-Altman para a comparação do tamanho do passo médio-lateral (ML) entre o sistema Vicon versus ARKit lateral.



Fonte: a autora, 2023.

Nota: A linha vermelha contínua no centro indica a média da diferença entre os sistemas (M) e as linhas vermelhas pontilhadas indicam os limites de concordância de 95% (limite superior, LS; limite inferior, LI). A média das medidas entre os dois sistemas é plotada no eixo x do gráfico e a diferença entre as medidas dos dois sistemas é plotada no eixo y do gráfico.

Os resultados estatísticos para os valores de ICC entre os sistemas estão resumidos na tabela 5. A comparação entre o ARKit frontal e o sistema padrão-ouro demonstra concordância variável de pobre a boa entre os indicadores, enquanto para o ARKit lateral, valores de ICC refletem concordância predominantemente moderada (para excursão angular da flexo-extensão de tronco e valor RMS da flexo-extensão de tronco), pobre para o tamanho do passo ML e excelente para o tamanho do passo AP.

Tabela 5 - Valores de ICC entre os sistemas Vicon e ARKit para as variáveis avaliadas.

Intervalo de Confiança de 95%						
	Indicador	ICC	LI	LS	valor de p	Concordância
ARKit Frontal	Excursão angular da FET	0,16	-0,18	0,61	0,19	Pobre
	Amplitude RMS da FET	0,24	-0,29	0,72	0,17	Pobre
	Tamanho do passo AP	0,27	-0,22	0,72	0,09	Pobre
	Tamanho do passo ML	0,96	0,86	0,99	<0,01*	Excelente
ARKit Lateral	Excursão angular da FET	0,44	-0,37	0,83	0,09	Moderada
	Amplitude RMS da FET	0,50	-0,48	0,86	0,11	Moderada
	Tamanho do passo AP	0,67	-0,2	0,9	0,05*	Boa
	Tamanho do passo ML	0,07	-0,08	0,42	0,19	Pobre

Fonte: a autora, 2023.

Nota: ICC: Coeficiente de Correlação Intraclass; LI: Limite inferior; LS: Limite Superior; FET: Flexo-extensão de tronco; AP: Anteroposterior; ML: Médio-lateral; *valor significativo de p.

5 DISCUSSÃO

Esse estudo buscou validar o sistema sem marcadores ARKit em relação ao sistema Vicon para o movimento de flexo-extensão de tronco e para passos da marcha no sentido anteroposterior e médio-lateral.

Para atender ao primeiro objetivo de pesquisa, a análise da exatidão do sistema ARKit medida pelo RMSE indica que os sinais apresentaram desvios principalmente para a distância entre os tornozelos no passo AP medido pelo ARKit lateral (tabela 2), com erro de 24,36 centímetros. Pesquisas anteriores que estudaram o sistema ARKit não discutiram exatidão baseando-se em RMSE para fins comparativos (Reimer *et al.*, 2021; Reimer *et al.*, 2022). Outros estudos que avaliaram o tamanho do passo com sistemas sem marcadores também não consideraram o RMSE em centímetros para fins de comparação (Hooren *et al.*, 2023; Horsak *et al.*, 2023), mas sim as articulações dos membros inferiores em graus.

Na revisão sistemática de McGinley *et al.* (2009), estipulou-se que um erro de até 5,0° na cinemática da parte inferior do corpo seja considerado razoável para a locomoção. Apesar disso, Wochatz *et al.* (2019) reforçam que a análise da associação entre sistemas envolve dados específicos do campo de investigação e do objetivo de interesse. Na prática de reabilitação, por exemplo, a inspeção realizada pelo terapeuta é muito relevante para estabelecer uma avaliação completa e fidedigna, complementando os dados quantitativos coletados (McGinley *et al.*, 2009).

Horsak *et al.* (2023) avaliaram a magnitude de erros entre o sistema OpenCap em relação ao Vicon e encontraram diferenças significativas ao comparar a captura do sistema entre dois modelos de marcha. Para o movimento de flexo-extensão de tronco, Zhang *et al.* (2022) estimaram o RMSE entre um sistema sem marcadores e com marcadores em $9,6^\circ \pm 12,5^\circ$, indicando resultados semelhantes aos desta pesquisa ($13,53^\circ \pm 2,8^\circ$). Reimer *et al.* (2022) apresentaram desvios medidos pelo ARKit com base no erro absoluto para movimentos de agachamento, elevação lateral de ombros, polichinelos e entre outros, considerando diversas articulações (ombros, cotovelos, joelhos), variando de aproximadamente $3,75^\circ \pm 0,99^\circ$ a $47,06^\circ \pm 5,11^\circ$. Nesse cenário, é possível que os desvios admitidos nessa pesquisa

sejam semelhantes a esses achados, considerando a variação absoluta em graus para a excursão angular da flexo-extensão de tronco de $11,53^\circ$ (vista lateral) e $24,31^\circ$ (vista frontal) para o conjunto de voluntários avaliados (figuras 17 e 18).

Outro ponto de análise deste estudo foi medir a concordância entre os sistemas com base nos gráficos de Bland-Altman. Para a excursão angular (figura 17) e amplitude RMS (figura 19) comparadas com o ARKit frontal, proporção inferior à média das medidas entre os dois sistemas foi identificada. Os mesmos indicadores comparados com ARKit lateral apresentaram proporção igual à média das medidas entre os sistemas (figuras 18 e 20). Neste caso, presume-se que o ângulo de visão frontal permitiu maior superestimação dos dados por parte do ARKit, enquanto a vista lateral não apresentou indícios significativos de subestimação ou superestimação dos valores.

Para o tamanho do passo AP (figuras 21 e 22), proporções iguais foram encontradas em relação à mediana, sem indícios claros de subestimação ou superestimação das medidas do passo. Em contrapartida, para o tamanho do passo ML (figuras 23 e 24), o viés de proporção parece estar acima da média, indicando que os sistemas ARKit subestimaram os valores em relação ao padrão-ouro. Esses dados podem ser melhor analisados pela comparação entre as médias de resultados referidas de cada sistema (tabela 4), esclarecendo uma tendência à superestimação por parte do ARKit, de fato, para o movimento de tronco, e subestimação para os tamanhos dos passos. No estudo de Reimer *et al.* (2022), o sistema ARKit tendeu à subestimação para ângulos dos membros superiores, enquanto uma superestimação foi evidenciada para membros inferiores, inferindo resultados distintos ainda que relacionados a ângulos não estudados nesta pesquisa.

De forma complementar, os resultados do ICC servem para elucidar a concordância entre os sistemas. Observa-se valores inversamente proporcionais às taxas de erros encontradas para os indicadores avaliados. Além disso, os resultados permitem inferir que o ângulo de captura de movimento influenciou diretamente a exatidão da detecção. O movimento realizado no eixo anteroposterior, como a flexo-extensão de tronco, quando avaliado em vista lateral, apresentou resultados mais concordantes com o

padrão-ouro (ICC de 0,44 para o ARKit lateral *versus* 0,16 para o ARKit frontal). O movimento de passo para frente e para trás (indicador tamanho do passo AP) medido pelo ARKit lateral indicou concordância considerada boa (ICC de 0,67), assim como o passo para o lado (indicador tamanho do passo ML) medido pelo ARKit frontal demonstrou concordância considerada excelente (ICC de 0,96).

Estudos que avaliaram a exatidão de sistemas sem marcadores em diferentes posicionamentos obtiveram resultados semelhantes, de acordo com o ângulo de visão mais favorável à captura de movimento (Yeung *et al.*, 2021; Zhang *et al.*, 2022). Porém, no estudo de Bahadori *et al.* (2019) que verificou a exatidão do Kinect para mensurar o ângulo articular de abdução do quadril e flexão do joelho, apesar do sistema estar posicionado no plano coronal para avaliar o eixo correspondente ao movimento realizado, evidenciou-se um maior número de erros para a medição do ângulo articular do quadril e resultados melhores para a medição da flexão do ângulo do joelho. Nesse contexto, tais diferenças podem estar relacionadas ao exato posicionamento do sensor em relação ao voluntário de pesquisa.

Como inferido, o fator de oclusão parece ter influenciado os resultados, visto que, na posição frontal, os pontos de rastreamento do ARKit podem ter sido ocultados pelo movimento de flexo-extensão de tronco. Zhang *et al.* (2022) também relataram pontos de oclusão durante os movimentos de tronco avaliados por DeepLabCut e Anipose, ressaltando que ao atingir o limite de amplitude de movimento, o rastreamento é prejudicado pelo próprio segmento. Com isso, a falta de sensibilidade para capturar os pontos de rastreamento levam a estimativas imprecisas dos ângulos articulares. Similarmente, Reimer *et al.* (2022) perceberam que a auto-occlusão dos pontos de rastreamento ocorreram, principalmente, quando a visibilidade do sistema era prejudicada por um hemicorpo.

No que se refere ao terceiro objetivo dessa pesquisa, admite-se que o sistema sem marcadores foi capaz de acompanhar os sinais do padrão-ouro para alguns dos movimentos avaliados, como o de flexo-extensão de tronco medido pelos dois sistemas ARKit, passo para frente e para trás e passo para o lado medido pelo ARKit frontal. Como relatado, a execução dos movimentos foi sincronizada pelos sistemas de forma manual pelas pesquisadoras, além de ter

sido sincronizado em tempo por meio do corte do sinal a partir do movimento sinalizador solicitado. Nesse sentido, os sinais iniciaram sincronizados e depois atrasaram por conta do deslocamento das séries temporais, como no caso do passo para o lado medido pelo ARKit lateral (tabela 3). A maneira como o início e o final do movimento foi definida pode ter influenciado os valores de máxima correlação, o que é considerado uma limitação para esse estudo. Apesar disso, como sistemas distintos com suas próprias especificidades foram avaliados, certo grau de atraso era previsto.

Ao comparar os sinais dessa forma, buscou-se entender se a utilização do sistema sem marcadores poderia ser útil no contexto no controle motor, como alguns autores já evidenciaram ser possível por meio da correlação cruzada (Nelson-Wong *et al.*, 2009). Para exemplificar, pode-se citar a capacidade de determinar o início do movimento ou da ativação muscular para controle postural, estudar o tempo de resposta a estímulos e a progressão do movimento (Nelson-Wong *et al.*, 2009). O tempo de resposta é utilizado como uma medida clínica para avaliar desempenho cognitivo em idosos (Eika *et al.*, 2019), indivíduos acometidos por disfunções neurológicas (Souza *et al.*, 2021) ou comportamentais (Bolfer *et al.*, 2010), enfatizando o a relevância clínica dessa análise. Neste trabalho, o ARKit foi capaz de acompanhar as séries temporais do sistema Vicon de forma limitada, mas ainda assim possível a depender da variável de interesse e do ângulo de visão.

Ainda no contexto clínico, tratando-se da avaliação da amplitude de movimento da flexão de tronco, diversos instrumentos podem ser utilizados, sendo a radiografia simples considerada o método padrão para mensuração (Saur *et al.*, 1996). Apesar disso, a goniometria é amplamente utilizada em âmbito cinesiológico (Marques, 2014). A avaliação desse movimento pode ser realizada considerando o interesse do profissional em obter dados quantitativos, como para evidenciar restrições em relação ao avanço da idade (Fitzgerald *et al.*, 1983), à presença de disfunções ortopédicas (Thomas *et al.*, 1998) e, ainda, para acompanhar o ganho ou perda de flexibilidade do segmento do tronco (Chertman *et al.*, 2010). Não há relatos claros na literatura sobre um parâmetro aceitável de erro inter-avaliadores e intra-avaliadores para a goniometria de tronco, porém, sabe-se que há uma baixa confiabilidade definida para análise do tronco (Santos *et al.*, 2011). Ainda assim, é um método

bastante difundido, apesar de subjetivo a depender do avaliador, do posicionamento do goniômetro e do segmento avaliado, e que poderia ser complementado por um sistema de captura de movimento acessível, tal como o ARKit.

Para análise da excursão angular da flexo-extensão de tronco, o sistema ARKit posicionado em vista lateral demonstrou ser mais promissor em relação ao ângulo de visão frontal. Nesse caso, é possível supor que sua prática seja limitada para detecção pequenas amplitudes devido às taxas de erro relativamente altas (RMSE de $10,85^\circ$). Apesar disso, junto à análise de um profissional da saúde capaz de realizar uma inspeção cuidadosa, poderia ser útil para identificar a progressão geral do movimento e desvios de amplitude mais grosseiros, como em casos de restrição de mobilidade da coluna vertebral, de cunho ortopédico — a exemplo de hérnia de disco, espondilite anquilosante, escoliose e demais afecções (Knoplich, 2015) — e neurológico, como no acidente vascular cerebral, esclerose múltipla e paralisia cerebral (Knoplich, 2015).

A detecção do passo para frente e para trás apresentou fragilidade dos resultados. Com o sensor em vista frontal, o sistema ARKit foi capaz de acompanhar a progressão do movimento, mas, ainda assim, bem distante do idealizado (CCF próximo de 1,0). O nível de baixa concordância foi confirmado pelo ICC de 0,27. O ARKit em vista lateral, por sua vez, demonstrou boa concordância pelo ICC (0,67), mas ao ser avaliado pela correlação cruzada, não apresentou acompanhamento das séries temporais de forma razoável, o que significa dizer que não pode ser recomendado na prática clínica.

Em contrapartida, os resultados mais otimistas foram expressos pela variável de distância entre os tornozelos medida no eixo médio-lateral (representada pelo movimento de passo lateral), capturada pelo ARKit em posição frontal (0° em relação ao voluntário). Os sinais do ARKit acompanharam as séries temporais do Vicon durante a maior parte do movimento. A medição da variável apresentou baixo valor de erro absoluto (0,84 cm) e RMSE ($14,68 \pm 7,04$ cm) quando comparada às demais variáveis e, ainda, ICC considerado excelente (0,96) para concordância entre os sistemas. Nesse sentido, é possível recomendar o sistema ARKit para análise desse movimento. Uma possibilidade de aplicação seria acompanhar a evolução do

tratamento ou do comprometimento na Doença de Parkinson, cujo sinal característico é a marcha festinante com passos curtos e letárgicos (Miller *et al.*, 2020). A avaliação do tamanho da base de suporte para análise do equilíbrio estático ou dinâmico é outro ponto de aplicação. Também é possível prever sua aplicação em outros contextos neurológicos, como no AVC (Davies, 1996); em contextos ortopédicos, como na recuperação de cirurgias de joelho (Gianzina *et al.*, 2023) e quadril (Bahl *et al.*, 2018) e com ênfase em acompanhar tarefas funcionais em idosos (Granacher *et al.*, 2013). Por ser portátil, o ARKit seria um facilitador em ambientes ambulatoriais e hospitalares, por exemplo, contribuindo para avaliar o progresso dos indivíduos nessa tarefa, otimizando tempo e favorecendo o armazenamento de dados.

Outra potencialidade desse estudo é explicitar a correspondência realizada entre marcadores do sistema Vicon e os pontos rastreáveis do ARKit. Não havia sido encontrado na literatura até o presente momento essa comparação, o que dificulta a realização de estudos homogêneos. Nesse sentido, a escolha dos marcadores também pode ter influenciado os resultados.

Este estudo apresenta algumas limitações. Mais voluntários de pesquisa poderiam oferecer parâmetros mais fidedignos sobre os resultados encontrados. A dispersão encontrada na análise de Bland-Altman, por exemplo, poderia ser melhor explorada com mais medidas de avaliação. Além disso, o fato de o estudo ter sido realizado somente com voluntários hígidos permite apenas supor as replicações em indivíduos acometidos por afecções, uma vez que assimetrias posturais poderiam influenciar os resultados de sensibilidade e exatidão do sistema sem marcadores.

Como a flexo-extensão de tronco foi avaliada somente na postura sentada, sugere-se também uma análise em ortostase para verificar se existem diferenças significativas influenciadas pelo posicionamento do voluntário. Outro ponto a ser considerado é que novos estudos avaliem a exatidão do sistema ARKit com outras possibilidades de ângulos de visão, como a 30°, 45° e 60° em relação ao voluntário, de modo a comparar esses resultados. Novos estudos também podem explorar a influência de outros marcadores e pontos rastreáveis escolhidos para delimitar os segmentos corpóreos.

Por fim, a análise de movimentos realizados em planos diversos podem ser interessantes para essa investigação, como aqueles realizados no plano transversal, uma vez que os movimentos de tronco geralmente ocorrem combinados e não puros em um único eixo. Estudos futuros poderiam suprir essas limitações e, ainda, medir a reprodutibilidade (teste-reteste) das medidas.

6 CONCLUSÕES

O sistema sem marcadores corporais ARKit apresentou desvios em relação ao padrão-ouro no que se refere à exatidão da maior parte das medidas avaliadas. Concordância excelente foi encontrada somente para o tamanho do passo medido no sentido médio-lateral pelo ARKit posicionado em vista frontal. A exatidão das medidas foi influenciada pelo posicionamento da câmera, visto que movimentos realizados no eixo anteroposterior foram favorecidos pela captura do ARKit em vista lateral, assim como o movimento realizado no eixo médio-lateral foi favorecido pelo ARKit frontal. O ARKit acompanhou as séries temporais do sistema Vicon principalmente durante os movimentos de flexo-extensão de tronco em ambos os ângulos de visão e para todos os movimentos capturados pela vista frontal.

Portanto, a validade do sistema ARKit está condicionada ao movimento executado e ao posicionamento da câmera em relação ao movimento capturado. A visibilidade do corpo do voluntário deve ser considerada em relação ao ângulo de visão do sensor para melhorar a exatidão da captura, procurando evitar o fator oclusão dos pontos rastreados.

REFERÊNCIAS

APPLE DEVELOPER. ARKit: Capturing Body Motion in 3D. Available online: https://developer.apple.com/documentation/arkit/content_anchors/capturing_body_motion_in_3d. Acesso em 17 nov. 2022.

ARTIGAS, N. *et al.* Postural instability and falls are more frequent in Parkinson's disease patients with worse trunk mobility. **Arq. Neuropsiquiatr.**, v.74, n.7, p.519-523, 2016.

BAHADORI, S. *et al.* Validation of joint angle measurements: comparison of a novel low-cost marker-less system with an industry standard marker-based system. **Journal of Medical Engineering and Technology**, v.43, n.1, p.19-24, 2019.

BAHL, J.S. *et al.* Biomechanical changes and recovery of gait function after total hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. **Osteoarthritis Cartilage**, v.26, n.7, 2018.

BASIRATZADEH, S.; LEMAIRE, E. D.; BADDOUR, N. Augmented Reality Approach for Marker-based Posture Measurement on Smartphones. **Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.**, p.4612-4615, 2020.

BEHM, D.G. *et al.* The use of instability to train the core musculature. **Appl Physiol Nutr Metab.**, v.35, n.1, p.91-108, 2010.

BOLFER, C. *et al.* Reaction time assessment in children with ADHD. **Arq Neuropsiquiatr**, v.68, n.2, p.282-286. 2010.

BONNECHÈRE, B. *et al.* 3D analysis of upper limbs motion during rehabilitation exercises using the kinect™ sensor: development, laboratory validation and clinical application. **Sensors** (Switzerland), v.18, n.7, p.1-18, 2018.

BUTCHER, S.J. *et al.* The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.37, n.5, p.223-231, 2007.

CASTELLANOS, A.E.O.; LIU, C.; SHI, C. Deep Mobile Linguistic Therapy for Patients with ASD. **Int. J. Environ. Res. Public Health**, v.19, p.1-17, 2022.

CHERTMAN, C. *et al.* Estudo comparativo do arco de movimento da coluna lombar em indivíduos praticantes e não praticantes de esporte. **Rev. Bras. Ortop.**, v.45, n.4, p.389-394, 2010.

CICCHETTI, D. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. **Psychological assessment**, v.6, n.4, p.284, 1994.

CORAZZA, S. *et al.* Markerless motion capture through visual hull, articulated ICP and subject specific model generation. **International Journal of Computer Vision**, v.87, n.1-2, p.156-169, 2010.

DAVIES, P. M. **Exatamente no centro**: atividade Seletiva do tronco no tratamento da hemiplegia no adulto. 1. ed. São Paulo: Manole, p.2-63, 1996.

DEWAR, R.; LOVE, S.; JOHNSTON, L.M. Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: a systematic review. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.57, p.504-520, 2014.

EIKA, F. *et al.* Reference data on hand grip and lower limb strength using the Nintendo Wii balance board: a cross-sectional study of 354 subjects from 20 to 99 years of age. **BMC Musculoskeletal Disord**, v.20, n.1, 2019.

ELTOUKHY, M. *et al.* (2017). Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. **Gait and Posture**, v.51, p.77-83, 2017.

FAITY, G.; MOTTET, D.; FROGER, J. Validity and Reliability of Kinect v2 for Quantifying Upper Body Kinematics during Seated Reaching. **Sensors**, v.22, n.7, p.1-18, 2022.

FITZGERALD, G.K. *et al.* Objective assessment with establishment of normal values for lumbar spinal range of motion. **Phys Ther.**, v.63, n.11, p.1776-1781, 1983.

FORBECK, C.R.H. **Exergame aplicado à dançaterapia com captura de movimento corporal para reabilitação pós-AVC**. Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Dissertação de Mestrado, Curitiba, 2021.

GIANZINA, E. *et al.* Evaluation of gait recovery after total knee arthroplasty using wearable inertial sensors: A systematic review. **Knee**, v.41, p.190-203, 2023.

GIL, A.C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4.ed., São Paulo: Editora Atlas, 2002.

GRANACHER, U. *et al.* The Importance of Trunk Muscle Strength for Balance, Functional Performance, and Fall Prevention in Seniors: A Systematic Review. Core Strength and Balance Performance. **Sports Med**, 2013.

HARSTED, S. *et al.* Concurrent validity of lower extremity kinematics and jump characteristics captured in pre-school children by a markerless 3D motion capture system. **Chiropractic and Manual Therapies**, v.27, n.1, p.1-16, 2019.

HAYKIN, Simon S.; VAN VEEN, Barry. **Sinais e sistemas**. Porto Alegre: Bookman, p.668, 2001.

HLAING, S.S. *et al.* Effects of core stabilization exercise and strengthening exercise on proprioception, balance, muscle thickness and pain related

outcomes in patients with subacute nonspecific low back pain: a randomized controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v.22, n.998, p.1-13, 2021.

HODGES, P.; RICHARDSON, C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. **Spine**, v.21, n.22, p.2640-2650, 1996.

HOOREN, B.V. *et al.* The accuracy of markerless motion capture combined with computer vision techniques for measuring running kinematics. **Scand J Med Sci Sports**, v.33, p.966-978, 2023.

HORSAK, B. *et al.* Concurrent validity of smartphone-based markerless motion capturing to quantify lower-limb joint kinematics in healthy and pathological gait. **Journal of Biomechanics**, v.159, p.1-7, 2023.

HOUGLUM, P.A.; BERTOTI, D.B. **Cinesiologia Clínica De Brunnstrom**. Editora Manole, São Paulo, 6.ed., p.347-366, 2014.

HUNGERFORD, B.; GILLEARD, W.; HODGES, P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. **Spine**, v.28, n.14, p.1593-600, 2003.

HRYSOMALLIS, C. Balance ability and athletic performance. **Sports Med.**, v.41, 2011.

ITO, N. *et al.* Markerless motion capture: What clinician-scientists need to know right now. **JSAMS Plus**, v.1, p.1-8, 2022.

JAËN-CARRILLO, D. *et al.* Level of Agreement between the MotionMetrix System and an Optoelectronic Motion Capture System for Walking and Running Gait Measurements. **Sensors**, v.23, n.4576, p.1-10, 2023.

JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY (JCGM). **International vocabulary of metrology**: Basic and general concepts and associated terms (VIM). 3. ed., 2012.

KANKO, R. M. Assessment of spatiotemporal gait parameters using a deep learning algorithm-based markerless motion capture system. **Journal of Biomechanics**, v.122, p.1-7, 2021.

KIBLER, W.B.; PRESS, J.; SCIASCIA A. The role of core stability in athletic function. **Sports Med.**, v.36, n.3, 2006.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**. 4. ed., Barueri, São Paulo: Manole, p.46-109, 2015.

LEE, S. H. *et al.* Markerless 3D Skeleton Tracking Algorithm by Merging Multiple Inaccurate Skeleton Data from Multiple RGB-D Sensors. **Sensors**, v.22, n.9, 2022.

LIM, D. *et al.* Use of the microsoft kinect system to characterize balance ability during balance training. **Clinical Interventions in Aging**, v.10, p.1077-1083, 2015.

LÓPEZ-LÍRIA, R. *et al.* Efficacy of Specific Trunk Exercises in the Balance Dysfunction of Patients with Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sensors**, v.23, n.1817, p.1-17, 2023.

MA, M.; PROFFITT, R.; SKUBIC, M. Validation of a Kinect V2 based rehabilitation game. **PLoS ONE**, v.13, n.8, p.1-15, 2018.

MARINO, E. *et al.* Benchmarking Built-In Tracking Systems for Indoor AR Applications on Popular Mobile Devices. **Sensors**, v.22, n.5382, p.1-17, 2022.

MARQUER, A.; BARBIERI, D.; PÉRENNOU, G. The assessment and treatment of postural disorders in cerebellar ataxia: A systematic review. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v.57, p.67-78, 2014.

MARQUES, A.P. **Manual de Goniometria**. 3.ed. Barueri: Manole, p.109, 2014.

MAYER, T.G. *et al.* Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. **Spine**, v.9, n.6, p.588-596, 1984.

MILLER, K.J. *et al.* Physiotherapy for freezing of gait in Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. **Rev Neurol.**, v.70, n.5, p.161-170, 2020.

MOESLUND, T. B.; GRANUM, E. A survey of computer vision-based human motion capture. **Computer Vision and Image Understanding**, v.81, n.3, p.231-268, 2001.

MORO, M. *et al.* Markerless vs. Marker-Based Gait Analysis: A Proof of Concept Study. **Sensors**, v.22, n.5, p.1-15, 2022.

MÜLLER, B. *et al.* Validation of enhanced kinect sensor based motion capturing for gait assessment. **PLoS ONE**, v.12, n.4, p. 14-16, 2017.

NELSON-WONG, E. *et al.* Application of Autocorrelation and Crosscorrelation Analyses in Human Movement and Rehabilitation. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.29, n.4, 2009.

PAULSEN, F.; WASCHKE, J. **Atlas de Anatomia humana Sobotta**: anatomia geral e sistema neuromuscular. 24.ed., v.1, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.56, 2019.

PEREZ, C.R. *et al.* **Medidas e avaliação em educação física** [recurso eletrônico]. Revisão técnica: Anneliese Schonhorst. Porto Alegre: SAGAH, p.21, 2020.

PEREZ-MARCOS, D. Virtual reality experiences, embodiment, videogames and their dimensions in neurorehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.15, n.1, p.1-8, 2018.

PIROVANO, M. *et al.* Exergaming and rehabilitation: A methodology for the design of effective and safe therapeutic exergames. **Entertainment Computing**, v.14, p.55-65, 2016.

RAZAVIAN, R. S.; GREENBERG, S.; MCPHEE, J. Biomechanics imaging and analysis. **Encyclopedia of Biomedical Engineering**, v.1-3, 2019.

REIMER, L. M. *et al.* Evaluating 3D Human Motion Capture on Mobile Devices. **Applied Sciences** (Switzerland), v.12, n.10, p.1-29, 2022.

REIMER, L.M *et al.* Mobile Motion Tracking for Disease Prevention and Rehabilitation Using Apple ARKit. **Navigating Healthcare Through Challenging Times**, p.78-86, 2021.

RICHARDSON, C.A. *et al.* The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. **Spine**, v.27, n.4, p.39-405, 2002.

RINALDIN, C.D.P. **Papel da especialização hemisférica cerebral e da preferência lateral na coordenação articular em posturas verticais com assimetrias**. Projeto de Teste de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Curitiba, p.78, 2022.

RIVERA, C. E. Core and lumbopelvic stabilization in runners. **Phys. Med. Rehabil. Clin. North Am.**, v.27, p.319-337, 2016.

SANTOS, J.D.M.D *et al.* Confiabilidade inter e intraexaminadores nas mensurações angulares por fotogrametria digital e goniometria. **Fisioter Mov.**, v.24, n.3, 2011.

SASAKI, S. *et al.* Core-Muscle Training and Neuromuscular Control of the Lower Limb and Trunk. **Journal of Athletic Training**, v.54, n.9, p.959-969, 2019.

SAUR, P.M, *et al.* Lumbar range of motion: reliability and validity of the inclinometer technique in the clinical measurement of trunk flexibility. **Spine**, v.21, n.11, p.1332-1338, 1996.

SCHOBER, P., BOER, C.; SCHWARTE, L. A. Correlation coefficients: Appropriate use and interpretation. **Anesthesia and Analgesia**, v.126, n.5, p.1763-1768, 2018.

SELVES, C.; STOQUART, G.; LEJEUNE, T. Gait rehabilitation after stroke: review of the evidence of predictors, clinical outcomes and timing for interventions. **Acta Neurologica Belgica**, v.120, n.4, 783-790, 2020.

SHARROCK C. *et al.* A Pilot Study of Core Stability and Athletic Performance: Is There a Relationship? **Int. J. Sports Phys. Ther.**, v.6, n.2, p.63-74, 2011.

SONG, K. *et al.* Markerless motion capture estimates of lower extremity kinematics and kinetics are comparable to marker-based across 8 movements. **bioRxiv**. Preprint., v.1, 2023.

SOUZA, S.B.A. *et al.* Descrição do tempo de reação motora nas faixas etárias e gênero. **Rev Neurocienc.**, v.29, 2021.

THOMAS, E. *et al.* Association between measures of spinal mobility and low back pain. An analysis of new attenders in primary care. **Spine**, v.23, n.3, p.343-347, 1998.

VAN CRIEKINGE, T. *et al.* The effectiveness of trunk training on trunk control, sitting and standing balance and mobility post-stroke: a systematic review and meta-analysis. **Clinical Rehabilitation**, v.33, n.6, p. 992-1002, 2019.

VAN DER KRUK, E.; REIJNE, M. M. Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. **European Journal of Sport Science**, v.18, n.6, p. 806-819, 2018.

VICON. *Vicon Motion Systems Ltd. Plug-in Gait Reference Guide*, 201.

Disponível em:

[https://docs.vicon.com/display/Nexus25/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus?preview=/50888706/50889377/Plug-in Gait Reference Guide.pdf](https://docs.vicon.com/display/Nexus25/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus?preview=/50888706/50889377/Plug-in+Gait+Reference+Guide.pdf). Acesso em 05 jan. 2023.

VICON NEXUS. **Product Guide**. p.1-362, 2015. Disponível em:

http://documentation.vicon.com/nexus/v2.2/Nexus1_8Guide.pdf. Acesso em 20 dez. 2022.

VOCABULÁRIO INTERNACIONAL DE METROLOGIA. **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM)**. Ministério Do Desenvolvimento, Indústria E Comércio Exterior Instituto Nacional De Metrologia, Normalização E Qualidade Industrial-Inmetro. Portaria Inmetro n.º 319 de 23 de outubro de 2009.

VONSTAD, E. K. *et al.* Performance of machine learning models in estimation of ground reaction forces during balance exergaming. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.19, n.1, p.1-12, 2022.

WINTER, D.A. **Biomechanics And Motor Control Of Human Movement**. 4.ed., 2009.

WOCHATZ, M. *et al.* Reliability and validity of the Kinect V2 for the assessment of lower extremity rehabilitation exercises. **Gait and Posture**, v.70, p.330-335, 2019.

YAGCI, G.; YAKUT, Y. Core stabilization exercises versus scoliosis-specific exercises in moderate idiopathic scoliosis treatment. **Prosthet Orthot Int.**, v.43, n.3, p.301-308, 2019.

YEO, S.S.; PARK G,Y. Accuracy verification of spatio-temporal and kinematic parameters for gait using inertial measurement unit system. **Sensors**, v.20, p.1343, 2020.

YEUNG, L. F. *et al.* Effects of camera viewing angles on tracking kinematic gait patterns using Azure Kinect, Kinect v2 and Orbbec Astra Pro v2. **Gait and Posture**, v.87, p.19-26, 2021.

ZAZULAK, B. T. *et al.* The Effects of Core Proprioception on Knee Injury. **Am. J. Sports Med.**, v.35, n.2, p.368-373, 2007.

ZEMKOVÁ, E.; ZAPLETALOVÁ, L. The Role of Neuromuscular Control of Postural and Core Stability in Functional Movement and Athlete Performance. **Front. Physiol.**, v.13, p.1-21, 2022.

ZHANG, C. *et al.* Pilot Validation Study of Inertial Measurement Units and Markerless Methods for 3D Neck and Trunk Kinematics during a Simulated Surgery Task. **Sensors**, v.22, n.21, p. 8342, 2022.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar do estudo “Desenvolvimento de Jogos Sérios para Auxílio à Reabilitação Pós-AVC”, que tem como objetivo desenvolver um jogo sério para auxílio à reabilitação motora pós-AVC, que responda às necessidades reais e forneçam informações baseadas em dados biomecânicos para auxílio das decisões terapêuticas. Acreditamos que essa pesquisa seja importante porque levará à criação de um novo recurso tecnológico para auxiliar pacientes que sofrem com as sequelas do AVC e precisam da fisioterapia para melhorar sua qualidade de vida.

PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

A sua participação no referido estudo será de comparecer ao Laboratório de Motricidade Humana (LAMH) localizado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR), rua Av. Senador Salgado Filho, 555, Curitiba/PR, para participar de uma sessão experimental, com duração aproximada de 3h. Nessa sessão, será solicitado que você forneça algumas informações e algumas medidas corporais. Depois, você irá realizar alguns movimentos simples em posição em pé ou sentada, sobre uma superfície firme. Durante essa tarefa, seus movimentos serão registrados por câmeras. Você precisará estar vestido com roupas justas e que deixem algumas partes do seu corpo expostas (shorts e camiseta sem mangas), pois serão coladas pequenas bolinhas em alguns pontos como ombros, joelhos, quadril, pernas e pés.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Através deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido você está sendo alertado de que, da pesquisa a se realizar, não haverá benefícios para você. Bem como, também que é possível que aconteçam os seguintes desconfortos ou riscos em sua participação, tais como sentir-se envergonhado por estar com algumas partes do corpo expostas e sentir algum desconforto durante a colagem dos marcadores (bolinhas). Um risco muito baixo é de ter alergia à cola dos marcadores. Para minimizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as seguintes medidas: não haverá pessoas no laboratório que não estejam envolvidas na pesquisa; a colagem dos marcadores será realizada por acadêmico ou professor do curso de Fisioterapia; a cola dos marcadores é hipoalergênica.

SIGILO E PRIVACIDADE

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

AUTONOMIA

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

RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO

Caso tenha qualquer despesa decorrente da participação nesta pesquisa, tais como transporte, alimentação entre outros, haverá ressarcimento dos valores gastos na forma seguinte: depósito em conta corrente. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente de sua participação no estudo, você será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

CONTATO

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Elisangela Ferretti Manffra, Ana Paula Cunha Loureiro, Cláudia Maria Cabral Moro Barra, Carlos Rafael Hasselmann Forbeck, Luana Marcela de Miranda e com eles você poderá manter contato pelos telefones (41)98404-0690, (41) 99967-0707, (41) 991076258, (41) 99820-1007, (41) 99750-9271.

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

DECLARAÇÃO

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

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

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

Local, ____ de _____ de ____.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

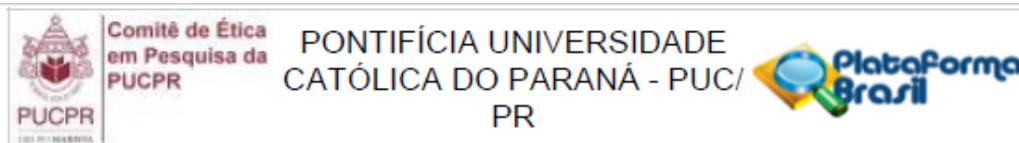
USO DE IMAGEM E/OU ÁUDIO

Autorizo o uso de minha imagem para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a apresentações em eventos científicos ou acadêmicos.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

ANEXO A - PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Desenvolvimento de Jogos Sérios para Auxílio à Reabilitação Pós AVC

Pesquisador: Elisangela Ferretti Manfra

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 25564919.2.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.855.085

Apresentação do Projeto:

Segundo a pesquisadora: "Esse projeto visa o desenvolvimento de jogos sérios para reabilitação motora pós -AVC a partir do levantamento de necessidades de serviços de saúde que oferecem fisioterapia para esse público. Serão realizadas visitas de observação e entrevistas com fisioterapeutas, pacientes e cuidadores a fim de levantar informações que possam auxiliar no desenvolvimento do jogo sério. Será elaborado um protótipo de jogo sério, usando um smart phone Apple e uma ferramenta de realidade aumentada. A precisão dos dados biomecânicos fornecidos pelo protótipo será avaliada no

Laboratório de Motricidade Humana da PUCPR, comparando-os com aqueles obtidos pelo sistema Vicon (padrão ouro). A usabilidade do sistema será avaliada aplicando-se uma escala ("system usability scale") já validada em língua portuguesa."

Ainda: "A metodologia demandará a participação de 3 grupos de voluntários para levantar as necessidades a serem atendidas pelo jogo sério para atingir os objetivos terapêuticos da reabilitação motora pós-AVC e avaliar o protótipo segundo critérios de usabilidade.

Esses grupos serão compostos por pacientes, cuidadores e terapeutas de clínicas e hospitais que prestam atendimento a pacientes pós-AVC em fase crônica ou subaguda. Será também necessária a participação de um grupo de indivíduos hígidos (GH) somente para avaliar a confiabilidade dos dados biomecânicos capturados pelo jogo."

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-001

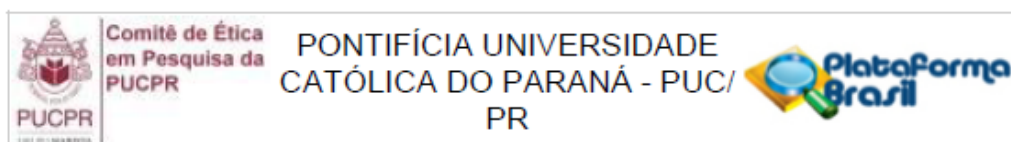
UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2103

Fax: (41)3271-2103

E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 3.855.085

Objetivo da Pesquisa:

No projeto foi descrito o seguinte objetivo da pesquisa:

- 1) Primário: "O objetivo geral desse projeto é desenvolver um jogo sério para auxílio à reabilitação motora pós-AVC, que responda às necessidades reais e forneçam informações baseadas em dados biomecânicos para auxílio a decisões terapêuticas."
- 2) Específicos: "OE1: Levantar as necessidades a serem atendidas pelo jogo sério para atingir os objetivos terapêuticos da reabilitação motora pós-AVC. OE2: Desenvolver um protótipo de jogo, com foco no gameplay, de forma a buscar e criar novas técnicas de game design e gamificação para melhor engajar pessoas com AVC. OE3: Avaliar o protótipo segundo critérios de usabilidade. OE4: Avaliar a confiabilidade dos dados biomecânicos capturados pelo jogo sério."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

A pesquisadora elenca no projeto, os seguintes Riscos e Benefícios da pesquisa:

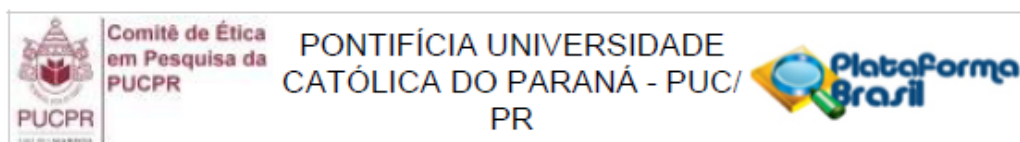
- 1) Riscos: "Riscos para os grupos GP, GC e GF: Ser exposto a riscos mínimos como cansaço, desconforto pelo tempo gasto durante as observações e entrevista, e ao lembrar algumas sensações diante do vivido com situações desgastantes. Para minimizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as seguintes medidas: Se isto ocorrer, as atividades poderão ser interrompidas e retomá-las posteriormente, se assim a pessoa desejar. Riscos para o grupo de hígidos: Sentir-se envergonhado por estar com algumas partes do corpo expostas, sentir algum desconforto durante a colagem dos marcadores. Um risco muito baixo é de ter alergia à cola dos marcadores. Para minimizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as seguintes medidas: não haverá pessoas no laboratório que não estejam envolvidas na pesquisa; a colagem dos marcadores será realizada por acadêmico ou professor do curso de Fisioterapia; a cola dos marcadores é hipoalergênica."
- 2) Benefícios: "Benefícios para os grupos GP, GC e GF: Futuramente o paciente poderá utilizar nas sessões de terapias os softwares desenvolvidos nessa pesquisa, desde que possua os equipamentos necessários, aumentando assim a autonomia e a independência do paciente em suas atividades. Benefícios para o grupo GH: Não haverá benefícios."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Vide campo Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155		CEP: 80.215-901
Bairro: Prado Velho		
UF: PR	Município: CURITIBA	
Telefone: (41)3271-2103	Fax: (41)3271-2103	E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 3.855.085

Foram apresentados todos os termos obrigatórios, em conformidade com as Resoluções nºs 466/12 e 510/16, ambas do CNS.

Vide campo Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto de pesquisa aprovado, pois em consonância com os ditames éticos e legais das Resoluções nºs 466/12 e 510/16, ambas do CNS.

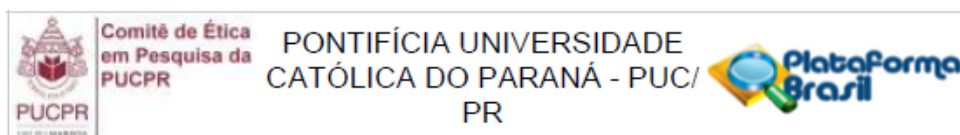
Considerações Finais a critério do CEP:

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

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

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1467331.pdf	02/12/2019 14:09:12		Aceito
Outros	Questoes_cuidador.docx	02/12/2019 14:08:26	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
Outros	Questoes_pacientes.docx	02/12/2019 14:07:34	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
Outros	Questoes_terapeutas.docx	02/12/2019 14:06:40	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito



Continuação do Parecer: 3.655.085

Ausência	TCLE_Grupo_Higidos_V2.docx	02/12/2019 13:58:38	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Terapeutas.docx	02/12/2019 13:58:20	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Paciente.docx	02/12/2019 13:58:10	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Cuidador.docx	02/12/2019 13:58:03	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
Parecer Anterior	PB_PARECER_CONSUBSTANCIADO_CEP_3715537.pdf	02/12/2019 13:57:44	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_CEP_2019_11_27.docx	02/12/2019 13:57:04	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
Folha de Rosto	FolhaRosto_ProjetoJogos.pdf	12/11/2019 12:30:39	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 23 de Fevereiro de 2020

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

Outros	Quadro1_Infor.docx	02/12/2019 14:05:53	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorizacao_ClinicaPUCPR.pdf	02/12/2019 14:04:55	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracao_instituicaoHR.pdf	02/12/2019 14:03:58	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de	TCLE_Grupo_Higidos_V2.docx	02/12/2019 13:58:38	Elisangela Ferretti Manfra	Aceito

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br

ANEXO B - ROTINA PARA PRÉ-PROCESSAMENTO DOS DADOS

```
%% ROTINA CRIADA POR: GABRIELLY MARQUES MOREIRA
% DATA: 17/04/2023 % ATUALIZAÇÃO:30/09/23
% OBJ: A rotina serve para processar os sinais das coordenadas
do ARkit (Frontal/Lateral) e do Vicon
```

```
%% Selecionar o voluntário
```

```
close all
clear
```

```
% Nomeia o arquivo de saída do excel (.csv)
prompt = "Escreva o nome do voluntário: ";
namefiles = input(prompt,"s");
```

```
% Pergunta o numero do voluntário
nvol=input('Qual o numero do voluntário? ');
if nvol<1 || nvol>10
    disp('Você errou! ');
    erro=1;
    return;
end
```

```
% Pergunta o movimento realizado e separa por movimento
nmov=input('Qual o movimento? Digite o numero do voluntário e o
numero do movimento (ex: 1.1): ');
if nmov < 1.1 || nmov > 10.5
    ini_v = 'X';
    fin_v = 'Y';
    ini_arF = 'Z';
    fin_arF = 'W';
    ini_arL = 'K';
    fin_arL = 'H';
else
    switch nmov
        case 1.1
            ini_v = 714;
            fin_v = 2828;
            ini_arF = 915;
            fin_arF = 3040;
            ini_arL = 768;
            fin_arL = 2850;
        case 1.2
            ini_v = 568;
            fin_v = 2170;
            ini_arF = 455;
            fin_arF = 2062;
```

```
ini_arL = 388;  
fin_arL = 2031;  
  case 1.3  
ini_v = 483;  
fin_v = 2546;  
ini_arF = 721;  
fin_arF = 2786;  
ini_arL = 641;  
fin_arL = 2690;  
  case 1.4  
ini_v = 426;  
fin_v = 1499;  
ini_arF = 609;  
fin_arF = 1677;  
ini_arL = 303;  
fin_arL = 1387;  
  case 1.5  
ini_v = 459;  
fin_v = 2297;  
ini_arF = 726;  
fin_arF = 2533;  
ini_arL = 397;  
fin_arL = 2213;  
  case 2.1  
ini_v = 423;  
fin_v = 1972;  
ini_arF = 539;  
fin_arF = 2087;  
ini_arL = 83;  
fin_arL = 1350;  
  case 2.2  
ini_v = 360;  
fin_v = 2782;  
ini_arF = 448;  
fin_arF = 2906;  
ini_arL = 346;  
fin_arL = 1897;  
  case 2.3  
ini_v = 348;  
fin_v = 2738;  
ini_arF = 435;  
fin_arF = 2822;  
ini_arL = 271;  
fin_arL = 2638;  
  case 2.4  
ini_v = 246;  
fin_v = 1562;  
ini_arF = 432;  
fin_arF = 1773;
```

```
ini_arL = 349;
fin_arL = 1675;
    case 2.5
ini_v = 352;
fin_v = 2479;
ini_arF = 575;
fin_arF = 2697;
ini_arL = 288;
fin_arL = 2428;
    case 3.1
ini_v = 593;
fin_v = 2412;
ini_arF = 876;
fin_arF = 2700;
ini_arL = 556;
fin_arL = 2222;
    case 3.2
ini_v = 293;
fin_v = 2079;
ini_arF = 667;
fin_arF = 2452;
ini_arL = 508;
fin_arL = 1733;
    case 3.3
ini_v = 503;
fin_v = 2839;
ini_arF = 472;
fin_arF = 2804;
ini_arL = 517;
fin_arL = 2810;
    case 3.4
ini_v = 347;
fin_v = 1557;
ini_arF = 248;
fin_arF = 872;
ini_arL = 339;
fin_arL = 1573;
    case 3.5
ini_v = 448;
fin_v = 2357;
ini_arF = 574;
fin_arF = 2498;
ini_arL = 190;
fin_arL = 1134;
    case 4.1
ini_v = 508;
fin_v = 2125;
ini_arF = 691;
fin_arF = 2332;
```

```
ini_arL = 578;
fin_arL = 1839;
    case 4.2
ini_v = 479;
fin_v = 2314;
ini_arF = 553;
fin_arF = 2431;
ini_arL = 325;
fin_arL = 1253;
    case 4.3
ini_v = 566;
fin_v = 2843;
ini_arF = 851;
fin_arF = 3131;
ini_arL = 528;
fin_arL = 2731;
    case 4.4
ini_v = 425;
fin_v = 1831;
ini_arF = 703;
fin_arF = 2129;
ini_arL = 665;
fin_arL = 2085;
    case 4.5
ini_v = 469;
fin_v = 1889;
ini_arF = 461;
fin_arF = 1923;
ini_arL = 262;
fin_arL = 971;
    case 5.1
ini_v = 417;
fin_v = 1942;
ini_arF = 478;
fin_arF = 2046;
ini_arL = 548;
fin_arL = 2078;
    case 5.2
ini_v = 490;
fin_v = 2014;
ini_arF = 498;
fin_arF = 2067;
ini_arL = 386;
fin_arL = 883;
    case 5.3
ini_v = 493;
fin_v = 2353;
ini_arF = 618;
fin_arF = 2532;
```

```
ini_arL = 397;
fin_arL = 2104;
    case 5.4
ini_v = 400;
fin_v = 1422;
ini_arF = 462;
fin_arF = 1524;
ini_arL = 324;
fin_arL = 1351;
    case 5.5
ini_v = 436;
fin_v = 2005;
ini_arF = 477;
fin_arF = 2055;
ini_arL = 551;
fin_arL = 1880;
    case 6.1
ini_v = 460;
fin_v = 1827;
ini_arF = 471;
fin_arF = 1838;
ini_arL = 281;
fin_arL = 1778;
    case 6.2
ini_v = 974;
fin_v = 2615;
ini_arF = 922;
fin_arF = 2611;
ini_arL = 458;
fin_arL = 1812;
    case 6.3
ini_v = 387;
fin_v = 2323;
ini_arF = 374;
fin_arF = 2345;
ini_arL = 310;
fin_arL = 2147;
    case 6.4
ini_v = 421;
fin_v = 1253;
ini_arF = 548;
fin_arF = 1416;
ini_arL = 430;
fin_arL = 1267;
    case 6.5
ini_v = 363;
fin_v = 1805;
ini_arF = 534;
fin_arF = 2004;
```

```
ini_arL = 308;
fin_arL = 1758;
    case 7.1
ini_v = 505;
fin_v = 2208;
ini_arF = 920;
fin_arF = 2631;
ini_arL = 612;
fin_arL = 2312;
    case 7.2
ini_v = 441;
fin_v = 3115;
ini_arF = 923;
fin_arF = 3597;
ini_arL = 581;
fin_arL = 1539;
    case 7.3
ini_v = 478;
fin_v = 3235;
ini_arF = 933;
fin_arF = 3675;
ini_arL = 309;
fin_arL = 2819;
    case 7.4
ini_v = 1196;
fin_v = 2577;
ini_arF = 423;
fin_arF = 1829;
ini_arL = 1208;
fin_arL = 2344;
    case 7.5
ini_v = 823;
fin_v = 3468;
ini_arF = 335;
fin_arF = 3015;
ini_arL = 512;
fin_arL = 3374;
    case 8.1
ini_v = 777;
fin_v = 2445;
ini_arF = 444;
fin_arF = 2237;
ini_arL = 922;
fin_arL = 2480;
    case 8.2
ini_v = 414;
fin_v = 2120;
ini_arF = 496;
fin_arF = 2049;
```

```
ini_arL = 657;
fin_arL = 2191;
  case 8.3
ini_v = 629;
fin_v = 2567;
ini_arF = 423;
fin_arF = 2400;
ini_arL = 863;
fin_arL = 2857;
  case 8.4
ini_v = 640;
fin_v = 1650;
ini_arF = 431;
fin_arF = 1479;
ini_arL = 753;
fin_arL = 1788;
  case 8.5
ini_v = 679;
fin_v = 2582;
ini_arF = 669;
fin_arF = 2613;
ini_arL = 379;
fin_arL = 2316;
    case 9.1
ini_v = 413;
fin_v = 1827;
ini_arF = 611;
fin_arF = 1799;
ini_arL = 375;
fin_arL = 1405;
    case 9.2
ini_v = 469;
fin_v = 1929;
ini_arF = 593;
fin_arF = 2053;
ini_arL = 216;
fin_arL = 1711;
    case 9.3
ini_v = 450;
fin_v = 2680;
ini_arF = 564;
fin_arF = 2795;
ini_arL = 657;
fin_arL = 2485;
    case 9.4
ini_v = 359;
fin_v = 1349;
ini_arF = 600;
fin_arF = 1618;
```

```

ini_arL = 320;
fin_arL = 1293;
    case 9.5
ini_v = 308;
fin_v = 1733;
ini_arF = 503;
fin_arF = 1958;
ini_arL = 202;
fin_arL = 941;
        case 10.1
ini_v = 390;
fin_v = 2042;
ini_arF = 523;
fin_arF = 2161;
ini_arL = 405;
fin_arL = 2099;
            case 10.2
ini_v = 371;
fin_v = 2661;
ini_arF = 540;
fin_arF = 2825;
ini_arL = 160;
fin_arL = 798;
                case 10.3
ini_v = 383;
fin_v = 4357;
ini_arF = 482;
fin_arF = 4448;
ini_arL = 267;
fin_arL = 4250;
                    case 10.4
ini_v = 335;
fin_v = 1439;
ini_arF = 582;
fin_arF = 1668;
ini_arL = 441;
fin_arL = 1594;
                        case 10.5
ini_v = 346;
fin_v = 1848;
ini_arF = 491;
fin_arF = 1982;
ini_arL = 436;
fin_arL = 1964;
                            end
                        end
                    end
                end
            end
        end
    end
end

```

```

%% Ler o arquivo do Vicon (c3d)  %% Por enquanto btk

```



```
[file, diret]= uigetfile({'*.c3d', '*.mat'}, 'Selecione o arquivo
de dados do Vicon: ');
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    fullname=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
end
```

```
% Recuperar a aquisição
```

```
[AQ, byteOrder, storageFormat] = btkReadAcquisition(fullname);
```

```
% Recuperar os sinais dos marcadores do Vicon
```

```
M=btkGetMarkers(AQ);
```

```
%% Selecionar marcadores importantes para análise do Vicon (em
vetores)
```

```
head=M.RFHD (:,:); %cabeça (lateral direita)
```

```
clavicula=M.CLAV (:,:);
```

```
c7=M.C7 (:,:);
```

```
RSHO=M.RSHO (:,:); %ombro direito
```

```
LSHO=M.LSHO (:,:);
```

```
RELB=M.RELB (:,:); %cotovelo direito
```

```
LELB=M.LELB (:,:);
```

```
RWRB=M.RWRB (:,:); %punho direito
```

```
LWRB=M.LWRB (:,:);
```

```
T10=M.T10 (:,:); %vertebra T10
```

```
RASI=M.RASI (:,:); %quadril
```

```
LASI=M.LASI (:,:);
```

```
RPSI=M.RPSI (:,:); %quadril
```

```
LPSI=M.LPSI (:,:);
```

```
RKNE=M.RKNE (:,:); %joelho
```

```
LKNE=M.LKNE (:,:);
```

```
RANK=M.RANK (:,:); %tornozelo direito
```

```
LANK=M.LANK (:,:);
```

```
RTOE=M.RTOE (:,:); %2ºmetatarso direito
```

```
LTOE=M.LTOE (:,:);
```

```
RHJC=M.RHJC (:,:); %centro articular do quadril direito
```

```
LHJC=M.LHJC (:,:); %quadril esquerdo
```

```
RKJC=M.RKJC (:,:); %centro articular do joelho direito
```

```
LKJC=M.LKJC (:,:); %joelho esquerdo
```

```
RAJC=M.RAJC (:,:); %centro articular do tornozelo direito
```

```
LAJC=M.LAJC (:,:); %tornozelo esquerdo
```

```
%% Filtrar os sinais do Vicon
```

```
% Informações do sinal
```

```

fs_v=60; % frequência de aquisição do Vicon
size_v=length(clavicula); % numero de amostras do Vicon
t_v=size_v/fs_v; % tempo da coleta
ts_v=1/fs_v; % tempo de amostragem do Vicon
freqv=60;
ts_time_v=1/freqv;

% Configurar o filtro
fc_ma=6.0; % frequencia de corte marcadores
Wn=2*fc_ma/fs_v;
[bb,aa]=butter(1,Wn);

headFilt=filtfilt(bb,aa,head);
head=headFilt;
clavvFilt=filtfilt(bb,aa,clavicula);
clavicula=clavvFilt;
c7Filt=filtfilt(bb,aa,c7);
c7=c7Filt;
rasiFilt=filtfilt(bb,aa,RASI);
RASI=rasiFilt;
lasiFilt=filtfilt(bb,aa,LASI);
LASI=lasiFilt;
rpsiFilt=filtfilt(bb,aa,RPSI);
RPSI=rpsiFilt;
lpsiFilt=filtfilt(bb,aa,LPSI);
LPSI=lpsiFilt;
t10Filt=filtfilt(bb,aa,T10);
T10=t10Filt;
sacro=RPSI+LPSI/2;
RHJCFilt=filtfilt(bb,aa,RHJC);
RHJC=RHJCFilt;
LHJCFilt=filtfilt(bb,aa,LHJC);
LHJC=LHJCFilt;
RKJCFilt=filtfilt(bb,aa,RKJC);
RKJC=RKJCFilt;
LKJCFilt=filtfilt(bb,aa,LKJC);
LKJC=LKJCFilt;
RAJCFilt=filtfilt(bb,aa,RAJC);
RAJC=RAJCFilt;
LAJCFilt=filtfilt(bb,aa,LAJC);
LAJC=LAJCFilt;
rkneFilt=filtfilt(bb,aa,RKNE);
RKNE=rkneFilt;
lkneFilt=filtfilt(bb,aa,LKNE);
LKNE=lkneFilt;
RSHOFilt=filtfilt(bb,aa,RSHO);
RSHO=RSHOFilt;
LSHOFilt=filtfilt(bb,aa,LSHO);
LSHO=LSHOFilt;

```

```

RELBFilt=filtfilt(bb,aa,RELB);
RELB=RELBFilt;
LELBFilt=filtfilt(bb,aa,LELB);
LELB=LELBFilt;
RWRBFilt=filtfilt(bb,aa,RWRB);
RWRB=RWRBFilt;
LWRBFilt=filtfilt(bb,aa,LWRB);
LWRB=LWRBFilt;
RANKFilt=filtfilt(bb,aa,RANK);
RANK=RANKFilt;
LANKFilt=filtfilt(bb,aa,LANK);
LANK=LANKFilt;
RTOEFilt=filtfilt(bb,aa,RTOE);
RTOE=RTOEFilt;
LTOEFilt=filtfilt(bb,aa,LTOE);
LTOE=LTOEFilt;

```

%% Separa as coordenadas do Vicon (em x,y,z)

```

headx=head(:,1);
heady=head(:,2);
headz=head(:,3);
claviculax=clavicula(:,1);
claviculay=clavicula(:,2);
claviculaz=clavicula(:,3);
c7x=c7(:,1);
c7y=c7(:,2);
c7z=c7(:,3);
RSHOx=RSHO(:,1);
RSHOy=RSHO(:,2);
RSHOz=RSHO(:,3);
LSHOx=LSHO(:,1);
LSHOy=LSHO(:,2);
LSHOz=LSHO(:,3);
RELBx=RELB(:,1);
RELBy=RELB(:,2);
RELBz=RELB(:,3);
LELBx=LELB(:,1);
LELBy=LELB(:,2);
LELBz=LELB(:,3);
RWRBx=RWRB(:,1);
RWRBy=RWRB(:,2);
RWRBz=RWRB(:,3);
LWRBx=LWRB(:,1);
LWRBy=LWRB(:,2);
LWRBz=LWRB(:,3);
RASIx=RASI(:,1);
RASIIy=RASI(:,2);
RASIIz=RASI(:,3);

```

```

LASIx=LASI(:,1);
LASIy=LASI(:,2);
LASIz=LASI(:,3);
RPSIx=RPSI(:,1);
RPSIy=RPSI(:,2);
RPSIz=RPSI(:,3);
LPSIx=LPSI(:,1);
LPSIy=LPSI(:,2);
LPSIz=LPSI(:,3);
sacrox=sacro(:,1);
sacroy=sacro(:,2);
sacroz=sacro(:,3);
T10x=T10(:,1);
T10y=T10(:,2);
T10z=T10(:,3);
RHJCx=RHJC(:,1);
RHJCy=RHJC(:,2);
RHJcz=RHJC(:,3);
LHJCx=LHJC(:,1);
LHJCy=LHJC(:,2);
LHJcz=LHJC(:,3);
RKJCx=RKJC(:,1);
RKJCy=RKJC(:,2);
RKJcz=RKJC(:,3);
LKJCx=LKJC(:,1);
LKJCy=LKJC(:,2);
LKJcz=LKJC(:,3);
RAJcx=RAJC(:,1);
RAJcy=RAJC(:,2);
RAJcz=RAJC(:,3);
LAJcx=LAJC(:,1);
LAJcy=LAJC(:,2);
LAJcz=LAJC(:,3);
RKNEx=RKNE(:,1);
RKNEy=RKNE(:,2);
RKNEz=RKNE(:,3);
LKNEx=LKNE(:,1);
LKNEy=LKNE(:,2);
LKNEz=LKNE(:,3);
RANKx=RANK(:,1);
RANKy=RANK(:,2);
RANKz=RANK(:,3);
LANKx=LANK(:,1);
LANKy=LANK(:,2);
LANKz=LANK(:,3);
RTOEx=RTOE(:,1);
RTOEy=RTOE(:,2);
RTOEz=RTOE(:,3);
LTOEx=LTOE(:,1);

```

```

LTOEy=LTOE (:,2);
LTOEz=LTOE (:,3);

%% Ler o arquivo do ARkit da FRENTE (csv)

[file, diret]= uigetfile({'*.csv', '*.*'}, 'Selecione o arquivo
de dados do ARkit FRENTE: ');
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    fullname=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
end

file = readtable(fullname, 'HeaderLines',1);

%% Selecionar pontos importantes para análise do ARkit da Frente
(em x,y,z)

head_jointxF=table2array(file(:,65)); %head_joint x (cabeça)
head_jointyF=table2array(file(:,66));
head_jointzF=table2array(file(:,67));
spine7_jointxF=table2array(file(:,35)); %spine7_joint x
(clavicula)
spine7_jointyF=table2array(file(:,36));
spine7_jointzF=table2array(file(:,37));
neck1_jointxF=table2array(file(:,62)); %neck1_joint x (c7)
neck1_jointyF=table2array(file(:,63));
neck1_jointzF=table2array(file(:,64));
rightarm_jointxF=table2array(file(:,71)); %rightharm_joint x
(ombro direito)
rightarm_jointyF=table2array(file(:,72));
rightarm_jointzF=table2array(file(:,73));
leftarm_jointxF=table2array(file(:,41)); %leftarm_joint x (ombro
esquerdo)
leftarm_jointyF=table2array(file(:,42));
leftarm_jointzF=table2array(file(:,43));
rightforearm_jointxF=table2array(file(:,74));
%righthforearm_joint x (cotovelo direito)
rightforearm_jointyF=table2array(file(:,75));
rightforearm_jointzF=table2array(file(:,76));
leftforearm_jointxF=table2array(file(:,44));
leftforearm_jointyF=table2array(file(:,45));
leftforearm_jointzF=table2array(file(:,46));
righthand_jointxF=table2array(file(:,77));
righthand_jointyF=table2array(file(:,78));
righthand_jointzF=table2array(file(:,79));
lefthand_jointxF=table2array(file(:,47));

```

```

lefthand_jointyF=table2array(file(:,48));
lefthand_jointzF=table2array(file(:,49));
spine1_jointxF=table2array(file(:,2));
spine1_jointyF=table2array(file(:,3));
spine1_jointzF=table2array(file(:,4));
rightupleg_jointxF=table2array(file(:,20));
rightupleg_jointyF=table2array(file(:,21));
rightupleg_jointzF=table2array(file(:,22));
leftupleg_jointxF=table2array(file(:,5));
leftupleg_jointyF=table2array(file(:,6));
leftupleg_jointzF=table2array(file(:,7));
rightleg_jointxF=table2array(file(:,23));
rightleg_jointyF=table2array(file(:,24));
rightleg_jointzF=table2array(file(:,25));
leftleg_jointxF=table2array(file(:,8));
leftleg_jointyF=table2array(file(:,9));
leftleg_jointzF=table2array(file(:,10));
rightfoot_jointxF=table2array(file(:,26));
rightfoot_jointyF=table2array(file(:,27));
rightfoot_jointzF=table2array(file(:,28));
leftfoot_jointxF=table2array(file(:,11));
leftfoot_jointyF=table2array(file(:,12));
leftfoot_jointzF=table2array(file(:,13));
righttoes_jointxF=table2array(file(:,29));
righttoes_jointyF=table2array(file(:,30));
righttoes_jointzF=table2array(file(:,31));
lefttoes_jointxF=table2array(file(:,14));
lefttoes_jointyF=table2array(file(:,15));
lefttoes_jointzF=table2array(file(:,16));

%% Filtrar os sinais do ARkit da FRENTE

% Informações do sinal
size_arF=length(head_jointxF); % numero de amostras do ARkit
t_arF=t_v; % tempo da coleta
fs_arF=size_arF/t_arF; % frequência de aquisição do ARkit
ts_arF=1/fs_arF; % tempo de amostragem do ARkit
ts_time_arF=1/fs_arF;

% Configurar o filtro
fc_ma=6.0; % frequencia de corte
Wn=2*fc_ma/fs_arF;
[bb,aa]=butter(1,Wn);

headFiltxF=filtfilt(bb,aa,head_jointxF);
head_jointxF=headFiltxF;
headFiltyF=filtfilt(bb,aa,head_jointyF);
head_jointyF=headFiltyF;
headFiltzF=filtfilt(bb,aa,head_jointzF);

```

```

head_jointxF=headFiltxF;
spineFiltxF=filtfilt(bb,aa,spine7_jointxF);
spine7_jointxF=spineFiltxF;
spineFiltyF=filtfilt(bb,aa,spine7_jointyF);
spine7_jointyF=spineFiltyF;
spineFiltzF=filtfilt(bb,aa,spine7_jointzF);
spine7_jointzF=spineFiltzF;
neckFiltxF=filtfilt(bb,aa,neck1_jointxF);
neck1_jointxF=neckFiltxF;
neckFiltyF=filtfilt(bb,aa,neck1_jointyF);
neck1_jointyF=neckFiltyF;
neckFiltzF=filtfilt(bb,aa,neck1_jointzF);
neck1_jointzF=neckFiltzF;
spine1FiltxF=filtfilt(bb,aa,spine1_jointxF);
spine1_jointxF=spine1FiltxF;
spine1FiltyF=filtfilt(bb,aa,spine1_jointyF);
spine1_jointyF=spine1FiltyF;
spine1FiltzF=filtfilt(bb,aa,spine1_jointzF);
spine1_jointzF=spine1FiltzF;
rightuplegFiltxF=filtfilt(bb,aa,rightupleg_jointxF);
rightupleg_jointxF=rightuplegFiltxF;
rightuplegFiltyF=filtfilt(bb,aa,rightupleg_jointyF);
rightupleg_jointyF=rightuplegFiltyF;
rightuplegFiltzF=filtfilt(bb,aa,rightupleg_jointzF);
rightupleg_jointzF=rightuplegFiltzF;
leftuplegFiltxF=filtfilt(bb,aa,leftupleg_jointxF);
leftupleg_jointxF=leftuplegFiltxF;
leftuplegFiltyF=filtfilt(bb,aa,leftupleg_jointyF);
leftupleg_jointyF=leftuplegFiltyF;
leftuplegFiltzF=filtfilt(bb,aa,leftupleg_jointzF);
leftupleg_jointzF=leftuplegFiltzF;
sacro_jointxF=rightupleg_jointxF+leftupleg_jointxF/2;
sacro_jointyF=rightupleg_jointyF+leftupleg_jointyF/2;
sacro_jointzF=rightupleg_jointzF+leftupleg_jointzF/2;
rightlegFiltxF=filtfilt(bb,aa,rightleg_jointxF);
rightleg_jointxF=rightlegFiltxF;
rightlegFiltyF=filtfilt(bb,aa,rightleg_jointyF);
rightleg_jointyF=rightlegFiltyF;
rightlegFiltzF=filtfilt(bb,aa,rightleg_jointzF);
rightleg_jointzF=rightlegFiltzF;
leftlegFiltxF=filtfilt(bb,aa,leftleg_jointxF);
leftleg_jointxF=leftlegFiltxF;
leftlegFiltyF=filtfilt(bb,aa,leftleg_jointyF);
leftleg_jointyF=leftlegFiltyF;
leftlegFiltzF=filtfilt(bb,aa,leftleg_jointzF);
leftleg_jointzF=leftlegFiltzF;
rightarm_FiltxF=filtfilt(bb,aa,rightarm_jointxF);
rightarm_jointxF=rightarm_FiltxF;
rightarm_FiltyF=filtfilt(bb,aa,rightarm_jointyF);

```

```

rightarm_jointyF=rightarm_FiltyF;
rightarm_FiltzF=filtfilt(bb,aa,rightarm_jointzF);
rightarm_jointzF=rightarm_FiltzF;
leftarm_FiltxF=filtfilt(bb,aa,leftarm_jointxF);
leftarm_jointxF=leftarm_FiltxF;
leftarm_FiltyF=filtfilt(bb,aa,leftarm_jointyF);
leftarm_jointyF=leftarm_FiltyF;
leftarm_FiltzF=filtfilt(bb,aa,leftarm_jointzF);
leftarm_jointzF=leftarm_FiltzF;
rightforearm_FiltxF=filtfilt(bb,aa,rightforearm_jointxF);
rightforearm_jointxF=rightforearm_FiltxF;
rightforearm_FiltyF=filtfilt(bb,aa,rightforearm_jointyF);
rightforearm_jointyF=rightforearm_FiltyF;
rightforearm_FiltzF=filtfilt(bb,aa,rightforearm_jointzF);
rightforearm_jointzF=rightforearm_FiltzF;
leftforearm_FiltxF=filtfilt(bb,aa,leftforearm_jointxF);
leftforearm_jointxF=leftforearm_FiltxF;
leftforearm_FiltyF=filtfilt(bb,aa,leftforearm_jointyF);
leftforearm_jointyF=leftforearm_FiltyF;
leftforearm_FiltzF=filtfilt(bb,aa,leftforearm_jointzF);
leftforearm_jointzF=leftforearm_FiltzF;
righthand_FiltxF=filtfilt(bb,aa,righthand_jointxF);
righthand_jointxF=righthand_FiltxF;
righthand_FiltyF=filtfilt(bb,aa,righthand_jointyF);
righthand_jointyF=righthand_FiltyF;
righthand_FiltzF=filtfilt(bb,aa,righthand_jointzF);
righthand_jointzF=righthand_FiltzF;
lefthand_FiltxF=filtfilt(bb,aa,lefthand_jointzF);
lefthand_jointzF=lefthand_FiltxF;
lefthand_FiltyF=filtfilt(bb,aa,lefthand_jointyF);
lefthand_jointyF=lefthand_FiltyF;
lefthand_FiltzF=filtfilt(bb,aa,lefthand_jointzF);
lefthand_jointzF=lefthand_FiltzF;
rightfoot_FiltxF=filtfilt(bb,aa,rightfoot_jointxF);
rightfoot_jointxF=rightfoot_FiltxF;
rightfoot_FiltyF=filtfilt(bb,aa,rightfoot_jointyF);
rightfoot_jointyF=rightfoot_FiltyF;
rightfoot_FiltzF=filtfilt(bb,aa,rightfoot_jointzF);
rightfoot_jointzF=rightfoot_FiltzF;
leftfoot_FiltxF=filtfilt(bb,aa,leftfoot_jointxF);
leftfoot_jointxF=leftfoot_FiltxF;
leftfoot_FiltyF=filtfilt(bb,aa,leftfoot_jointyF);
leftfoot_jointyF=leftfoot_FiltyF;
leftfoot_FiltzF=filtfilt(bb,aa,leftfoot_jointzF);
leftfoot_jointzF=leftfoot_FiltzF;
righttoes_FiltxF=filtfilt(bb,aa,righttoes_jointxF);
righttoes_jointxF=righttoes_FiltxF;
righttoes_FiltyF=filtfilt(bb,aa,righttoes_jointyF);
righttoes_jointyF=righttoes_FiltyF;

```



```

righttoes_FiltzF=filtfilt(bb,aa,righttoes_jointzF);
righttoes_jointzF=righttoes_FiltzF;
lefttoes_FiltxF=filtfilt(bb,aa,lefttoes_jointxF);
lefttoes_jointxF=lefttoes_FiltxF;
lefttoes_FiltyF=filtfilt(bb,aa,lefttoes_jointyF);
lefttoes_jointyF=lefttoes_FiltyF;
lefttoes_FiltzF=filtfilt(bb,aa,lefttoes_jointzF);
lefttoes_jointzF=lefttoes_FiltzF;

%% Ler o arquivo do ARkit da LATERAL (csv)

[file, diret]= uigetfile({'*.csv', '*.*'}, 'Selecione o arquivo
de dados do ARkit LATERAL: ');
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    fullname=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
end

file = readtable(fullname, 'HeaderLines',1);

%% Selecionar pontos importantes para análise do ARkit da
Lateral (em x,y,z)

head_jointxL=table2array(file(:,65));
head_jointyL=table2array(file(:,66));
head_jointzL=table2array(file(:,67));
spine7_jointxL=table2array(file(:,35));
spine7_jointyL=table2array(file(:,36));
spine7_jointzL=table2array(file(:,37));
neck1_jointxL=table2array(file(:,62));
neck1_jointyL=table2array(file(:,63));
neck1_jointzL=table2array(file(:,64));
spine1_jointxL=table2array(file(:,2));
spine1_jointyL=table2array(file(:,3));
spine1_jointzL=table2array(file(:,4));
rightupleg_jointxL=table2array(file(:,20));
rightupleg_jointyL=table2array(file(:,21));
rightupleg_jointzL=table2array(file(:,22));
leftupleg_jointxL=table2array(file(:,5));
leftupleg_jointyL=table2array(file(:,6));
leftupleg_jointzL=table2array(file(:,7));
rightleg_jointxL=table2array(file(:,23));
rightleg_jointyL=table2array(file(:,24));
rightleg_jointzL=table2array(file(:,25));
leftleg_jointxL=table2array(file(:,8));
leftleg_jointyL=table2array(file(:,9));

```

```

leftleg_jointzL=table2array(file(:,10));
rightarm_jointxL=table2array(file(:,71));
rightarm_jointyL=table2array(file(:,72));
rightarm_jointzL=table2array(file(:,73));
leftarm_jointxL=table2array(file(:,41));
leftarm_jointyL=table2array(file(:,42));
leftarm_jointzL=table2array(file(:,43));
rightforearm_jointxL=table2array(file(:,74));
rightforearm_jointyL=table2array(file(:,75));
rightforearm_jointzL=table2array(file(:,76));
leftforearm_jointxL=table2array(file(:,44));
leftforearm_jointyL=table2array(file(:,45));
leftforearm_jointzL=table2array(file(:,46));
righthand_jointxL=table2array(file(:,77));
righthand_jointyL=table2array(file(:,78));
righthand_jointzL=table2array(file(:,79));
lefthand_jointxL=table2array(file(:,47));
lefthand_jointyL=table2array(file(:,48));
lefthand_jointzL=table2array(file(:,49));
rightfoot_jointxL=table2array(file(:,26));
rightfoot_jointyL=table2array(file(:,27));
rightfoot_jointzL=table2array(file(:,28));
leftfoot_jointxL=table2array(file(:,11));
leftfoot_jointyL=table2array(file(:,12));
leftfoot_jointzL=table2array(file(:,13));
righttoes_jointxL=table2array(file(:,29));
righttoes_jointyL=table2array(file(:,30));
righttoes_jointzL=table2array(file(:,31));
lefttoes_jointxL=table2array(file(:,14));
lefttoes_jointyL=table2array(file(:,15));
lefttoes_jointzL=table2array(file(:,16));

%% Filtrar os sinais do ARkit da LATERAL

% Informações do sinal
size_arL=length(head_jointxL); % numero de amostras do ARkit
t_arL=t_v; % tempo da coleta
fs_arL=size_arL/t_arL; % frequência de aquisição do ARkit
ts_arL=1/fs_arL; % tempo de amostragem do ARkit
freqarL=size_arL/t_arL;
ts_time_arL=1/freqarL;

% Configurar o filtro
fc_ma=6.0; % frequencia de corte
Wn=2*fc_ma/fs_arL;
[bb,aa]=butter(1,Wn);

headFiltxL=filtfilt(bb,aa,head_jointxL);
head_jointxL=headFiltxL;

```

```

headFiltyL=filtfilt(bb,aa,head_jointyL);
head_jointyL=headFiltyL;
headFiltzL=filtfilt(bb,aa,head_jointzL);
head_jointzL=headFiltzL;
spineFiltxL=filtfilt(bb,aa,spine7_jointxL);
spine7_jointxL=spineFiltxL;
spineFiltyL=filtfilt(bb,aa,spine7_jointyL);
spine7_jointyL=spineFiltyL;
spineFiltzL=filtfilt(bb,aa,spine7_jointzL);
spine7_jointzL=spineFiltzL;
neckFiltxL=filtfilt(bb,aa,neck1_jointxL);
neck1_jointxL=neckFiltxL;
neckFiltyL=filtfilt(bb,aa,neck1_jointyL);
neck1_jointyL=neckFiltyL;
neckFiltzL=filtfilt(bb,aa,neck1_jointzL);
neck1_jointzL=neckFiltzL;
spine1FiltxL=filtfilt(bb,aa,spine1_jointxL);
spine1_jointxL=spine1FiltxL;
spine1FiltyL=filtfilt(bb,aa,spine1_jointyL);
spine1_jointyL=spine1FiltyL;
spine1FiltzL=filtfilt(bb,aa,spine1_jointzL);
spine1_jointzL=spine1FiltzL;
rightuplegFiltxL=filtfilt(bb,aa,rightupleg_jointxL);
rightupleg_jointxL=rightuplegFiltxL;
rightuplegFiltyL=filtfilt(bb,aa,rightupleg_jointyL);
rightupleg_jointyL=rightuplegFiltyL;
rightuplegFiltzL=filtfilt(bb,aa,rightupleg_jointzL);
rightupleg_jointzL=rightuplegFiltzL;
leftuplegFiltxL=filtfilt(bb,aa,leftupleg_jointxL);
leftupleg_jointxL=leftuplegFiltxL;
leftuplegFiltyL=filtfilt(bb,aa,leftupleg_jointyL);
leftupleg_jointyL=leftuplegFiltyL;
leftuplegFiltzL=filtfilt(bb,aa,leftupleg_jointzL);
leftupleg_jointzL=leftuplegFiltzL;
sacro_jointxL=rightupleg_jointxL+leftupleg_jointxL/2;
sacro_jointyL=rightupleg_jointyL+leftupleg_jointyL/2;
sacro_jointzL=rightupleg_jointzL+leftupleg_jointzL/2;
rightlegFiltxL=filtfilt(bb,aa,rightleg_jointxL);
rightleg_jointxL=rightlegFiltxL;
rightlegFiltyL=filtfilt(bb,aa,rightleg_jointyL);
rightleg_jointyL=rightlegFiltyL;
rightlegFiltzL=filtfilt(bb,aa,rightleg_jointzL);
rightleg_jointzL=rightlegFiltzL;
leftlegFiltxL=filtfilt(bb,aa,leftleg_jointxL);
leftleg_jointxL=leftlegFiltxL;
leftlegFiltyL=filtfilt(bb,aa,leftleg_jointyL);
leftleg_jointyL=leftlegFiltyL;
leftlegFiltzL=filtfilt(bb,aa,leftleg_jointzL);
leftleg_jointzL=leftlegFiltzL;

```

```

rightarm_FiltxL=filtfilt(bb,aa,rightarm_jointxL);
rightarm_jointxL=rightarm_FiltxL;
rightarm_FiltyL=filtfilt(bb,aa,rightarm_jointyL);
rightarm_jointyL=rightarm_FiltyL;
rightarm_FiltzL=filtfilt(bb,aa,rightarm_jointzL);
rightarm_jointzL=rightarm_FiltzL;
leftarm_FiltxL=filtfilt(bb,aa,leftarm_jointxL);
leftarm_jointxL=leftarm_FiltxL;
leftarm_FiltyL=filtfilt(bb,aa,leftarm_jointyL);
leftarm_jointyL=leftarm_FiltyL;
leftarm_FiltzL=filtfilt(bb,aa,leftarm_jointzL);
leftarm_jointzL=leftarm_FiltzL;
rightforearm_FiltxL=filtfilt(bb,aa,rightforearm_jointxL);
rightforearm_jointxL=rightforearm_FiltxL;
rightforearm_FiltyL=filtfilt(bb,aa,rightforearm_jointyL);
rightforearm_jointyL=rightforearm_FiltyL;
rightforearm_FiltzL=filtfilt(bb,aa,rightforearm_jointzL);
rightforearm_jointzL=rightforearm_FiltzL;
leftforearm_FiltxL=filtfilt(bb,aa,leftforearm_jointxL);
leftforearm_jointxL=leftforearm_FiltxL;
leftforearm_FiltyL=filtfilt(bb,aa,leftforearm_jointyL);
leftforearm_jointyL=leftforearm_FiltyL;
leftforearm_FiltzL=filtfilt(bb,aa,leftforearm_jointzL);
leftforearm_jointzL=leftforearm_FiltzL;
righthand_FiltxF=filtfilt(bb,aa,righthand_jointxF);
righthand_jointxF=righthand_FiltxF;
righthand_FiltyF=filtfilt(bb,aa,righthand_jointyF);
righthand_jointyF=righthand_FiltyF;
righthand_FiltzF=filtfilt(bb,aa,righthand_jointzF);
righthand_jointzF=righthand_FiltzF;
lefthand_FiltxL=filtfilt(bb,aa,lefthand_jointzL);
lefthand_jointzL=lefthand_FiltxL;
lefthand_FiltyL=filtfilt(bb,aa,lefthand_jointyL);
lefthand_jointyL=lefthand_FiltyL;
lefthand_FiltzL=filtfilt(bb,aa,lefthand_jointzL);
lefthand_jointzL=lefthand_FiltzL;
rightfoot_FiltxL=filtfilt(bb,aa,rightfoot_jointxL);
rightfoot_jointxL=rightfoot_FiltxL;
rightfoot_FiltyL=filtfilt(bb,aa,rightfoot_jointyL);
rightfoot_jointyL=rightfoot_FiltyL;
rightfoot_FiltzL=filtfilt(bb,aa,rightfoot_jointzL);
rightfoot_jointzL=rightfoot_FiltzL;
leftfoot_FiltxL=filtfilt(bb,aa,leftfoot_jointxL);
leftfoot_jointxL=leftfoot_FiltxL;
leftfoot_FiltyL=filtfilt(bb,aa,leftfoot_jointyL);
leftfoot_jointyL=leftfoot_FiltyL;
leftfoot_FiltzL=filtfilt(bb,aa,leftfoot_jointzL);
leftfoot_jointzL=leftfoot_FiltzL;
righttoes_FiltxL=filtfilt(bb,aa,righttoes_jointxL);

```

```

righttoes_jointxL=righttoes_FiltxL;
righttoes_FiltyL=filtfilt(bb,aa,righttoes_jointyL);
righttoes_jointyL=righttoes_FiltyL;
righttoes_FiltzL=filtfilt(bb,aa,righttoes_jointzL);
righttoes_jointzL=righttoes_FiltzL;
lefttoes_FiltxL=filtfilt(bb,aa,lefttoes_jointxL);
lefttoes_jointxL=lefttoes_FiltxL;
lefttoes_FiltyL=filtfilt(bb,aa,lefttoes_jointyL);
lefttoes_jointyL=lefttoes_FiltyL;
lefttoes_FiltzL=filtfilt(bb,aa,lefttoes_jointzL);
lefttoes_jointzL=lefttoes_FiltzL;

```

%% Cortar os sinais considerando apenas o movimento

%VICON

```

headx=headx(ini_v:fin_v,1);
heady=heady(ini_v:fin_v,1);
headz=headz(ini_v:fin_v,1);
claviculax=claviculax(ini_v:fin_v,1);
claviculay=claviculay(ini_v:fin_v,1);
claviculaz=claviculaz(ini_v:fin_v,1);
c7x=c7x(ini_v:fin_v,1);
c7y=c7y(ini_v:fin_v,1);
c7z=c7z(ini_v:fin_v,1);
RSH0x=RSH0x(ini_v:fin_v,1);
RSH0y=RSH0y(ini_v:fin_v,1);
RSH0z=RSH0z(ini_v:fin_v,1);
LSH0x=LSH0x(ini_v:fin_v,1);
LSH0y=LSH0y(ini_v:fin_v,1);
LSH0z=LSH0z(ini_v:fin_v,1);
RELBx=RELBx(ini_v:fin_v,1);
RELBy=RELBy(ini_v:fin_v,1);
RELBz=RELBz(ini_v:fin_v,1);
LELBx=LELBx(ini_v:fin_v,1);
LELBy=LELBy(ini_v:fin_v,1);
LELBz=LELBz(ini_v:fin_v,1);
RWRBx=RWRBx(ini_v:fin_v,1);
RWRBy=RWRBy(ini_v:fin_v,1);
RWRBz=RWRBz(ini_v:fin_v,1);
LWRBx=LWRBx(ini_v:fin_v,1);
LWRBy=LWRBy(ini_v:fin_v,1);
LWRBz=LWRBz(ini_v:fin_v,1);
RASIx=RASIx(ini_v:fin_v,1);
RASLy=RASLy(ini_v:fin_v,1);
RASLz=RASLz(ini_v:fin_v,1);
LASIx=LASIx(ini_v:fin_v,1);
LASLy=LASLy(ini_v:fin_v,1);
LASLz=LASLz(ini_v:fin_v,1);
RPSIx=RPSIx(ini_v:fin_v,1);

```

```

RPSIy=RPSIy(ini_v:fin_v,1);
RPSIz=RPSIz(ini_v:fin_v,1);
LPSIx=LPSIx(ini_v:fin_v,1);
LPSIy=LPSIy(ini_v:fin_v,1);
LPSIz=LPSIz(ini_v:fin_v,1);
sacrox=sacrox(ini_v:fin_v,1);
sacroy=sacroy(ini_v:fin_v,1);
sacroz=sacroz(ini_v:fin_v,1);
T10x=T10x(ini_v:fin_v,1);
T10y=T10y(ini_v:fin_v,1);
T10z=T10z(ini_v:fin_v,1);
RHJCx=RHJCx(ini_v:fin_v,1);
RHJCy=RHJCy(ini_v:fin_v,1);
RHJCz=RHJCz(ini_v:fin_v,1);
LHJCx=LHJCx(ini_v:fin_v,1);
LHJCy=LHJCy(ini_v:fin_v,1);
LHJCz=LHJCz(ini_v:fin_v,1);
RKJCx=RKJCx(ini_v:fin_v,1);
RKJCy=RKJCy(ini_v:fin_v,1);
RKJCz=RKJCz(ini_v:fin_v,1);
LKJCx=LKJCx(ini_v:fin_v,1);
LKJCy=LKJCy(ini_v:fin_v,1);
LKJCz=LKJCz(ini_v:fin_v,1);
RAJCx=RAJCx(ini_v:fin_v,1);
RAJCy=RAJCy(ini_v:fin_v,1);
RAJCz=RAJCz(ini_v:fin_v,1);
LAJCx=LAJCx(ini_v:fin_v,1);
LAJCy=LAJCy(ini_v:fin_v,1);
LAJCz=LAJCz(ini_v:fin_v,1);
RKNEx=RKNEx(ini_v:fin_v,1);
RKNEy=RKNEy(ini_v:fin_v,1);
RKNEz=RKNEz(ini_v:fin_v,1);
LKNEx=LKNEx(ini_v:fin_v,1);
LKNEy=LKNEy(ini_v:fin_v,1);
LKNEz=LKNEz(ini_v:fin_v,1);
RANKx=RANKx(ini_v:fin_v,1);
RANKy=RANKy(ini_v:fin_v,1);
RANKz=RANKz(ini_v:fin_v,1);
LANKx=LANKx(ini_v:fin_v,1);
LANKy=LANKy(ini_v:fin_v,1);
LANKz=LANKz(ini_v:fin_v,1);
RTOEx=RTOEx(ini_v:fin_v,1);
RTOEy=RTOEy(ini_v:fin_v,1);
RTOEz=RTOEz(ini_v:fin_v,1);
LTOEx=LTOEx(ini_v:fin_v,1);
LTOEy=LTOEy(ini_v:fin_v,1);
LTOEz=LTOEz(ini_v:fin_v,1);

```

```
% ARkit da FRENTE
```

```

head_jointxF=head_jointxF(ini_arF:fin_arF,1); %head_joint x
(cabeça)
head_jointyF=head_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
head_jointzF=head_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
spine7_jointxF=spine7_jointxF(ini_arF:fin_arF,1); %spine7_joint
x (clavicula)
spine7_jointyF=spine7_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
spine7_jointzF=spine7_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
neck1_jointxF=neck1_jointxF(ini_arF:fin_arF,1); %neck1_joint x
(c7)
neck1_jointyF=neck1_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
neck1_jointzF=neck1_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
rightarm_jointxF=rightarm_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
%rightharm_joint x (ombro direito)
rightarm_jointyF=rightarm_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
rightarm_jointzF=rightarm_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
leftarm_jointxF=leftarm_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
%leftarm_joint x (ombro esquerdo)
leftarm_jointyF=leftarm_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
leftarm_jointzF=leftarm_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
rightforearm_jointxF=rightforearm_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
%rightforearm_joint x (cotovelo direito)
rightforearm_jointyF=rightforearm_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
rightforearm_jointzF=rightforearm_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
leftforearm_jointxF=leftforearm_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
leftforearm_jointyF=leftforearm_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
leftforearm_jointzF=leftforearm_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
righthand_jointxF=righthand_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
righthand_jointyF=righthand_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
righthand_jointzF=righthand_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
lefthand_jointxF=lefthand_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
lefthand_jointyF=lefthand_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
lefthand_jointzF=lefthand_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
spine1_jointxF=spine1_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
spine1_jointyF=spine1_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
spine1_jointzF=spine1_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
rightupleg_jointxF=rightupleg_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
rightupleg_jointyF=rightupleg_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
rightupleg_jointzF=rightupleg_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
leftupleg_jointxF=leftupleg_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
leftupleg_jointyF=leftupleg_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
leftupleg_jointzF=leftupleg_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
rightleg_jointxF=rightleg_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
rightleg_jointyF=rightleg_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
rightleg_jointzF=rightleg_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
leftleg_jointxF=leftleg_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
leftleg_jointyF=leftleg_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
leftleg_jointzF=leftleg_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
rightfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);

```

```

rightfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
rightfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
leftfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
leftfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
leftfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
righttoes_jointxF=righttoes_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
righttoes_jointyF=righttoes_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
righttoes_jointzF=righttoes_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);
lefttoes_jointxF=lefttoes_jointxF(ini_arF:fin_arF,1);
lefttoes_jointyF=lefttoes_jointyF(ini_arF:fin_arF,1);
lefttoes_jointzF=lefttoes_jointzF(ini_arF:fin_arF,1);

% ARkit da LATERAL
head_jointxL=head_jointxL(ini_arL:fin_arL,1); %head_joint x
(cabeça)
head_jointyL=head_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
head_jointzL=head_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
spine7_jointxL=spine7_jointxL(ini_arL:fin_arL,1); %spine7_joint
x (clavicula)
spine7_jointyL=spine7_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
spine7_jointzL=spine7_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
neck1_jointxL=neck1_jointxL(ini_arL:fin_arL,1); %neck1_joint x
(c7)
neck1_jointyL=neck1_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
neck1_jointzL=neck1_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
rightarm_jointxL=rightarm_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
%rightarm_joint x (ombro direito)
rightarm_jointyL=rightarm_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
rightarm_jointzL=rightarm_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
leftarm_jointxL=leftarm_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
%leftarm_joint x (ombro esquerdo)
leftarm_jointyL=leftarm_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
leftarm_jointzL=leftarm_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
rightforearm_jointxL=rightforearm_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
%rightforearm_joint x (cotovelo direito)
rightforearm_jointyL=rightforearm_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
rightforearm_jointzL=rightforearm_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
leftforearm_jointxL=leftforearm_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
leftforearm_jointyL=leftforearm_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
leftforearm_jointzL=leftforearm_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
righthand_jointxL=righthand_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
righthand_jointyL=righthand_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
righthand_jointzL=righthand_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
lefthand_jointxL=lefthand_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
lefthand_jointyL=lefthand_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
lefthand_jointzL=lefthand_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
spine1_jointxL=spine1_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
spine1_jointyL=spine1_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
spine1_jointzL=spine1_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);

```



```

rightupleg_jointxL=rightupleg_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
rightupleg_jointyL=rightupleg_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
rightupleg_jointzL=rightupleg_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
leftupleg_jointxL=leftupleg_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
leftupleg_jointyL=leftupleg_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
leftupleg_jointzL=leftupleg_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
rightleg_jointxL=rightleg_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
rightleg_jointyL=rightleg_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
rightleg_jointzL=rightleg_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
leftleg_jointxL=leftleg_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
leftleg_jointyL=leftleg_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
leftleg_jointzL=leftleg_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
rightfoot_jointxL=rightfoot_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
rightfoot_jointyL=rightfoot_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
rightfoot_jointzL=rightfoot_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
leftfoot_jointxL=leftfoot_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
leftfoot_jointyL=leftfoot_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
leftfoot_jointzL=leftfoot_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
righttoes_jointxL=righttoes_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
righttoes_jointyL=righttoes_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
righttoes_jointzL=righttoes_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);
lefttoes_jointxL=lefttoes_jointxL(ini_arL:fin_arL,1);
lefttoes_jointyL=lefttoes_jointyL(ini_arL:fin_arL,1);
lefttoes_jointzL=lefttoes_jointzL(ini_arL:fin_arL,1);

```

%% Interpolação

% Tamanho do sinal depois do corte

```

size_vicon=length(headz);
size_ARkitF=length(head_jointzF);
size_ARkitL=length(head_jointzL);

```

%tempo depois da interpolação

```

tf_vicon=size_vicon/fs_v;
sample=1000; %todos com 1000 amostras
ts_time_v=tf_vicon*(1:1:sample)*(1/sample); %vetor tempo

```

% VICON

```

X2=size_vicon;
x2=(1:1:X2)*sample/X2;
dx=(max(x2)-min(x2))/(sample-1);
x=min(x2):dx:max(x2);
HEADx=interp1(x2,headx,x,'spline');
HEADy=interp1(x2,heady,x,'spline');
HEADz=interp1(x2,headz,x,'spline');
CLAVx=interp1(x2,claviculax,x,'spline');
CLAVy=interp1(x2,claviculay,x,'spline');
CLAVz=interp1(x2,claviculaz,x,'spline');
C7x=interp1(x2,c7x,x,'spline');

```

```

C7y=interp1(x2,c7y,x,'spline');
C7z=interp1(x2,c7z,x,'spline');
RSH0x=interp1(x2,RSH0x,x,'spline');
RSH0y=interp1(x2,RSH0y,x,'spline');
RSH0z=interp1(x2,RSH0z,x,'spline');
LSH0x=interp1(x2,LSH0x,x,'spline');
LSH0y=interp1(x2,LSH0y,x,'spline');
LSH0z=interp1(x2,LSH0z,x,'spline');
RELBx=interp1(x2,RELBx,x,'spline');
RELBy=interp1(x2,RELBy,x,'spline');
RELBz=interp1(x2,RELBz,x,'spline');
LELBx=interp1(x2,LELBx,x,'spline');
LELBy=interp1(x2,LELBy,x,'spline');
LELBz=interp1(x2,LELBz,x,'spline');
RWRBx=interp1(x2,RWRBx,x,'spline');
RWRBy=interp1(x2,RWRBy,x,'spline');
RWRBz=interp1(x2,RWRBz,x,'spline');
LWRBx=interp1(x2,LWRBx,x,'spline');
LWRBy=interp1(x2,LWRBy,x,'spline');
LWRBz=interp1(x2,LWRBz,x,'spline');
RASIx=interp1(x2,RASIx,x,'spline');
RASIy=interp1(x2,RASIy,x,'spline');
RASIZ=interp1(x2,RASIZ,x,'spline');
LASIx=interp1(x2,LASIx,x,'spline');
LASIy=interp1(x2,LASIy,x,'spline');
LASIZ=interp1(x2,LASIZ,x,'spline');
RPSIx=interp1(x2,RPSIx,x,'spline');
RPSIy=interp1(x2,RPSIy,x,'spline');
RPSIZ=interp1(x2,RPSIZ,x,'spline');
LPSIx=interp1(x2,LPSIx,x,'spline');
LPSIy=interp1(x2,LPSIy,x,'spline');
LPSIZ=interp1(x2,LPSIZ,x,'spline');
SACROx=interp1(x2,sacrox,x,'spline');
SACROy=interp1(x2,sacroy,x,'spline');
SACROz=interp1(x2,sacroz,x,'spline');
T10x= interp1(x2,T10x,x,'spline');
T10y= interp1(x2,T10y,x,'spline');
T10z= interp1(x2,T10z,x,'spline');
RHJCx=interp1(x2,RHJCx,x,'spline');
RHJCy=interp1(x2,RHJCy,x,'spline');
RHJCz=interp1(x2,RHJCz,x,'spline');
LHJCx=interp1(x2,LHJCx,x,'spline');
LHJCy=interp1(x2,LHJCy,x,'spline');
LHJCz=interp1(x2,LHJCz,x,'spline');
RKJCx=interp1(x2,RKJCx,x,'spline');
RKJCy=interp1(x2,RKJCy,x,'spline');
RKJCz=interp1(x2,RKJCz,x,'spline');
LKJCx=interp1(x2,LKJCx,x,'spline');
LKJCy=interp1(x2,LKJCy,x,'spline');

```

```

LKJCz=interp1(x2,LKJCz,x,'spline');
RAJCx=interp1(x2,RAJCx,x,'spline');
RAJCy=interp1(x2,RAJCy,x,'spline');
RAJCz=interp1(x2,RAJCz,x,'spline');
LAJCx=interp1(x2,LAJCx,x,'spline');
LAJCy=interp1(x2,LAJCy,x,'spline');
LAJCz=interp1(x2,LAJCz,x,'spline');
RKNEx=interp1(x2,RKNEx,x,'spline');
RKNEy=interp1(x2,RKNEy,x,'spline');
RKNEz=interp1(x2,RKNEz,x,'spline');
LKNEx=interp1(x2,LKNEx,x,'spline');
LKNEy=interp1(x2,LKNEy,x,'spline');
LKNEz=interp1(x2,LKNEz,x,'spline');
RANKx=interp1(x2,RANKx,x,'spline');
RANKy=interp1(x2,RANKy,x,'spline');
RANKz=interp1(x2,RANKz,x,'spline');
LANKx=interp1(x2,LANKx,x,'spline');
LANKy=interp1(x2,LANKy,x,'spline');
LANKz=interp1(x2,LANKz,x,'spline');
RTOEx=interp1(x2,RTOEx,x,'spline');
RTOEy=interp1(x2,RTOEy,x,'spline');
RTOEz=interp1(x2,RTOEz,x,'spline');
LTOEx=interp1(x2,LTOEx,x,'spline');
LTOEy=interp1(x2,LTOEy,x,'spline');
LTOEz=interp1(x2,LTOEz,x,'spline');

% ARkit FRENTE
X2=size_ARkitF;
x2=(1:1:X2)*sample/X2;
dx=(max(x2)-min(x2))/(sample-1);
x=min(x2):dx:max(x2);
head_jointxF=interp1(x2,head_jointxF,x,'spline');
head_jointyF=interp1(x2,head_jointyF,x,'spline');
head_jointzF=interp1(x2,head_jointzF,x,'spline');
spine7_jointxF=interp1(x2,spine7_jointxF,x,'spline');
spine7_jointyF=interp1(x2,spine7_jointyF,x,'spline');
spine7_jointzF=interp1(x2,spine7_jointzF,x,'spline');
neck1_jointxF=interp1(x2,neck1_jointxF,x,'spline');
neck1_jointyF=interp1(x2,neck1_jointyF,x,'spline');
neck1_jointzF=interp1(x2,neck1_jointzF,x,'spline');
rightarm_jointxF=interp1(x2,rightarm_jointxF,x,'spline');
rightarm_jointyF=interp1(x2,rightarm_jointyF,x,'spline');
rightarm_jointzF=interp1(x2,rightarm_jointzF,x,'spline');
leftarm_jointxF=interp1(x2,leftarm_jointxF,x,'spline');
leftarm_jointyF=interp1(x2,leftarm_jointyF,x,'spline');
leftarm_jointzF=interp1(x2,leftarm_jointzF,x,'spline');
rightforearm_jointxF=interp1(x2,rightforearm_jointxF,x,'spline')
;

```

```

rightforearm_jointyF=interp1(x2,rightforearm_jointyF,x,'spline');
;
rightforearm_jointzF=interp1(x2,rightforearm_jointzF,x,'spline');
;
leftforearm_jointxF=interp1(x2,leftforearm_jointxF,x,'spline');
leftforearm_jointyF=interp1(x2,leftforearm_jointyF,x,'spline');
leftforearm_jointzF=interp1(x2,leftforearm_jointzF,x,'spline');
righthand_jointxF=interp1(x2,righthand_jointxF,x,'spline');
righthand_jointyF=interp1(x2,righthand_jointyF,x,'spline');
righthand_jointzF=interp1(x2,righthand_jointzF,x,'spline');
lefthand_jointxF=interp1(x2,lefthand_jointxF,x,'spline');
lefthand_jointyF=interp1(x2,lefthand_jointyF,x,'spline');
lefthand_jointzF=interp1(x2,lefthand_jointzF,x,'spline');
spine1_jointxF=interp1(x2,spine1_jointxF,x,'spline');
spine1_jointyF=interp1(x2,spine1_jointyF,x,'spline');
spine1_jointzF=interp1(x2,spine1_jointzF,x,'spline');
rightupleg_jointxF=interp1(x2,rightupleg_jointxF,x,'spline');
rightupleg_jointyF=interp1(x2,rightupleg_jointyF,x,'spline');
rightupleg_jointzF=interp1(x2,rightupleg_jointzF,x,'spline');
leftupleg_jointxF=interp1(x2,leftupleg_jointxF,x,'spline');
leftupleg_jointyF=interp1(x2,leftupleg_jointyF,x,'spline');
leftupleg_jointzF=interp1(x2,leftupleg_jointzF,x,'spline');
rightleg_jointxF=interp1(x2,rightleg_jointxF,x,'spline');
rightleg_jointyF=interp1(x2,rightleg_jointyF,x,'spline');
rightleg_jointzF=interp1(x2,rightleg_jointzF,x,'spline');
leftleg_jointxF=interp1(x2,leftleg_jointxF,x,'spline');
leftleg_jointyF=interp1(x2,leftleg_jointyF,x,'spline');
leftleg_jointzF=interp1(x2,leftleg_jointzF,x,'spline');
rightfoot_jointxF=interp1(x2,rightfoot_jointxF,x,'spline');
rightfoot_jointyF=interp1(x2,rightfoot_jointyF,x,'spline');
rightfoot_jointzF=interp1(x2,rightfoot_jointzF,x,'spline');
leftfoot_jointxF=interp1(x2,leftfoot_jointxF,x,'spline');
leftfoot_jointyF=interp1(x2,leftfoot_jointyF,x,'spline');
leftfoot_jointzF=interp1(x2,leftfoot_jointzF,x,'spline');
righttoes_jointxF=interp1(x2,righttoes_jointxF,x,'spline');
righttoes_jointyF=interp1(x2,righttoes_jointyF,x,'spline');
righttoes_jointzF=interp1(x2,righttoes_jointzF,x,'spline');
lefttoes_jointxF=interp1(x2,lefttoes_jointxF,x,'spline');
lefttoes_jointyF=interp1(x2,lefttoes_jointyF,x,'spline');
lefttoes_jointzF=interp1(x2,lefttoes_jointzF,x,'spline');

```

% ARkit LATERAL

```

X2=size_ARkitL;
x2=(1:1:X2)*sample/X2;
dx=(max(x2)-min(x2))/(sample-1);
x=min(x2):dx:max(x2);
head_jointxL=interp1(x2,head_jointxL,x,'spline');
head_jointyL=interp1(x2,head_jointyL,x,'spline');
head_jointzL=interp1(x2,head_jointzL,x,'spline');

```

```

spine7_jointxL=interp1(x2,spine7_jointxL,x,'spline');
spine7_jointyL=interp1(x2,spine7_jointyL,x,'spline');
spine7_jointzL=interp1(x2,spine7_jointzL,x,'spline');
neck1_jointxL=interp1(x2,neck1_jointxL,x,'spline');
neck1_jointyL=interp1(x2,neck1_jointyL,x,'spline');
neck1_jointzL=interp1(x2,neck1_jointzL,x,'spline');
rightarm_jointxL=interp1(x2,rightarm_jointxL,x,'spline');
rightarm_jointyL=interp1(x2,rightarm_jointyL,x,'spline');
rightarm_jointzL=interp1(x2,rightarm_jointzL,x,'spline');
leftarm_jointxL=interp1(x2,leftarm_jointxL,x,'spline');
leftarm_jointyL=interp1(x2,leftarm_jointyL,x,'spline');
leftarm_jointzL=interp1(x2,leftarm_jointzL,x,'spline');
rightforearm_jointxL=interp1(x2,rightforearm_jointxL,x,'spline')
;
rightforearm_jointyL=interp1(x2,rightforearm_jointyL,x,'spline')
;
rightforearm_jointzL=interp1(x2,rightforearm_jointzL,x,'spline')
;
leftforearm_jointxL=interp1(x2,leftforearm_jointxL,x,'spline');
leftforearm_jointyL=interp1(x2,leftforearm_jointyL,x,'spline');
leftforearm_jointzL=interp1(x2,leftforearm_jointzL,x,'spline');
righthand_jointxL=interp1(x2,righthand_jointxL,x,'spline');
righthand_jointyL=interp1(x2,righthand_jointyL,x,'spline');
righthand_jointzL=interp1(x2,righthand_jointzL,x,'spline');
lefthand_jointxL=interp1(x2,lefthand_jointxL,x,'spline');
lefthand_jointyL=interp1(x2,lefthand_jointyL,x,'spline');
lefthand_jointzL=interp1(x2,lefthand_jointzL,x,'spline');
spine1_jointxL=interp1(x2,spine1_jointxL,x,'spline');
spine1_jointyL=interp1(x2,spine1_jointyL,x,'spline');
spine1_jointzL=interp1(x2,spine1_jointzL,x,'spline');
rightupleg_jointxL=interp1(x2,rightupleg_jointxL,x,'spline');
rightupleg_jointyL=interp1(x2,rightupleg_jointyL,x,'spline');
rightupleg_jointzL=interp1(x2,rightupleg_jointzL,x,'spline');
leftupleg_jointxL=interp1(x2,leftupleg_jointxL,x,'spline');
leftupleg_jointyL=interp1(x2,leftupleg_jointyL,x,'spline');
leftupleg_jointzL=interp1(x2,leftupleg_jointzL,x,'spline');
rightleg_jointxL=interp1(x2,rightleg_jointxL,x,'spline');
rightleg_jointyL=interp1(x2,rightleg_jointyL,x,'spline');
rightleg_jointzL=interp1(x2,rightleg_jointzL,x,'spline');
leftleg_jointxL=interp1(x2,leftleg_jointxL,x,'spline');
leftleg_jointyL=interp1(x2,leftleg_jointyL,x,'spline');
leftleg_jointzL=interp1(x2,leftleg_jointzL,x,'spline');
rightfoot_jointxL=interp1(x2,rightfoot_jointxL,x,'spline');
rightfoot_jointyL=interp1(x2,rightfoot_jointyL,x,'spline');
rightfoot_jointzL=interp1(x2,rightfoot_jointzL,x,'spline');
leftfoot_jointxL=interp1(x2,leftfoot_jointxL,x,'spline');
leftfoot_jointyL=interp1(x2,leftfoot_jointyL,x,'spline');
leftfoot_jointzL=interp1(x2,leftfoot_jointzL,x,'spline');
righttoes_jointxL=interp1(x2,righttoes_jointxL,x,'spline');

```

```

righttoes_jointyL=interp1(x2,righttoes_jointyL,x,'spline');
righttoes_jointzL=interp1(x2,righttoes_jointzL,x,'spline');
lefttoes_jointxL=interp1(x2,lefttoes_jointxL,x,'spline');
lefttoes_jointyL=interp1(x2,lefttoes_jointyL,x,'spline');
lefttoes_jointzL=interp1(x2,lefttoes_jointzL,x,'spline');

```

```

%% Escrever no arquivo de saida (.csv)

```

```

xlswrite(namefiles,ts_time_v',1,'A'); %vetor de tempo da coleta
xlswrite(namefiles,HEADx',1,'B'); %Vicon
xlswrite(namefiles,HEADy',1,'C');
xlswrite(namefiles,HEADz',1,'D');
xlswrite(namefiles,CLAVx',1,'E');
xlswrite(namefiles,CLAVy',1,'F');
xlswrite(namefiles,CLAVz',1,'G');
xlswrite(namefiles,C7x',1,'H');
xlswrite(namefiles,C7y',1,'I');
xlswrite(namefiles,C7z',1,'J');
xlswrite(namefiles,RSHOx',1,'K');
xlswrite(namefiles,RSHOy',1,'L');
xlswrite(namefiles,RSHOz',1,'M');
xlswrite(namefiles,LSHOx',1,'N');
xlswrite(namefiles,LSHOy',1,'O');
xlswrite(namefiles,LSHOz',1,'P');
xlswrite(namefiles,RELBx',1,'Q');
xlswrite(namefiles,RELBy',1,'R');
xlswrite(namefiles,RELBz',1,'S');
xlswrite(namefiles,LELBx',1,'T');
xlswrite(namefiles,LELBy',1,'U');
xlswrite(namefiles,LELBz',1,'V');
xlswrite(namefiles,RWRBx',1,'W');
xlswrite(namefiles,RWRBy',1,'X');
xlswrite(namefiles,RWRBz',1,'Y');
xlswrite(namefiles,LWRBx',1,'Z');
xlswrite(namefiles,LWRBy',1,'AA');
xlswrite(namefiles,LWRBz',1,'AB');
xlswrite(namefiles,RASIx',1,'AC');
xlswrite(namefiles,RASIy',1,'AD');
xlswrite(namefiles,RASIZ',1,'AE');
xlswrite(namefiles,LASIx',1,'AF');
xlswrite(namefiles,LASIy',1,'AG');
xlswrite(namefiles,LASIZ',1,'AH');
xlswrite(namefiles,RPSIx',1,'AI');
xlswrite(namefiles,RPSIy',1,'AJ');
xlswrite(namefiles,RPSIZ',1,'AK');
xlswrite(namefiles,LPSIx',1,'AL');
xlswrite(namefiles,LPSIy',1,'AM');
xlswrite(namefiles,LPSIZ',1,'AN');

```



```

xlswrite(namefiles,SACROx',1,'AO');
xlswrite(namefiles,SACROy',1,'AP');
xlswrite(namefiles,SACROz',1,'AQ');
xlswrite(namefiles,T10x',1,'AR');
xlswrite(namefiles,T10y',1,'AS');
xlswrite(namefiles,T10z',1,'AT');
xlswrite(namefiles,RHJCx',1,'AU');
xlswrite(namefiles,RHJCy',1,'AV');
xlswrite(namefiles,RHJCz',1,'AW');
xlswrite(namefiles,LHJCx',1,'AX');
xlswrite(namefiles,LHJCy',1,'AY');
xlswrite(namefiles,LHJCz',1,'AZ');
xlswrite(namefiles,RKJCx',1,'BA');
xlswrite(namefiles,RKJCy',1,'BB');
xlswrite(namefiles,RKJCz',1,'BC');
xlswrite(namefiles,LKJCx',1,'BD');
xlswrite(namefiles,LKJCy',1,'BE');
xlswrite(namefiles,LKJCz',1,'BF');
xlswrite(namefiles,RAJCx',1,'BG');
xlswrite(namefiles,RAJCy',1,'BH');
xlswrite(namefiles,RAJCz',1,'BI');
xlswrite(namefiles,LAJCx',1,'BJ');
xlswrite(namefiles,LAJCy',1,'BK');
xlswrite(namefiles,LAJCz',1,'BL');
xlswrite(namefiles,RKNEx',1,'BM');
xlswrite(namefiles,RKNEy',1,'BN');
xlswrite(namefiles,RKNEz',1,'BO');
xlswrite(namefiles,LKNEx',1,'BP');
xlswrite(namefiles,LKNEy',1,'BQ');
xlswrite(namefiles,LKNEz',1,'BR');
xlswrite(namefiles,RANKx',1,'BS');
xlswrite(namefiles,RANKy',1,'BT');
xlswrite(namefiles,RANKz',1,'BU');
xlswrite(namefiles,LANKx',1,'BV');
xlswrite(namefiles,LANKy',1,'BW');
xlswrite(namefiles,LANKz',1,'BX');
xlswrite(namefiles,RTOEx',1,'BY');
xlswrite(namefiles,RTOEy',1,'BZ');
xlswrite(namefiles,RTOEz',1,'CA');
xlswrite(namefiles,LTOEx',1,'CB');
xlswrite(namefiles,LTOEy',1,'CC');
xlswrite(namefiles,LTOEz',1,'CD');

xlswrite(namefiles,head_jointxF',1,'CE'); %ARkit da FRENTE
xlswrite(namefiles,head_jointyF',1,'CF');
xlswrite(namefiles,head_jointzF',1,'CG');
xlswrite(namefiles,spine7_jointxF',1,'CH');
xlswrite(namefiles,spine7_jointyF',1,'CI');
xlswrite(namefiles,spine7_jointzF',1,'CJ');

```

```

xlswrite(namefiles,neck1_jointxF',1,'CK');
xlswrite(namefiles,neck1_jointyF',1,'CL');
xlswrite(namefiles,neck1_jointzF',1,'CM');
xlswrite(namefiles,rightarm_jointxF',1,'CN');
xlswrite(namefiles,rightarm_jointyF',1,'CO');
xlswrite(namefiles,rightarm_jointzF',1,'CP');
xlswrite(namefiles,leftarm_jointxF',1,'CQ');
xlswrite(namefiles,leftarm_jointyF',1,'CR');
xlswrite(namefiles,leftarm_jointzF',1,'CS');
xlswrite(namefiles,rightforearm_jointxF',1,'CT');
xlswrite(namefiles,rightforearm_jointyF',1,'CU');
xlswrite(namefiles,rightforearm_jointzF',1,'CV');
xlswrite(namefiles,leftforearm_jointxF',1,'CW');
xlswrite(namefiles,leftforearm_jointyF',1,'CX');
xlswrite(namefiles,leftforearm_jointzF',1,'CY');
xlswrite(namefiles,righthand_jointxF',1,'CZ');
xlswrite(namefiles,righthand_jointyF',1,'DA');
xlswrite(namefiles,righthand_jointzF',1,'DB');
xlswrite(namefiles,lefthand_jointxF',1,'DC');
xlswrite(namefiles,lefthand_jointyF',1,'DD');
xlswrite(namefiles,lefthand_jointzF',1,'DE');
xlswrite(namefiles,spine1_jointxF',1,'DF');
xlswrite(namefiles,spine1_jointyF',1,'DG');
xlswrite(namefiles,spine1_jointzF',1,'DH');
xlswrite(namefiles,rightupleg_jointxF',1,'DI');
xlswrite(namefiles,rightupleg_jointyF',1,'DJ');
xlswrite(namefiles,rightupleg_jointzF',1,'DK');
xlswrite(namefiles,leftupleg_jointxF',1,'DL');
xlswrite(namefiles,leftupleg_jointyF',1,'DM');
xlswrite(namefiles,leftupleg_jointzF',1,'DN');
xlswrite(namefiles,rightleg_jointxF',1,'DO');
xlswrite(namefiles,rightleg_jointyF',1,'DP');
xlswrite(namefiles,rightleg_jointzF',1,'DQ');
xlswrite(namefiles,leftleg_jointxF',1,'DR');
xlswrite(namefiles,leftleg_jointyF',1,'DS');
xlswrite(namefiles,leftleg_jointzF',1,'DT');
xlswrite(namefiles,rightfoot_jointxF',1,'DU');
xlswrite(namefiles,rightfoot_jointyF',1,'DV');
xlswrite(namefiles,rightfoot_jointzF',1,'DW');
xlswrite(namefiles,leftfoot_jointxF',1,'DX');
xlswrite(namefiles,leftfoot_jointyF',1,'DY');
xlswrite(namefiles,leftfoot_jointzF',1,'DZ');
xlswrite(namefiles,righttoes_jointxF',1,'EA');
xlswrite(namefiles,righttoes_jointyF',1,'EB');
xlswrite(namefiles,righttoes_jointzF',1,'EC');
xlswrite(namefiles,lefttoes_jointxF',1,'ED');
xlswrite(namefiles,lefttoes_jointyF',1,'EE');
xlswrite(namefiles,lefttoes_jointzF',1,'EF');

```



```

xlswrite(namefiles,head_jointxL',1,'EG'); %ARKit da LATERAL
xlswrite(namefiles,head_jointyL',1,'EH');
xlswrite(namefiles,head_jointzL',1,'EI');
xlswrite(namefiles,spine7_jointxL',1,'EJ');
xlswrite(namefiles,spine7_jointyL',1,'EK');
xlswrite(namefiles,spine7_jointzL',1,'EL');
xlswrite(namefiles,neck1_jointxL',1,'EM');
xlswrite(namefiles,neck1_jointyL',1,'EN');
xlswrite(namefiles,neck1_jointzL',1,'EO');
xlswrite(namefiles,rightarm_jointxL',1,'EP');
xlswrite(namefiles,rightarm_jointyL',1,'EQ');
xlswrite(namefiles,rightarm_jointzL',1,'ER');
xlswrite(namefiles,leftarm_jointxL',1,'ES');
xlswrite(namefiles,leftarm_jointyL',1,'ET');
xlswrite(namefiles,leftarm_jointzL',1,'EU');
xlswrite(namefiles,rightforearm_jointxL',1,'EV');
xlswrite(namefiles,rightforearm_jointyL',1,'EW');
xlswrite(namefiles,rightforearm_jointzL',1,'EX');
xlswrite(namefiles,leftforearm_jointxL',1,'EY');
xlswrite(namefiles,leftforearm_jointyL',1,'EZ');
xlswrite(namefiles,leftforearm_jointzL',1,'FA');
xlswrite(namefiles,righthand_jointxL',1,'FB');
xlswrite(namefiles,righthand_jointyL',1,'FC');
xlswrite(namefiles,righthand_jointzL',1,'FD');
xlswrite(namefiles,lefthand_jointxL',1,'FE');
xlswrite(namefiles,lefthand_jointyL',1,'FF');
xlswrite(namefiles,lefthand_jointzL',1,'FG');
xlswrite(namefiles,spine1_jointxL',1,'FH');
xlswrite(namefiles,spine1_jointyL',1,'FI');
xlswrite(namefiles,spine1_jointzL',1,'FJ');
xlswrite(namefiles,rightupleg_jointxL',1,'FK');
xlswrite(namefiles,rightupleg_jointyL',1,'FL');
xlswrite(namefiles,rightupleg_jointzL',1,'FM');
xlswrite(namefiles,leftupleg_jointxL',1,'FN');
xlswrite(namefiles,leftupleg_jointyL',1,'FO');
xlswrite(namefiles,leftupleg_jointzL',1,'FP');
xlswrite(namefiles,rightleg_jointxL',1,'FQ');
xlswrite(namefiles,rightleg_jointyL',1,'FR');
xlswrite(namefiles,rightleg_jointzL',1,'FS');
xlswrite(namefiles,leftleg_jointxL',1,'FT');
xlswrite(namefiles,leftleg_jointyL',1,'FU');
xlswrite(namefiles,leftleg_jointzL',1,'FV');
xlswrite(namefiles,rightfoot_jointxL',1,'FW');
xlswrite(namefiles,rightfoot_jointyL',1,'FX');
xlswrite(namefiles,rightfoot_jointzL',1,'FY');
xlswrite(namefiles,leftfoot_jointxL',1,'FZ');
xlswrite(namefiles,leftfoot_jointyL',1,'GA');
xlswrite(namefiles,leftfoot_jointzL',1,'GB');
xlswrite(namefiles,righttoes_jointxL',1,'GC');

```

```

xlswrite(namefiles,righttoes_jointyL',1,'GD');
xlswrite(namefiles,righttoes_jointzL',1,'GE');
xlswrite(namefiles,lefttoes_jointxL',1,'GF');
xlswrite(namefiles,lefttoes_jointyL',1,'GG');
xlswrite(namefiles,lefttoes_jointzL',1,'GH');

%% Seleciona o movimento e chama a próxima rotina

%retoma o movimento analisado
if nmov < 1.1 || nmov > 10.5
    rotina = 'X';
else
    switch nmov
        case 1.1
            rotina = 'FlexExt_Angles.m';
            edit FlexExt_Angles.m;
            run FlexExt_Angles.m;
        case 1.2
            rotina = 'FlexLat_Angles.m';
            edit FlexLat_Angles.m;
            run FlexLat_Angles.m;
        case 1.3
            rotina = 'Rota_Angles.m';
            edit Rota_Angles.m
            run Rota_Angles.m
        case 1.4
            rotina = 'Passo_Frente.m';
            edit Passo_Frente.m
            run Passo_Frente.m
        case 1.5
            rotina = 'Passo_Lateral.m';
            edit Passo_Lateral.m
            run Passo_Lateral.m
        case 2.1
            rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
            edit FlexExt_Angles.m;
            run FlexExt_Angles.m;
        case 2.2
            rotina = 'FlexLat_Angles.m';
            edit FlexLat_Angles.m;
            run FlexLat_Angles.m;
        case 2.3
            rotina = 'Rota_Angles.m';
            edit Rota_Angles.m
            run Rota_Angles.m
        case 2.4
            rotina = 'Passo_Frente.m';
            edit Passo_Frente.m
            run Passo_Frente.m

```

```

    case 2.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 3.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;
run FlexExt_Angles.m;
    case 3.2
rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
    case 3.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
    case 3.4
rotina = 'Passo_Frente.m';
edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
    case 3.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 4.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;
run FlexExt_Angles.m;
    case 4.2
rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
    case 4.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
    case 4.4
rotina = 'Passo_Frente.m';
edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
    case 4.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 5.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;
run FlexExt_Angles.m;
    case 5.2

```

```

rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
    case 5.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
    case 5.4
rotina = 'Passo_Frente.m';
edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
    case 5.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 6.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;
run FlexExt_Angles.m;
    case 6.2
rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
    case 6.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
    case 6.4
rotina = 'Passo_Frente.m';
edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
    case 6.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 7.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;
run FlexExt_Angles.m;
    case 7.2
rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
    case 7.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
    case 7.4
rotina = 'Passo_Frente.m';

```

```

edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
    case 7.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 8.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;
run FlexExt_Angles.m;
    case 8.2
rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
    case 8.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
    case 8.4
rotina = 'Passo_Frente.m';
edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
    case 8.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 9.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;
run FlexExt_Angles.m;
    case 9.2
rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
    case 9.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
    case 9.4
rotina = 'Passo_Frente.m';
edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
    case 9.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
    case 10.1
rotina = 'FlexExt_Angles.m' ;
edit FlexExt_Angles.m;

```

```
run FlexExt_Angles.m;
case 10.2
rotina = 'FlexLat_Angles.m';
edit FlexLat_Angles.m;
run FlexLat_Angles.m;
case 10.3
rotina = 'Rota_Angles.m';
edit Rota_Angles.m
run Rota_Angles.m
case 10.4
rotina = 'Passo_Frente.m';
edit Passo_Frente.m
run Passo_Frente.m
case 10.5
rotina = 'Passo_Lateral.m';
edit Passo_Lateral.m
run Passo_Lateral.m
end
end
```

ANEXO C - ROTINA PARA OBTENÇÃO DO ÂNGULO DA FET DO TRONCO

```
% MOVIMENTO DE FLEXÃO/EXTENSÃO DE TRONCO
% OBJ: A rotina usa o arquivo de coordenadas gerado na rotina
anterior para calcular os ângulos

%% Chamar o arquivo de coordenadas

% close all
clear;

[file, diret]= uigetfile({'*.xls', '*..*'},strcat('Selecione o
arquivo das coordenadas (gerado na rotina anterior):'));
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    fullname=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
end

file = readtable(fullname, 'HeaderLines',1);

%% Selecionar vetores importantes

time=table2array(file(:,1)); %tempo
HEADx=table2array(file(:,2)); %Vicon
HEADy=table2array(file(:,3));
HEADz=table2array(file(:,4));
CLAVx=table2array(file(:,5));
CLAVy=table2array(file(:,6));
CLAVz=table2array(file(:,7));
C7x=table2array(file(:,8));
C7y=table2array(file(:,9));
C7z=table2array(file(:,10));
RSH0x=table2array(file(:,11));
RSH0y=table2array(file(:,12));
RSH0z=table2array(file(:,13));
LSH0x=table2array(file(:,14));
LSH0y=table2array(file(:,15));
LSH0z=table2array(file(:,16));
RELBx=table2array(file(:,17));
RELBx=table2array(file(:,18));
RELBz=table2array(file(:,19));
LELBx=table2array(file(:,20));
LELBx=table2array(file(:,21));
LELBz=table2array(file(:,22));
RWRBx=table2array(file(:,23));
RWRBy=table2array(file(:,24));
```

```
RWRBz=table2array(file(:,25));
LWRBx=table2array(file(:,26));
LWRBy=table2array(file(:,27));
LWRBz=table2array(file(:,28));
RASIx=table2array(file(:,29));
RASiY=table2array(file(:,30));
RASiZ=table2array(file(:,31));
LASIx=table2array(file(:,32));
LASiY=table2array(file(:,33));
LASiZ=table2array(file(:,34));
RPSIx=table2array(file(:,35));
RPSiY=table2array(file(:,36));
RPSiZ=table2array(file(:,37));
LPSIx=table2array(file(:,38));
LPSiY=table2array(file(:,39));
LPSiZ=table2array(file(:,40));
SACROx=table2array(file(:,41));
SACROy=table2array(file(:,42));
SACROz=table2array(file(:,43));
T10x=table2array(file(:,44));
T10y=table2array(file(:,45));
T10z=table2array(file(:,46));
RHJCx=table2array(file(:,47));
RHJCy=table2array(file(:,48));
RHJCz=table2array(file(:,49));
LHJCx=table2array(file(:,50));
LHJCy=table2array(file(:,51));
LHJCz=table2array(file(:,52));
RKJCx=table2array(file(:,53));
RKJCy=table2array(file(:,54));
RKJCz=table2array(file(:,55));
LKJCx=table2array(file(:,56));
LKJCy=table2array(file(:,57));
LKJCz=table2array(file(:,58));
RAJCx=table2array(file(:,59));
RAJCy=table2array(file(:,60));
RAJCz=table2array(file(:,61));
LAJCx=table2array(file(:,62));
LAJCy=table2array(file(:,63));
LAJCz=table2array(file(:,64));
RKNEx=table2array(file(:,65));
RKNEy=table2array(file(:,66));
RKNEz=table2array(file(:,67));
LKNEx=table2array(file(:,68));
LKNEy=table2array(file(:,69));
LKNEz=table2array(file(:,70));
RANKx=table2array(file(:,71));
RANKy=table2array(file(:,72));
RANKz=table2array(file(:,73));
```



```

LANKx=table2array(file(:,74));
LANKy=table2array(file(:,75));
LANKz=table2array(file(:,76));
RTOEx=table2array(file(:,77));
RTOEy=table2array(file(:,78));
RTOEz=table2array(file(:,79));
LTOEx=table2array(file(:,80));
LTOEy=table2array(file(:,81));
LTOEz=table2array(file(:,82));

head_jointxF=table2array(file(:,83)); %ARKit da FRENTE
head_jointyF=table2array(file(:,84));
head_jointzF=table2array(file(:,85));
spine7_jointxF=table2array(file(:,86));
spine7_jointyF=table2array(file(:,87));
spine7_jointzF=table2array(file(:,88));
neck1_jointxF=table2array(file(:,89));
neck1_jointyF=table2array(file(:,90));
neck1_jointzF=table2array(file(:,91));
rightarm_jointxF=table2array(file(:,92));
rightarm_jointyF=table2array(file(:,93));
rightarm_jointzF=table2array(file(:,94));
leftarm_jointxF=table2array(file(:,95));
leftarm_jointyF=table2array(file(:,96));
leftarm_jointzF=table2array(file(:,97));
rightforearm_jointxF=table2array(file(:,98));
rightforearm_jointyF=table2array(file(:,99));
rightforearm_jointzF=table2array(file(:,100));
leftforearm_jointxF=table2array(file(:,101));
leftforearm_jointyF=table2array(file(:,102));
leftforearm_jointzF=table2array(file(:,103));
righthand_jointxF=table2array(file(:,104));
righthand_jointyF=table2array(file(:,105));
righthand_jointzF=table2array(file(:,106));
lefthand_jointxF=table2array(file(:,107));
lefthand_jointyF=table2array(file(:,108));
lefthand_jointzF=table2array(file(:,109));
spine1_jointxF=table2array(file(:,110));
spine1_jointyF=table2array(file(:,111));
spine1_jointzF=table2array(file(:,112));
rightupleg_jointxF=table2array(file(:,113));
rightupleg_jointyF=table2array(file(:,114));
rightupleg_jointzF=table2array(file(:,115));
leftupleg_jointxF=table2array(file(:,116));
leftupleg_jointyF=table2array(file(:,117));
leftupleg_jointzF=table2array(file(:,118));
rightleg_jointxF=table2array(file(:,119));
rightleg_jointyF=table2array(file(:,120));
rightleg_jointzF=table2array(file(:,121));

```

```

leftleg_jointxF=table2array(file(:,122));
leftleg_jointyF=table2array(file(:,123));
leftleg_jointzF=table2array(file(:,124));
rightfoot_jointxF=table2array(file(:,125));
rightfoot_jointyF=table2array(file(:,126));
rightfoot_jointzF=table2array(file(:,127));
leftfoot_jointxF=table2array(file(:,128));
leftfoot_jointxF=table2array(file(:,129));
leftfoot_jointxF=table2array(file(:,130));
righttoes_jointxF=table2array(file(:,131));
righttoes_jointyF=table2array(file(:,132));
righttoes_jointzF=table2array(file(:,133));
lefttoes_jointxF=table2array(file(:,134));
lefttoes_jointyF=table2array(file(:,135));
lefttoes_jointzF=table2array(file(:,136));

head_jointxL=table2array(file(:,137)); %ARKit da LATERAL
head_jointyL=table2array(file(:,138));
head_jointzL=table2array(file(:,139));
spine7_jointxL=table2array(file(:,140));
spine7_jointyL=table2array(file(:,141));
spine7_jointzL=table2array(file(:,142));
neck1_jointxL=table2array(file(:,143));
neck1_jointyL=table2array(file(:,144));
neck1_jointzL=table2array(file(:,145));
rightarm_jointxL=table2array(file(:,146));
rightarm_jointyL=table2array(file(:,147));
rightarm_jointzL=table2array(file(:,148));
leftarm_jointxL=table2array(file(:,149));
leftarm_jointyL=table2array(file(:,150));
leftarm_jointzL=table2array(file(:,151));
rightforearm_jointxL=table2array(file(:,152));
rightforearm_jointyL=table2array(file(:,153));
rightforearm_jointzL=table2array(file(:,154));
leftforearm_jointxL=table2array(file(:,155));
leftforearm_jointyL=table2array(file(:,156));
leftforearm_jointzL=table2array(file(:,157));
righthand_jointxL=table2array(file(:,158));
righthand_jointyL=table2array(file(:,159));
righthand_jointzL=table2array(file(:,160));
lefthand_jointxL=table2array(file(:,161));
lefthand_jointyL=table2array(file(:,162));
lefthand_jointzL=table2array(file(:,163));
spine1_jointxL=table2array(file(:,164));
spine1_jointyL=table2array(file(:,165));
spine1_jointzL=table2array(file(:,166));
rightupleg_jointxL=table2array(file(:,167));
rightupleg_jointyL=table2array(file(:,168));
rightupleg_jointzL=table2array(file(:,169));

```

```

leftupleg_jointxL=table2array(file(:,170));
leftupleg_jointyL=table2array(file(:,171));
leftupleg_jointzL=table2array(file(:,172));
rightleg_jointxL=table2array(file(:,173));
rightleg_jointyL=table2array(file(:,174));
rightleg_jointzL=table2array(file(:,175));
leftleg_jointxL=table2array(file(:,176));
leftleg_jointyL=table2array(file(:,177));
leftleg_jointzL=table2array(file(:,178));
rightfoot_jointxL=table2array(file(:,179));
rightfoot_jointyL=table2array(file(:,180));
rightfoot_jointzL=table2array(file(:,181));
leftfoot_jointxL=table2array(file(:,182));
leftfoot_jointyL=table2array(file(:,183));
leftfoot_jointzL=table2array(file(:,184));
righttoes_jointxL=table2array(file(:,185));
righttoes_jointyL=table2array(file(:,186));
righttoes_jointzL=table2array(file(:,187));
lefttoes_jointxL=table2array(file(:,188));
lefttoes_jointyL=table2array(file(:,189));
lefttoes_jointzL=table2array(file(:,190));

```

%Informações para o cálculo dos indicadores

```
sample=length(HEADx);
```

```
time;
```

```
t_time=time(end); %tempo total em segundos
```

```
ts_time=time(1,1); %primeiro valor do vetor tempo
```

%% Cálculo dos ângulos e dos indicadores (amplitude e velocidade)

% TRONCO - MOVIMENTO ANTEROPOSTERIOR (FLEXÃO/EXTENSÃO) - 3D

% Considerando marcador da C7 (Vicon) e neck_joint1 (ARkit)

%Vicon

```
pont1=[C7x,C7y,C7z];
```

```
pont2=[SACROx,SACROy,SACROz];
```

```
v1=pont1-pont2; %segmento tronco
```

```
pont3=[RHJCx,RHJCy,RHJCz];
```

```
pont4=[RKJCx,RKJCy,RKJCz];
```

```
v2=pont4-pont3; %segmento coxa
```

```
angle = [];
```

```
for i = 1: size(v1, 1)
```

```
    scalar = v1(i, 1) * v2(i, 1) + v1(i, 2) * v2(i, 2) + v1(i, 3) * v2(i, 3); % calculo produto escalar v1 e v2
```

```

        sqrtD1 = sqrt (v1(i, 1) * v1(i, 1) + v1(i, 2) * v1(i, 2) +
v1(i, 3) * v1(i, 3)); % modulo v1
        sqrtD2 = sqrt (v2(i, 1) * v2(i, 1) + v2(i, 2) * v2(i, 2)
+v2(i, 3) * v2(i, 3)); % modulo v2
        scalarDelta = sqrtD1*sqrtD2; % produto dos modulos

        cosTheta = scalar / scalarDelta;
        theta = acos(cosTheta);
        newAngle = theta * 180 / pi;
        angle(i) = newAngle;
end

figure ()
plot(time,angle)
title('VICON 3D - Trunk with C7 marker (anteroposterior)');
xlabel('Time (s)'); ylabel('Angle (°)');
angle2V=angle;
xlswrite(fullname,angle2V',2,'D'); %escreve no mesmo arquivo de
saida excel, mas na aba 2

%indicadores de amplitude
med_angle2V=mean(angle2V); %média do sinal
SO_2V=angle2V-(med_angle2V); %tira o offset do sinal

min_angle2V=min(SO_2V); %valor mínimo
max_angle2V=max(SO_2V); %valor máximo
AMPmax_angle2V=(max_angle2V)-(min_angle2V); %indicador aplitude
máxima
RMS_angle2V=rms(SO_2V); %indicador amplitude RMS

xlswrite(fullname,min_angle2V,3,'M'); %escreve no mesmo arquivo
de saida excel, mas na aba 3
xlswrite(fullname,max_angle2V,3,'N');
xlswrite(fullname,AMPmax_angle2V,3,'O');
xlswrite(fullname,RMS_angle2V,3,'P');

%ARKit FRENTE
pont1=[neck1_jointxF,neck1_jointzF,neck1_jointyF];
pont2=[spine1_jointxF,spine1_jointzF,spine1_jointyF];
v1=pont1-pont2; %segmento tronco
pont3=[rightupleg_jointxF,rightupleg_jointzF,rightupleg_jointyF]
;
pont4=[rightleg_jointxF,rightleg_jointzF,rightleg_jointyF];
v2=pont4-pont3; %segmento coxa

angle = [];

for i = 1: size(v1, 1)

```

```

    scalar = v1(i, 1) * v2(i, 1) + v1(i, 2) * v2(i, 2) + v1(i,
3) * v2(i, 3); % calculo produto escalar v1 e v2
    sqrtD1 = sqrt (v1(i, 1) * v1(i, 1) + v1(i, 2) * v1(i, 2) +
v1(i, 3) * v1(i, 3)); % modulo v1
    sqrtD2 = sqrt (v2(i, 1) * v2(i, 1) + v2(i, 2) * v2(i, 2)
+v2(i, 3) * v2(i, 3)); % modulo v2
    scalarDelta = sqrtD1*sqrtD2; % produto dos modulos

    cosTheta = scalar / scalarDelta;
    theta = acos(cosTheta);
    newAngle = theta * 180 / pi;
    angle(i) = newAngle;
end

figure()
plot(time,angle,'m')
title('ARKit Frente 3D - Trunk with C7 marker
(anteroposterior)'); xlabel('Time (s)'); ylabel('Angle (°)');
angle2ARF=angle;
xlswrite(fullname,angle2ARF',2,'E'); %escreve no mesmo arquivo
de saida excel, mas na aba 2

%indicadores de amplitude
med_angle2ARF=mean(angle2ARF); %média do sinal
SO_2ARF=angle2ARF-(med_angle2ARF); %tira o offset do sinal

min_angle2ARF=min(SO_2ARF); %valor mínimo
max_angle2ARF=max(SO_2ARF); %valor máximo
AMPmax_angle2ARF=(max_angle2ARF)-(min_angle2ARF); %indicador
amplitude máxima
RMS_angle2ARF=rms(SO_2ARF); %indicador amplitude RMS

xlswrite(fullname,min_angle2ARF,3,'Q'); %escreve no mesmo
arquivo de saida excel, mas na aba 3
xlswrite(fullname,max_angle2ARF,3,'R');
xlswrite(fullname,AMPmax_angle2ARF,3,'S');
xlswrite(fullname,RMS_angle2ARF,3,'T');

%ARkit LATERAL
pont1=[neck1_jointxL,neck1_jointzL,neck1_jointyL];
pont2=[spine1_jointxL,spine1_jointzL,spine1_jointyL];
v1=pont1-pont2; %segmento tronco
pont3=[rightupleg_jointxL,rightupleg_jointzL,rightupleg_jointyL]
;
pont4=[rightleg_jointxL,rightleg_jointzL,rightleg_jointyL];
v2=pont4-pont3; %segmento coxa

angle = [];

```

```

for i = 1: size(v1, 1)
    scalar = v1(i, 1) * v2(i, 1) + v1(i, 2) * v2(i, 2) + v1(i, 3) * v2(i, 3); % calculo produto escalar v1 e v2
    sqrtD1 = sqrt (v1(i, 1) * v1(i, 1) + v1(i, 2) * v1(i, 2) + v1(i, 3) * v1(i, 3)); % modulo v1
    sqrtD2 = sqrt (v2(i, 1) * v2(i, 1) + v2(i, 2) * v2(i, 2) + v2(i, 3) * v2(i, 3)); % modulo v2
    scalarDelta = sqrtD1*sqrtD2; % produto dos modulos

    cosTheta = scalar / scalarDelta;
    theta = acos(cosTheta);
    newAngle = theta * 180 / pi;
    angle(i) = newAngle;
end

figure()
plot(time,angle,'r')
title('ARKit Lateral 3D - Trunk with C7 marker (anteroposterior)'); xlabel('Time (s)'); ylabel('Angle (°)');
angle2ARL=angle;
xlswrite(fullname,angle2ARL',2,'F'); %escreve no mesmo arquivo de saida excel, mas na aba 2

%% Cálculo da correlação cruzada e indicadores de sincronização

% ângulo FET com C7 - Vicon x ARkit da FRENTE
[c3,lags3]=xcorr (angle2V,angle2ARF,'normalized');
t_lags3=lags3*ts_time';
[peak3,pos3]=max(c3);
t_peak3=t_lags3(pos3);
xlswrite(fullname,t_peak3,4,'E'); %instante de maior correlação entre os sinais
xlswrite(fullname,peak3,4,'F'); %valor da correlação de Pearson

% ângulo FET com C7 - Vicon x ARkit da LATERAL
[c4,lags4]=xcorr (angle2V,angle2ARL,'normalized');
t_lags4=lags4*ts_time';
[peak4,pos4]=max(c4);
t_peak4=t_lags4(pos4);
xlswrite(fullname,t_peak4,4,'G'); %instante de maior correlação entre os sinais
xlswrite(fullname,peak4,4,'H'); %valor da correlação de Pearson

%figuras de correlação

figure () % ângulo FET com C7- Vicon x ARkit da FRENTE

```

```

subplot(2,2,1);
plot (t_lags3,c3);
xlabel('Lags (s)');
ylabel('Correlação cruzada (norm)');
grid on
hold on
plot([t_peak3,t_peak3],[0,peak3],'--r');
plot([t_peak3,t_peak3],[peak3,peak3],'or');
hold off
legend('VICON x ARKit Frontal',strcat('Max correlação em
',num2str(t_peak3),'s'),num2str(peak3));
title('Flexão/extensão do tronco com marcador
C7','FontSize',11);
hold on
subplot(2,2,2); % ângulo FET com C7- Vicon x ARkit da LATERAL
plot (t_lags4,c4);
xlabel('Lags (s)');
ylabel('Correlação cruzada (norm)');
grid on
hold on
plot([t_peak4,t_peak4],[0,peak4],'--r');
plot([t_peak4,t_peak4],[peak4,peak4],'or');
hold off
legend('VICON x ARKit Lateral',strcat('Max correlação em
',num2str(t_peak4),'s'),num2str(peak4));
title('Flexão/extensão do tronco com marcador
C7','FontSize',11);
saveas(gcf,'FET-CC-C7.tif')

```

% Cálculo de diferença dos sinais e indicador de sensibilidade

```

% ângulo FET com C7 - Vicon x ARkit da FRENTE
R3=SO_2V-SO_2ARF; %sinal de diferença
RMSE_R3=rms(R3); %indicador RMSE
xlswrite(fullname,RMSE_R3,5,'C');

% ângulo FET com C7 - Vicon x ARkit da LATERAL
R4=SO_2V-SO_2ARL; %sinal de diferença
RMSE_R4=rms(R4); %indicador RMSE
xlswrite(fullname,RMSE_R4,5,'D');

% fim da rotina FET

```

ANEXO D - ROTINA PARA OBTENÇÃO DE DISTÂNCIA ENTRE TORNOZELOS (AP)

```
% MOVIMENTO DO PASSO PARA FRENTE
% OBJ: A rotina usa o arquivo de coordenadas gerado na rotina
anterior para
% calcular o passo

%% Abrir arquivo de dados (xls)

close all
clear;

[file, diret]= uigetfile({'*.xls', '*.xls'},strcat('Selecione o
arquivo das coordenadas (gerado na rotina anterior):'));
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    fullname=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
end

file = readtable(fullname, 'HeaderLines',1);

%% Recupera a altura real dos voluntários
%converte a altura de mm para cm (para ficar na mesma unidade do
restante
%do cálculo)

nvol=input('Qual é o número do voluntário mesmo? ');
if nvol < 1 || nvol > 10
    altura='X';
else
    switch nvol
        case 10 %altura V10
            altura = 1750/10;
        case 9 %altura V9
            altura = 1740/10;
        case 8 %altura V8
            altura = 1595/10;
        case 7 %altura V7
            altura = 1780/10;
        case 6 %altura V6
            altura = 1800/10;
        case 5 %altura V5
            altura = 1585/10;
        case 4 %altura V4
```



```

altura = 1570/10;
    case 3 %altura V3
altura = 1595/10;
    case 2 %altura V2
altura = 1900/10;
    case 1 %altura V1
altura = 1620/10;
end
end

%% Selecciona coordenadas importantes

time=table2array(file(:,1)); %tempo
HEADx=table2array(file(:,2)); %Vicon
HEADy=table2array(file(:,3));
HEADz=table2array(file(:,4));
CLAVx=table2array(file(:,5));
CLAVy=table2array(file(:,6));
CLAVz=table2array(file(:,7));
C7x=table2array(file(:,8));
C7y=table2array(file(:,9));
C7z=table2array(file(:,10));
RSHOx=table2array(file(:,11));
RSHOy=table2array(file(:,12));
RSHOz=table2array(file(:,13));
LSHOx=table2array(file(:,14));
LSHOy=table2array(file(:,15));
LSHOz=table2array(file(:,16));
RELBx=table2array(file(:,17));
RELBx=table2array(file(:,18));
RELBz=table2array(file(:,19));
LELBx=table2array(file(:,20));
LELBx=table2array(file(:,21));
LELBz=table2array(file(:,22));
RWRBx=table2array(file(:,23));
RWRBy=table2array(file(:,24));
RWRBz=table2array(file(:,25));
LWRBx=table2array(file(:,26));
LWRBy=table2array(file(:,27));
LWRBz=table2array(file(:,28));
RASIx=table2array(file(:,29));
RASIx=table2array(file(:,30));
RASIZ=table2array(file(:,31));
LASIx=table2array(file(:,32));
LASIx=table2array(file(:,33));
LASIZ=table2array(file(:,34));
RPSIx=table2array(file(:,35));
RPSIx=table2array(file(:,36));
RPSIZ=table2array(file(:,37));

```

```

LPSIx=table2array(file(:,38));
LPSIy=table2array(file(:,39));
LPSIz=table2array(file(:,40));
SACROx=table2array(file(:,41));
SACROy=table2array(file(:,42));
SACROz=table2array(file(:,43));
T10x=table2array(file(:,44));
T10y=table2array(file(:,45));
T10z=table2array(file(:,46));
RHJCx=table2array(file(:,47));
RHJCy=table2array(file(:,48));
RHJCz=table2array(file(:,49));
LHJCx=table2array(file(:,50));
LHJCy=table2array(file(:,51));
LHJCz=table2array(file(:,52));
RKJCx=table2array(file(:,53));
RKJCy=table2array(file(:,54));
RKJCz=table2array(file(:,55));
LKJCx=table2array(file(:,56));
LKJCy=table2array(file(:,57));
LKJCz=table2array(file(:,58));
RAJCx=table2array(file(:,59));
RAJCy=table2array(file(:,60));
RAJCz=table2array(file(:,61));
LAJCx=table2array(file(:,62));
LAJCy=table2array(file(:,63));
LAJCz=table2array(file(:,64));
RKNEx=table2array(file(:,65));
RKNEy=table2array(file(:,66));
RKNEz=table2array(file(:,67));
LKNEx=table2array(file(:,68));
LKNEy=table2array(file(:,69));
LKNEz=table2array(file(:,70));
RANKx=table2array(file(:,71));
RANKy=table2array(file(:,72));
RANKz=table2array(file(:,73));
LANKx=table2array(file(:,74));
LANKy=table2array(file(:,75));
LANKz=table2array(file(:,76));
RTOEx=table2array(file(:,77));
RTOEy=table2array(file(:,78));
RTOEz=table2array(file(:,79));
LTOEx=table2array(file(:,80));
LTOEy=table2array(file(:,81));
LTOEz=table2array(file(:,82));
head_jointxF=table2array(file(:,83)); %ARKit da FRENTE
head_jointyF=table2array(file(:,84));
head_jointzF=table2array(file(:,85));
spine7_jointxF=table2array(file(:,86));

```

```

spine7_jointxF=table2array(file(:,87));
spine7_jointzF=table2array(file(:,88));
neck1_jointxF=table2array(file(:,89));
neck1_jointyF=table2array(file(:,90));
neck1_jointzF=table2array(file(:,91));
rightarm_jointxF=table2array(file(:,92));
rightarm_jointyF=table2array(file(:,93));
rightarm_jointzF=table2array(file(:,94));
leftarm_jointxF=table2array(file(:,95));
leftarm_jointyF=table2array(file(:,96));
leftarm_jointzF=table2array(file(:,97));
rightforearm_jointxF=table2array(file(:,98));
rightforearm_jointyF=table2array(file(:,99));
rightforearm_jointzF=table2array(file(:,100));
leftforearm_jointxF=table2array(file(:,101));
leftforearm_jointyF=table2array(file(:,102));
leftforearm_jointzF=table2array(file(:,103));
righthand_jointxF=table2array(file(:,104));
righthand_jointyF=table2array(file(:,105));
righthand_jointzF=table2array(file(:,106));
lefthand_jointxF=table2array(file(:,107));
lefthand_jointyF=table2array(file(:,108));
lefthand_jointzF=table2array(file(:,109));
spine1_jointxF=table2array(file(:,110));
spine1_jointyF=table2array(file(:,111));
spine1_jointzF=table2array(file(:,112));
rightupleg_jointxF=table2array(file(:,113));
rightupleg_jointyF=table2array(file(:,114));
rightupleg_jointzF=table2array(file(:,115));
leftupleg_jointxF=table2array(file(:,116));
leftupleg_jointyF=table2array(file(:,117));
leftupleg_jointzF=table2array(file(:,118));
rightleg_jointxF=table2array(file(:,119));
rightleg_jointyF=table2array(file(:,120));
rightleg_jointzF=table2array(file(:,121));
leftleg_jointxF=table2array(file(:,122));
leftleg_jointyF=table2array(file(:,123));
leftleg_jointzF=table2array(file(:,124));
rightfoot_jointxF=table2array(file(:,125));
rightfoot_jointyF=table2array(file(:,126));
rightfoot_jointzF=table2array(file(:,127));
leftfoot_jointxF=table2array(file(:,128));
leftfoot_jointyF=table2array(file(:,129));
leftfoot_jointzF=table2array(file(:,130));
righttoes_jointxF=table2array(file(:,131));
righttoes_jointyF=table2array(file(:,132));
righttoes_jointzF=table2array(file(:,133));
lefttoes_jointxF=table2array(file(:,134));
lefttoes_jointyF=table2array(file(:,135));

```

```

lefttoes_jointzF=table2array(file(:,136));
head_jointxL=table2array(file(:,137)); %ARKit da LATERAL
head_jointyL=table2array(file(:,138));
head_jointzL=table2array(file(:,139));
spine7_jointxL=table2array(file(:,140));
spine7_jointyL=table2array(file(:,141));
spine7_jointzL=table2array(file(:,142));
neck1_jointxL=table2array(file(:,143));
neck1_jointyL=table2array(file(:,144));
neck1_jointzL=table2array(file(:,145));
rightarm_jointxL=table2array(file(:,146));
rightarm_jointyL=table2array(file(:,147));
rightarm_jointzL=table2array(file(:,148));
leftarm_jointxL=table2array(file(:,149));
leftarm_jointyL=table2array(file(:,150));
leftarm_jointzL=table2array(file(:,151));
rightforearm_jointxL=table2array(file(:,152));
rightforearm_jointyL=table2array(file(:,153));
rightforearm_jointzL=table2array(file(:,154));
leftforearm_jointxL=table2array(file(:,155));
leftforearm_jointyL=table2array(file(:,156));
leftforearm_jointzL=table2array(file(:,157));
righthand_jointxL=table2array(file(:,158));
righthand_jointyL=table2array(file(:,159));
righthand_jointzL=table2array(file(:,160));
lefthand_jointxL=table2array(file(:,161));
lefthand_jointyL=table2array(file(:,162));
lefthand_jointzL=table2array(file(:,163));
spine1_jointxL=table2array(file(:,164));
spine1_jointyL=table2array(file(:,165));
spine1_jointzL=table2array(file(:,166));
rightupleg_jointxL=table2array(file(:,167));
rightupleg_jointyL=table2array(file(:,168));
rightupleg_jointzL=table2array(file(:,169));
leftupleg_jointxL=table2array(file(:,170));
leftupleg_jointyL=table2array(file(:,171));
leftupleg_jointzL=table2array(file(:,172));
rightleg_jointxL=table2array(file(:,173));
rightleg_jointyL=table2array(file(:,174));
rightleg_jointzL=table2array(file(:,175));
leftleg_jointxL=table2array(file(:,176));
leftleg_jointyL=table2array(file(:,177));
leftleg_jointzL=table2array(file(:,178));
rightfoot_jointxL=table2array(file(:,179));
rightfoot_jointyL=table2array(file(:,180));
rightfoot_jointzL=table2array(file(:,181));
leftfoot_jointxL=table2array(file(:,182));
leftfoot_jointyL=table2array(file(:,183));
leftfoot_jointzL=table2array(file(:,184));

```

```

righttoes_jointxL=table2array(file(:,185));
righttoes_jointyL=table2array(file(:,186));
righttoes_jointzL=table2array(file(:,187));
lefttoes_jointxL=table2array(file(:,188));
lefttoes_jointyL=table2array(file(:,189));
lefttoes_jointzL=table2array(file(:,190));

%% Cálculo de normalização (estrutura fixa de referência)

%Vicon
pont1=[RHJCx,RHJCy,RHJCz]; %centro articular do quadril direito
pont2=[RKJCx,RKJCy,RKJCz]; %centro articular do joelho direito
v1=pont2-pont1; %vetor da coxa (estrutura fixa)
v1=v1/10; %vetor em cm
N=length(v1);
for i=1:N %função for para calcular a norma do vetor (tamanho
do vetor)
    aux(i)=norm(v1(i,:));
end

dc_v=mean(aux); %tamanho da coxa (em cm)
clear pont1; clear pont2; clear v1; clear aux;

%ARkit da Frente
pont1=[rightupleg_jointxF,rightupleg_jointzF,rightupleg_jointyF]
;
pont2=[rightleg_jointxF,rightleg_jointzF,rightleg_jointyF];
v1=pont2-pont1; %vetor da coxa (estrutura fixa)
N=length(v1);
for i=1:N
    aux(i)=norm(v1(i,:));
end

dc_arF=mean(aux); %tamanho da coxa (unidade do ARkit)
pvaF=dc_v/dc_arF; %proporção entre o vicon e o ARkit da Frente
clear pont1; clear pont2; clear v1; clear aux;

%ARkit da Lateral
pont1=[rightupleg_jointxL,rightupleg_jointzL,rightupleg_jointyL]
;
pont2=[rightleg_jointxL,rightleg_jointzL,rightleg_jointyL];
v1=pont2-pont1; %vetor da coxa (estrutura fixa)
N=length(v1);
for i=1:N
    aux(i)=norm(v1(i,:));
end

dc_arL=mean(aux); %tamanho da coxa (unidade do ARkit)
pvaL=dc_v/dc_arL; %proporção entre o vicon e o ARkit da Lateral

```

```

clear pont1; clear pont2; clear v1; clear aux;

%% Cálculo do passo (considerando o sinal todo)

%Vicon
pont1=[RANKx,RANKy,RANKz]; %tornozelo direito
pont2=[LANKx,LANKy,LANKz]; %tornozelo esquerdo
v2=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v2=v2/10; %vetor em cm
N=length(v2); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v2(i,:));
end

dv=mean(aux); %tamanho do passo em cm
dv_p=100*dv/altura; %passo proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,v2,2,'A'); %escreve no mesmo arquivo de saída
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,dv,3,'A'); %escreve no mesmo arquivo de saída
excel, mas na aba 3
xlswrite(fullname,dv_p,3,'B'); %escreve no mesmo arquivo de
saída excel, mas na aba 3

figure(); %figura do sinal do passo - Vicon (com legenda em
português)
V2=v2(:,2);
plot(time,V2);
xlim tight;
title('VICON - Passos (para frente e para trás)'); xlabel('Tempo
(s)'); ylabel('Comprimento do passo (cm)');
saveas(gcf,'PF-VICON.tif');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARKit da FRENTE
pont1=[rightfoot_jointxF,rightfoot_jointzF,rightfoot_jointyF];
pont2=[leftfoot_jointxF,leftfoot_jointzF,leftfoot_jointyF];
v3=pont1-pont2;
N=length(v3); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v3(i,:));
end

daF=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo em cm (total)
darF_p=100*daF/altura; %passo proporcionado em % da altura
(total)
v3=v3*pvaF;

```

```

xlswrite(fullname,v3,2,'D'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,daF,3,'C'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 3
xlswrite(fullname,darF_p,3,'D'); %escreve no mesmo arquivo de
saida excel, mas na aba 3

```

```

figure(); %figura do sinal do passo - ARkit da Frente (com
legenda em português)
V3=v3(:,2);
plot(time,V3);
xlim tight;
title('ARKit da Frente - Passos (para frente e para trás)');
xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Comprimento do passo (cm)');
saveas(gcf,'PF-ARF.tif');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

```

```

%ARkit da LATERAL

```

```

pont1=[rightfoot_jointxL,rightfoot_jointzL,rightfoot_jointyL];
pont2=[leftfoot_jointxL,leftfoot_jointzL,leftfoot_jointyL];
v4=pont1-pont2;
N=length(v4); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v4(i,:));
end

```

```

daL=mean(aux)*pvaL; %tamanho do passo em cm (total)
darL_p=100*daL/altura; %passo proporcionado em % da altura
(total)
v4=v4*pvaF;

```

```

xlswrite(fullname,v4,2,'G'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,daL,3,'E'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,darL_p,3,'F'); %escreve no mesmo arquivo de
saida excel, mas na aba 2

```

```

figure(); %figura do sinal do passo - ARkit da Lateral (com
legenda em português)
V4=v4(:,2);
plot(time,V4);
xlim tight;
title('ARKit da Lateral - Passos (para frente e para trás)');
xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Comprimento do passo (cm)');
saveas(gcf,'PF-ARL.tif');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

```

```

%painel (legenda em inglês)
figure (); %figura dos sinais do passo (todos os sistemas)
subplot(3,1,1);
plot(time,V2,'b');
xlabel('Time (s)','FontSize',12);
ylabel('Step length (cm)','FontSize',12);
xlim tight;
hold on;
legend('VICON','FontSize',12);
title('Steps (forward and backward)','FontSize',12);
hold on
subplot(3,1,2);
plot (time,V3,'m');
xlabel('Time (s)','FontSize',12);
ylabel('Step length (cm)','FontSize',12);
xlim tight;
legend('ARKit front view','FontSize',12);
hold on;
subplot(3,1,3);
plot (time,V4,'r');
xlabel('Time (s)','FontSize',12);
ylabel('Step length (cm)','FontSize',12);
xlim tight;
legend('ARKit side view','FontSize',12);
hold off;
saveas(gcf,'FS-ALL.tif') %Precisa salvar manualmente para não
sobrepor os títulos. IMPORTANTE!

%% Cálculo da correlação cruzada e indicadores de sincronização

t_time=time(end); %tempo total em segundos
ts_time=time(1,1); %primeiro valor do vetor tempo

% Sinal dos passos - Vicon x ARkit da FRENTE
[c1,lags1]=xcorr (V2,V3,'normalized');
t_lags1=lags1*ts_time';
[peak1,pos1]=max(c1);
t_peak1=t_lags1(pos1);
xlswrite(fullname,t_peak1,4,'A'); %instante de maior correlação
entre os sinais
xlswrite(fullname,peak1,4,'B'); %valor da correlação de Pearson
(r)

% Sinal dos passos - Vicon x ARkit da LATERAL
[c2,lags2]=xcorr (V2,V4,'normalized');
t_lags2=lags2*ts_time';
[peak2,pos2]=max(c2);

```



```

t_peak2=t_lags2(pos2);
xlswrite(fullname,t_peak2,4,'C'); %instante de maior correlação
entre os sinais
xlswrite(fullname,peak2,4,'D'); %valor da correlação de Pearson

%painel por pares (legenda em português)
figure (); %figuras de correlação
subplot(2,2,1); %Sinal dos passos - Vicon x ARkit da FRENTE
plot (t_lags1,c1);
xlabel('Lags (s)');
ylabel('Correlação cruzada (norm)');
xlim tight
grid on
hold on
plot([t_peak1,t_peak1],[0,peak1],'--r');
plot([t_peak1,t_peak1],[peak1,peak1],'or');
hold off
legend('VICON x ARKit da Frente',strcat('Max correlação em
',num2str(t_peak1),'s'),num2str(peak1));
title('Passos para frente e para trás','FontSize',11);
hold on
subplot(2,2,2); %Sinal dos passos - Vicon x ARkit da LATERAL
plot (t_lags2,c2);
xlabel('Lags (s)');
ylabel('Correlação cruzada (norm)');
xlim tight
grid on
hold on
plot([t_peak2,t_peak2],[0,peak2],'--r');
plot([t_peak2,t_peak2],[peak2,peak2],'or');
hold off
legend('VICON x ARKit da Lateral',strcat('Max correlação em
',num2str(t_peak2),'s'),num2str(peak2));
title('Passos para frente e para trás','FontSize',11);
saveas(gcf,'PF-CC.tif'); %Precisa salvar manualmente para não
sobrepor os titulos. IMPORTANTE

%% Diferença dos sinais e indicador de sensibilidade

%Sinal dos passos - Vicon x ARkit da FRENTE
R1=V2-V3; %sinal de diferença
RMSE_R1=rms(R1); %indicador RMSE
xlswrite(fullname,RMSE_R1,5,'A');

%Sinal dos passos - Vicon x ARkit da Lateral
R2=V2-V4; %sinal de diferença
RMSE_R2=rms(R2); %indicador RMSE
xlswrite(fullname,RMSE_R2,5,'B');

```

```

%% Diferença entre os indicadores (considerando o sinal todo)

%Vicon x ARkit da FRENTE
E1=dv-daF; %em cm
E1_p=dv_p-darF_p; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,E1,6,'A');
xlswrite(fullname,E1_p,6,'B');

%Vicon x ARkit da LATERAL
E2=dv-daL; %em cm
E2_p=dv_p-darL_p; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,E2,6,'C');
xlswrite(fullname,E2_p,6,'D');

%% SEPARAÇÃO DOS PASSOS
% A partir dessa parte da rotina, consideramos cada passo
individualmente
% Na coleta do passo para frente foram feitos 6 passos (3 para
frente e 3
% para trás)

p=input('Salvou as figuras do painel manualmente? Se sim, digite
1 para continuar: ');
if p == 1

[file, diret]= uigetfile({'*.xls', '*..*'},strcat('Selecione o
arquivo de corte dos passos (Passos_Frente):'));
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    namefiles=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', namefiles]);
end
file = readtable(namefiles, 'HeaderLines',1);

else
    disp('Então rode de novo e não esqueça de salvar!');
return;
end

%Recupera os dados de cada voluntário
if nvol < 1 || nvol > 10
passos = 'X';
else
switch nvol
    case 1
passos = table2array(file(1,:));

```

```

    case 2
passos = table2array(file(2,:));
    case 3
passos = table2array(file(3,:));
    case 4
passos = table2array(file(4,:));
    case 5
passos = table2array(file(5,:));
    case 6
passos = table2array(file(6,:));
    case 7
passos = table2array(file(7,:));
    case 8
passos = table2array(file(8,:));
    case 9
passos = table2array(file(9,:));
    case 10
passos = table2array(file(10,:));
end
end

%Vicon
P1_v=passos(:,2); %(pés juntos)
P2_v=passos(:,3); %(pé direito frente)
P3_v=passos(:,4); %(pés juntos)
P4_v=passos(:,5); %(pé direito trás)
P5_v=passos(:,6); %(pés juntos)
P6_v=passos(:,7); %(pé direito frente)
P7_v=passos(:,8); %(pés juntos)
P8_v=passos(:,9); %(pé direito trás)
P9_v=passos(:,10); %(pés juntos)
P10_v=passos(:,11); %(pé direito frente)
P11_v=passos(:,12); %(pés juntos)
P12_v=passos(:,13); %(pé direito atrás)
P13_v=passos(:,14); %(pés juntos)
%ARkit Frente
P1_arF=passos(:,15); %(pés juntos)
P2_arF=passos(:,16); %(pé direito frente)
P3_arF=passos(:,17); %(pés juntos)
P4_arF=passos(:,18); %(pé direito trás)
P5_arF=passos(:,19); %(pés juntos)
P6_arF=passos(:,20); %(pé direito frente)
P7_arF=passos(:,21); %(pés juntos)
P8_arF=passos(:,22); %(pé direito trás)
P9_arF=passos(:,23); %(pés juntos)
P10_arF=passos(:,24); %(pé direito frente)
P11_arF=passos(:,25); %(pés juntos)
P12_arF=passos(:,26); %(pé direito atrás)
P13_arF=passos(:,27); %(pés juntos)

```

%ARkit Lateral

```

P1_arL=passos(:,28); %(pés juntos)
P2_arL=passos(:,29); %(pé direito frente)
P3_arL=passos(:,30); %(pés juntos)
P4_arL=passos(:,31); %(pé direito trás)
P5_arL=passos(:,32); %(pés juntos)
P6_arL=passos(:,33); %(pé direito frente)
P7_arL=passos(:,34); %(pés juntos)
P8_arL=passos(:,35); %(pé direito trás)
P9_arL=passos(:,36); %(pés juntos)
P10_arL=passos(:,37); %(pé direito frente)
P11_arL=passos(:,38); %(pés juntos)
P12_arL=passos(:,39); %(pé direito atrás)
P13_arL=passos(:,40); %(pés juntos)

```

%% PASSO 1 (pé direito para frente)

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo

```

rankx=RANKx(P1_v:P2_v); %Vicon
ranky=RANKy(P1_v:P2_v);
rankz=RANKz(P1_v:P2_v);
lankx=LANKx(P1_v:P2_v);
lanky=LANKy(P1_v:P2_v);
lankz=LANKz(P1_v:P2_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P1_arF:P2_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P1_arF:P2_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P1_arF:P2_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P1_arF:P2_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P1_arF:P2_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P1_arF:P2_arF);
RIGHTfoot_jointxL=rightfoot_jointxL(P1_arL:P2_arL); %ARkit da
Lateral
RIGHTfoot_jointzL=rightfoot_jointzL(P1_arL:P2_arL);
RIGHTfoot_jointyL=rightfoot_jointyL(P1_arL:P2_arL);
LEFTfoot_jointxL=leftfoot_jointxL(P1_arL:P2_arL);
LEFTfoot_jointzL=leftfoot_jointzL(P1_arL:P2_arL);
LEFTfoot_jointyL=leftfoot_jointyL(P1_arL:P2_arL);

```

%Cálculo do tamanho do passo 1

%Vicon

```

pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N

```

```

        aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_1=mean(aux); %tamanho do passo 1 em cm (pé direito frente)
dv_p1=100*dv_1/altura; %passo 1 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_1,7,'A');
xlswrite(fullname,dv_p1,7,'B');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF1=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 1 em cm (pé direito
frente)
darF_p1=100*daF1/altura; %passo 1 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF1,7,'C');
xlswrite(fullname,darF_p1,7,'D');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da LATERAL
pont1=[RIGHTfoot_jointxL,RIGHTfoot_jointzL,RIGHTfoot_jointyL];
pont2=[LEFTfoot_jointxL,LEFTfoot_jointzL,LEFTfoot_jointyL];
v7=pont1-pont2;
N=length(v7); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v7(i,:));
end

daL1=mean(aux)*pvaL; %tamanho do passo 1 em cm (pé direito
frente)
darL_p1=100*daL1/altura; %passo 1 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daL1,7,'E');
xlswrite(fullname,darL_p1,7,'F');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6; clear
v7;

%% PASSO 2 (pé direito para trás)

```

```

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo
rankx=RANKx(P3_v:P4_v); %Vicon
ranky=RANKy(P3_v:P4_v);
rankz=RANKz(P3_v:P4_v);
lankx=LANKx(P3_v:P4_v);
lanky=LANKy(P3_v:P4_v);
lankz=LANKz(P3_v:P4_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P3_arF:P4_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P3_arF:P4_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P3_arF:P4_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P3_arF:P4_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P3_arF:P4_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P3_arF:P4_arF);
RIGHTfoot_jointxL=rightfoot_jointxL(P3_arL:P4_arL); %ARkit da
Lateral
RIGHTfoot_jointzL=rightfoot_jointzL(P3_arL:P4_arL);
RIGHTfoot_jointyL=rightfoot_jointyL(P3_arL:P4_arL);
LEFTfoot_jointxL=leftfoot_jointxL(P3_arL:P4_arL);
LEFTfoot_jointzL=leftfoot_jointzL(P3_arL:P4_arL);
LEFTfoot_jointyL=leftfoot_jointyL(P3_arL:P4_arL);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_2=mean(aux); %tamanho do passo 2 em cm (pé direito para trás)
dv_p2=100*dv_2/altura; %passo 2 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_2,7,'G');
xlswrite(fullname,dv_p2,7,'H');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

```

```

daF2=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 2 em cm (pé direito para
trás)
darF_p2=100*daF2/altura; %passo 2 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF2,7,'I');
xlswrite(fullname,darF_p2,7,'J');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da LATERAL
pont1=[RIGHTfoot_jointxL,RIGHTfoot_jointzL,RIGHTfoot_jointyL];
pont2=[LEFTfoot_jointxL,LEFTfoot_jointzL,LEFTfoot_jointyL];
v7=pont1-pont2;
N=length(v7); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v7(i,:));
end

daL2=mean(aux)*pvaL; %tamanho do passo 2 em cm (pé direito para
trás)
darL_p2=100*daL2/altura; %passo 2 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daL2,7,'K');
xlswrite(fullname,darL_p2,7,'L');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6; clear
v7;

%% PASSO 3 (pé direito para frente)

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo
rankx=RANKx(P5_v:P6_v); %Vicon
ranky=RANKy(P5_v:P6_v);
rankz=RANKz(P5_v:P6_v);
lankx=LANKx(P5_v:P6_v);
lanky=LANKy(P5_v:P6_v);
lankz=LANKz(P5_v:P6_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P5_arF:P6_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P5_arF:P6_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P5_arF:P6_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P5_arF:P6_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P5_arF:P6_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P5_arF:P6_arF);
RIGHTfoot_jointxL=rightfoot_jointxL(P5_arL:P6_arL); %ARkit da
Lateral
RIGHTfoot_jointzL=rightfoot_jointzL(P5_arL:P6_arL);
RIGHTfoot_jointyL=rightfoot_jointyL(P5_arL:P6_arL);
LEFTfoot_jointxL=leftfoot_jointxL(P5_arL:P6_arL);

```

```

LEFTfoot_jointzL=leftfoot_jointzL(P5_arL:P6_arL);
LEFTfoot_jointyL=leftfoot_jointyL(P5_arL:P6_arL);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_3=mean(aux); %tamanho do passo 3 em cm (pé direito para
frente)
dv_p3=100*dv_3/altura; %passo 3 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_3,7,'M');
xlswrite(fullname,dv_p3,7,'N');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF3=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 3 em cm (pé direito para
frente)
darF_p3=100*daF3/altura; %passo 3 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF3,7,'O');
xlswrite(fullname,darF_p3,7,'P');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da LATERAL
pont1=[RIGHTfoot_jointxL,RIGHTfoot_jointzL,RIGHTfoot_jointyL];
pont2=[LEFTfoot_jointxL,LEFTfoot_jointzL,LEFTfoot_jointyL];
v7=pont1-pont2;
N=length(v7); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v7(i,:));
end

```



```

%% PASSO 4 (pé direito para trás)

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo
rankx=RANKx(P7_v:P8_v); %Vicon
ranky=RANKy(P7_v:P8_v);
rankz=RANKz(P7_v:P8_v);
lankx=LANKx(P7_v:P8_v);
lanky=LANKy(P7_v:P8_v);
lankz=LANKz(P7_v:P8_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P7_arF:P8_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P7_arF:P8_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P7_arF:P8_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P7_arF:P8_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P7_arF:P8_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P7_arF:P8_arF);
RIGHTfoot_jointxL=rightfoot_jointxL(P7_arL:P8_arL); %ARkit da
Lateral
RIGHTfoot_jointzL=rightfoot_jointzL(P7_arL:P8_arL);
RIGHTfoot_jointyL=rightfoot_jointyL(P7_arL:P8_arL);
LEFTfoot_jointxL=leftfoot_jointxL(P7_arL:P8_arL);
LEFTfoot_jointzL=leftfoot_jointzL(P7_arL:P8_arL);
LEFTfoot_jointyL=leftfoot_jointyL(P7_arL:P8_arL);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_4=mean(aux); %tamanho do passo 4 em cm (pé direito para trás)
dv_p4=100*dv_4/altura; %passo 4 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_4,7,'S');
xlswrite(fullname,dv_p4,7,'T');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N

```

```

        aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF4=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 4 em cm (pé direito para
trás)
darF_p4=100*daF4/altura; %passo 4 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF4,7,'U');
xlswrite(fullname,darF_p4,7,'V');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da LATERAL
pont1=[RIGHTfoot_jointxL,RIGHTfoot_jointzL,RIGHTfoot_jointyL];
pont2=[LEFTfoot_jointxL,LEFTfoot_jointzL,LEFTfoot_jointyL];
v7=pont1-pont2;
N=length(v7); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v7(i,:));
end

daL4=mean(aux)*pvaL; %tamanho do passo 4 em cm (pé direito para
trás)
darL_p4=100*daL4/altura; %passo 4 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daL4,7,'W');
xlswrite(fullname,darL_p4,7,'X');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6; clear
v7;

%% PASSO 5 (pé direito para frente)

rankx=RANKx(P9_v:P10_v); %Vicon
ranky=RANKy(P9_v:P10_v);
rankz=RANKz(P9_v:P10_v);
lankx=LANKx(P9_v:P10_v);
lanky=LANKy(P9_v:P10_v);
lankz=LANKz(P9_v:P10_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P9_arF:P10_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P9_arF:P10_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P9_arF:P10_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P9_arF:P10_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P9_arF:P10_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P9_arF:P10_arF);
RIGHTfoot_jointxL=rightfoot_jointxL(P9_arL:P10_arL); %ARkit da
Lateral
RIGHTfoot_jointzL=rightfoot_jointzL(P9_arL:P10_arL);
RIGHTfoot_jointyL=rightfoot_jointyL(P9_arL:P10_arL);

```

```

LEFTfoot_jointxL=leftfoot_jointxL(P9_arL:P10_arL);
LEFTfoot_jointzL=leftfoot_jointzL(P9_arL:P10_arL);
LEFTfoot_jointyL=leftfoot_jointyL(P9_arL:P10_arL);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_5=mean(aux); %tamanho do passo 5 em cm (pé direito frente)
dv_p5=100*dv_5/altura; %passo 5 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_5,7,'Y');
xlswrite(fullname,dv_p5,7,'Z');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF5=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 5 em cm (pé direito
frente)
darF_p5=100*daF5/altura; %passo 5 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF5,7,'AA');
xlswrite(fullname,darF_p5,7,'AB');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da LATERAL
pont1=[RIGHTfoot_jointxL,RIGHTfoot_jointzL,RIGHTfoot_jointyL];
pont2=[LEFTfoot_jointxL,LEFTfoot_jointzL,LEFTfoot_jointyL];
v7=pont1-pont2;
N=length(v7); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v7(i,:));
end

```

```

dal5=mean(aux)*pval; %tamanho do passo 5 em cm (pé direito
frente)
darL_p5=100*dal5/altura; %passo 5 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dal5,7,'AC');
xlswrite(fullname,darL_p5,7,'AD');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6; clear
v7;

%% PASSO 6 (pé direito para trás)

rankx=RANKx(P11_v:P12_v); %Vicon
ranky=RANKy(P11_v:P12_v);
rankz=RANKz(P11_v:P12_v);
lankx=LANKx(P11_v:P12_v);
lanky=LANKy(P11_v:P12_v);
lankz=LANKz(P11_v:P12_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P11_arF:P12_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P11_arF:P12_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P11_arF:P12_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P11_arF:P12_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P11_arF:P12_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P11_arF:P12_arF);
RIGHTfoot_jointxL=rightfoot_jointxL(P11_arL:P12_arL); %ARkit da
Lateral
RIGHTfoot_jointzL=rightfoot_jointzL(P11_arL:P12_arL);
RIGHTfoot_jointyL=rightfoot_jointyL(P11_arL:P12_arL);
LEFTfoot_jointxL=leftfoot_jointxL(P11_arL:P12_arL);
LEFTfoot_jointzL=leftfoot_jointzL(P11_arL:P12_arL);
LEFTfoot_jointyL=leftfoot_jointyL(P11_arL:P12_arL);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_6=mean(aux); %tamanho do passo 6 em cm (pé direito para trás)
dv_p6=100*dv_6/altura; %passo 6 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_6,7,'AE');
xlswrite(fullname,dv_p6,7,'AF');

```

```

clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF6=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 6 em cm (pé direito para
trás)
darF_p6=100*daF6/altura; %passo 6 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF6,7,'AG');
xlswrite(fullname,darF_p6,7,'AH');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da LATERAL
pont1=[RIGHTfoot_jointxL,RIGHTfoot_jointzL,RIGHTfoot_jointyL];
pont2=[LEFTfoot_jointxL,LEFTfoot_jointzL,LEFTfoot_jointyL];
v7=pont1-pont2;
N=length(v7); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v7(i,:));
end

daL6=mean(aux)*pvaL; %tamanho do passo 6 em cm (pé direito para
trás)
darL_p6=100*daL6/altura; %passo 6 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daL6,7,'AI');
xlswrite(fullname,darL_p6,7,'AJ');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6; clear
v7;

%% Diferença entre os tamanhos dos passos

%PASSO 1
%Vicon x ARkit da Frente
R1=dv_1-daF1; %em cm
R1_p=dv_p1-darF_p1; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R1,8,'A');
xlswrite(fullname,R1_p,8,'B');

%Vicon x ARkit da Lateral

```

```

R2=dv_1-daL1; %em cm
R2_p=dv_p1-darL_p1; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R2,8,'C');
xlswrite(fullname,R2_p,8,'D');

```

%PASSO 2

%Vicon x ARkit da Frente

```

R3=dv_2-daF2; %em cm
R3_p=dv_p2-darF_p2; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R3,8,'E');
xlswrite(fullname,R3_p,8,'F');

```

%Vicon x ARkit da Lateral

```

R4=dv_2-daL2; %em cm
R4_p=dv_p2-darL_p2; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R4,8,'G');
xlswrite(fullname,R4_p,8,'H');

```

%PASSO 3

%Vicon x ARkit da Frente

```

R5=dv_3-daF3; %em cm
R5_p=dv_p3-darF_p3; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R5,8,'I');
xlswrite(fullname,R5_p,8,'J');

```

%Vicon x ARkit da Lateral

```

R6=dv_3-daL3; %em cm
R6_p=dv_p3-darL_p3; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R6,8,'K');
xlswrite(fullname,R6_p,8,'L');

```

%PASSO 4

%Vicon x ARkit da Frente

```

R7=dv_4-daF4; %em cm
R7_p=dv_p4-darF_p4; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R7,8,'M');
xlswrite(fullname,R7_p,8,'N');

```

%Vicon x ARkit da Lateral

```

R8=dv_4-daL4; %em cm
R8_p=dv_p4-darL_p4; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R8,8,'O');
xlswrite(fullname,R8_p,8,'P');

```

%PASSO 5

%Vicon x ARkit da Frente

```

R9=dv_5-daF5; %em cm
R9_p=dv_p5-darF_p5; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R9,8,'Q');

```

```

xlswrite(fullname,R9_p,8,'R');

%Vicon x ARkit da Lateral
R10=dv_5-daL5; %em cm
R10_p=dv_p5-darL_p5; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R10,8,'S');
xlswrite(fullname,R10_p,8,'T');

%PASSO 6
%Vicon x ARkit da Frente
R11=dv_6-daF6; %em cm
R11_p=dv_p6-darF_p6; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R11,8,'U');
xlswrite(fullname,R11_p,8,'V');

%Vicon x ARkit da Lateral
R12=dv_6-daL6; %em cm
R12_p=dv_p6-darL_p6; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R12,8,'W');
xlswrite(fullname,R12_p,8,'X');

disp('Pronto! Rode o próximo voluntário');

```

ANEXO E - ROTINA PARA OBTENÇÃO DE DISTÂNCIA ENTRE TORNOZELOS (ML)

```
% MOVIMENTO DO PASSO PARA LATERAL
% OBJ: A rotina usa o arquivo de coordenadas gerado na rotina
anterior para
% calcular o passo da lateral

%% Abrir arquivo de dados (xls)

close all
clear;

[file, diret]= uigetfile({'*.xls', '*.xls'},strcat('Selecione o
arquivo das coordenadas (gerado na rotina anterior):'));
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    fullname=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
end

file = readtable(fullname, 'HeaderLines',1);

%% Recupera a altura real dos voluntários
%converte a altura de mm para cm (para ficar na mesma unidade do
restante
%do cálculo)

nvol=input('Qual é o número do voluntário mesmo? ');
if nvol < 1 || nvol > 10
    altura='X';
else
    switch nvol
        case 10 %altura V10
            altura = 1750/10;
        case 9 %altura V9
            altura = 1740/10;
        case 8 %altura V8
            altura = 1595/10;
        case 7 %altura V7
            altura = 1780/10;
        case 6 %altura V6
            altura = 1800/10;
        case 5 %altura V5
            altura = 1585/10;
        case 4 %altura V4
```



```

altura = 1570/10;
    case 3 %altura V3
altura = 1595/10;
    case 2 %altura V2
altura = 1900/10;
    case 1 %altura V1
altura = 1620/10;
end
end

%% Selecciona coordenadas importantes

time=table2array(file(:,1)); %tempo
HEADx=table2array(file(:,2)); %Vicon
HEADy=table2array(file(:,3));
HEADz=table2array(file(:,4));
CLAVx=table2array(file(:,5));
CLAVy=table2array(file(:,6));
CLAVz=table2array(file(:,7));
C7x=table2array(file(:,8));
C7y=table2array(file(:,9));
C7z=table2array(file(:,10));
RSHOx=table2array(file(:,11));
RSHOy=table2array(file(:,12));
RSHOz=table2array(file(:,13));
LSHOx=table2array(file(:,14));
LSHOy=table2array(file(:,15));
LSHOz=table2array(file(:,16));
RELBx=table2array(file(:,17));
RELBx=table2array(file(:,18));
RELBz=table2array(file(:,19));
LELBx=table2array(file(:,20));
LELBx=table2array(file(:,21));
LELBz=table2array(file(:,22));
RWRBx=table2array(file(:,23));
RWRBy=table2array(file(:,24));
RWRBz=table2array(file(:,25));
LWRBx=table2array(file(:,26));
LWRBy=table2array(file(:,27));
LWRBz=table2array(file(:,28));
RASIx=table2array(file(:,29));
RASIx=table2array(file(:,30));
RASIZ=table2array(file(:,31));
LASIx=table2array(file(:,32));
LASIx=table2array(file(:,33));
LASIZ=table2array(file(:,34));
RPSIx=table2array(file(:,35));
RPSIx=table2array(file(:,36));
RPSIZ=table2array(file(:,37));

```

```

LPSIx=table2array(file(:,38));
LPSIy=table2array(file(:,39));
LPSIz=table2array(file(:,40));
SACROx=table2array(file(:,41));
SACROy=table2array(file(:,42));
SACROz=table2array(file(:,43));
T10x=table2array(file(:,44));
T10y=table2array(file(:,45));
T10z=table2array(file(:,46));
RHJCx=table2array(file(:,47));
RHJCy=table2array(file(:,48));
RHJCz=table2array(file(:,49));
LHJCx=table2array(file(:,50));
LHJCy=table2array(file(:,51));
LHJCz=table2array(file(:,52));
RKJCx=table2array(file(:,53));
RKJCy=table2array(file(:,54));
RKJCz=table2array(file(:,55));
LKJCx=table2array(file(:,56));
LKJCy=table2array(file(:,57));
LKJCz=table2array(file(:,58));
RAJCx=table2array(file(:,59));
RAJCy=table2array(file(:,60));
RAJCz=table2array(file(:,61));
LAJCx=table2array(file(:,62));
LAJCy=table2array(file(:,63));
LAJCz=table2array(file(:,64));
RKNEx=table2array(file(:,65));
RKNEy=table2array(file(:,66));
RKNEz=table2array(file(:,67));
LKNEx=table2array(file(:,68));
LKNEy=table2array(file(:,69));
LKNEz=table2array(file(:,70));
RANKx=table2array(file(:,71));
RANKy=table2array(file(:,72));
RANKz=table2array(file(:,73));
LANKx=table2array(file(:,74));
LANKy=table2array(file(:,75));
LANKz=table2array(file(:,76));
RTOEx=table2array(file(:,77));
RTOEy=table2array(file(:,78));
RTOEz=table2array(file(:,79));
LTOEx=table2array(file(:,80));
LTOEy=table2array(file(:,81));
LTOEz=table2array(file(:,82));
head_jointxF=table2array(file(:,83)); %ARKit da FRENTE
head_jointyF=table2array(file(:,84));
head_jointzF=table2array(file(:,85));
spine7_jointxF=table2array(file(:,86));

```

```

spine7_jointxF=table2array(file(:,87));
spine7_jointzF=table2array(file(:,88));
neck1_jointxF=table2array(file(:,89));
neck1_jointyF=table2array(file(:,90));
neck1_jointzF=table2array(file(:,91));
rightarm_jointxF=table2array(file(:,92));
rightarm_jointyF=table2array(file(:,93));
rightarm_jointzF=table2array(file(:,94));
leftarm_jointxF=table2array(file(:,95));
leftarm_jointyF=table2array(file(:,96));
leftarm_jointzF=table2array(file(:,97));
rightforearm_jointxF=table2array(file(:,98));
rightforearm_jointyF=table2array(file(:,99));
rightforearm_jointzF=table2array(file(:,100));
leftforearm_jointxF=table2array(file(:,101));
leftforearm_jointyF=table2array(file(:,102));
leftforearm_jointzF=table2array(file(:,103));
righthand_jointxF=table2array(file(:,104));
righthand_jointyF=table2array(file(:,105));
righthand_jointzF=table2array(file(:,106));
lefthand_jointxF=table2array(file(:,107));
lefthand_jointyF=table2array(file(:,108));
lefthand_jointzF=table2array(file(:,109));
spine1_jointxF=table2array(file(:,110));
spine1_jointyF=table2array(file(:,111));
spine1_jointzF=table2array(file(:,112));
rightupleg_jointxF=table2array(file(:,113));
rightupleg_jointyF=table2array(file(:,114));
rightupleg_jointzF=table2array(file(:,115));
leftupleg_jointxF=table2array(file(:,116));
leftupleg_jointyF=table2array(file(:,117));
leftupleg_jointzF=table2array(file(:,118));
rightleg_jointxF=table2array(file(:,119));
rightleg_jointyF=table2array(file(:,120));
rightleg_jointzF=table2array(file(:,121));
leftleg_jointxF=table2array(file(:,122));
leftleg_jointyF=table2array(file(:,123));
leftleg_jointzF=table2array(file(:,124));
rightfoot_jointxF=table2array(file(:,125));
rightfoot_jointyF=table2array(file(:,126));
rightfoot_jointzF=table2array(file(:,127));
leftfoot_jointxF=table2array(file(:,128));
leftfoot_jointyF=table2array(file(:,129));
leftfoot_jointzF=table2array(file(:,130));
righttoes_jointxF=table2array(file(:,131));
righttoes_jointyF=table2array(file(:,132));
righttoes_jointzF=table2array(file(:,133));
lefttoes_jointxF=table2array(file(:,134));
lefttoes_jointyF=table2array(file(:,135));

```

```

lefttoes_jointzF=table2array(file(:,136));
head_jointxL=table2array(file(:,137)); %ARKit da LATERAL
head_jointyL=table2array(file(:,138));
head_jointzL=table2array(file(:,139));
spine7_jointxL=table2array(file(:,140));
spine7_jointyL=table2array(file(:,141));
spine7_jointzL=table2array(file(:,142));
neck1_jointxL=table2array(file(:,143));
neck1_jointyL=table2array(file(:,144));
neck1_jointzL=table2array(file(:,145));
rightarm_jointxL=table2array(file(:,146));
rightarm_jointyL=table2array(file(:,147));
rightarm_jointzL=table2array(file(:,148));
leftarm_jointxL=table2array(file(:,149));
leftarm_jointyL=table2array(file(:,150));
leftarm_jointzL=table2array(file(:,151));
rightforearm_jointxL=table2array(file(:,152));
rightforearm_jointyL=table2array(file(:,153));
rightforearm_jointzL=table2array(file(:,154));
leftforearm_jointxL=table2array(file(:,155));
leftforearm_jointyL=table2array(file(:,156));
leftforearm_jointzL=table2array(file(:,157));
righthand_jointxL=table2array(file(:,158));
righthand_jointyL=table2array(file(:,159));
righthand_jointzL=table2array(file(:,160));
lefthand_jointxL=table2array(file(:,161));
lefthand_jointyL=table2array(file(:,162));
lefthand_jointzL=table2array(file(:,163));
spine1_jointxL=table2array(file(:,164));
spine1_jointyL=table2array(file(:,165));
spine1_jointzL=table2array(file(:,166));
rightupleg_jointxL=table2array(file(:,167));
rightupleg_jointyL=table2array(file(:,168));
rightupleg_jointzL=table2array(file(:,169));
leftupleg_jointxL=table2array(file(:,170));
leftupleg_jointyL=table2array(file(:,171));
leftupleg_jointzL=table2array(file(:,172));
rightleg_jointxL=table2array(file(:,173));
rightleg_jointyL=table2array(file(:,174));
rightleg_jointzL=table2array(file(:,175));
leftleg_jointxL=table2array(file(:,176));
leftleg_jointyL=table2array(file(:,177));
leftleg_jointzL=table2array(file(:,178));
rightfoot_jointxL=table2array(file(:,179));
rightfoot_jointyL=table2array(file(:,180));
rightfoot_jointzL=table2array(file(:,181));
leftfoot_jointxL=table2array(file(:,182));
leftfoot_jointyL=table2array(file(:,183));
leftfoot_jointzL=table2array(file(:,184));

```

```

righttoes_jointxL=table2array(file(:,185));
righttoes_jointyL=table2array(file(:,186));
righttoes_jointzL=table2array(file(:,187));
lefttoes_jointxL=table2array(file(:,188));
lefttoes_jointyL=table2array(file(:,189));
lefttoes_jointzL=table2array(file(:,190));

%% Cálculo de normalização (estrutura fixa de referência)

%Vicon
pont1=[RHJCx,RHJCy,RHJCz]; %centro articular do quadril direito
pont2=[RKJCx,RKJCy,RKJCz]; %centro articular do joelho direito
v1=pont2-pont1; %vetor da coxa (estrutura fixa)
v1=v1/10; %vetor em cm
N=length(v1);
for i=1:N %função for para calcular a norma do vetor (tamanho
do vetor)
    aux(i)=norm(v1(i,:));
end

dc_v=mean(aux); %tamanho da coxa (em cm)
clear pont1; clear pont2; clear v1; clear aux;

%ARkit da Frente
pont1=[rightupleg_jointxF,rightupleg_jointzF,rightupleg_jointyF]
;
pont2=[rightleg_jointxF,rightleg_jointzF,rightleg_jointyF];
v1=pont2-pont1; %vetor da coxa (estrutura fixa)
N=length(v1);
for i=1:N
    aux(i)=norm(v1(i,:));
end

dc_arF=mean(aux); %tamanho da coxa (unidade do ARkit)
pvaF=dc_v/dc_arF; %proporção entre o vicon e o ARkit da Frente
clear pont1; clear pont2; clear v1; clear aux;

%ARkit da Lateral
pont1=[rightupleg_jointxL,rightupleg_jointzL,rightupleg_jointyL]
;
pont2=[rightleg_jointxL,rightleg_jointzL,rightleg_jointyL];
v1=pont2-pont1; %vetor da coxa (estrutura fixa)
N=length(v1);
for i=1:N
    aux(i)=norm(v1(i,:));
end

dc_arL=mean(aux); %tamanho da coxa (unidade do ARkit)
pvaL=dc_v/dc_arL; %proporção entre o vicon e o ARkit da Lateral

```

```

clear pont1; clear pont2; clear v1; clear aux;

%% Cálculo do passo (considerando o sinal todo)

%Vicon
pont1=[RANKx,RANKy,RANKz]; %tornozelo direito
pont2=[LANKx,LANKy,LANKz]; %tornozelo esquerdo
v2=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v2=v2/10; %vetor em cm
N=length(v2); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v2(i,:));
end

dv=mean(aux); %tamanho do passo em cm
dv_p=100*dv/altura; %passo proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,v2,2,'A'); %escreve no mesmo arquivo de saída
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,dv,3,'A'); %escreve no mesmo arquivo de saída
excel, mas na aba 3
xlswrite(fullname,dv_p,3,'B'); %escreve no mesmo arquivo de
saída excel, mas na aba 3

figure(); %figura do sinal do passo - Vicon (com legenda em
português)
V2=v2(:,1); %movimento mediolateral
V2=V2-mean(V2); %tira offset do sinal
plot(time,V2);
xlim tight;
title('VICON - Passos (para direita e para esquerda)');
xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Largura do passo (cm)');
saveas(gcf,'PL-VICON.tif');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[rightfoot_jointxF,rightfoot_jointzF,rightfoot_jointyF];
pont2=[leftfoot_jointxF,leftfoot_jointzF,leftfoot_jointyF];
v3=pont1-pont2;
N=length(v3); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v3(i,:));
end

daF=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo em cm (total)
darF_p=100*daF/altura; %passo proporcionado em % da altura
(total)

```

```

v3=v3*pvaF;

xlswrite(fullname,v3,2,'D'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,daF,3,'C'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 3
xlswrite(fullname,darF_p,3,'D'); %escreve no mesmo arquivo de
saida excel, mas na aba 3

figure(); %figura do sinal do passo - ARkit da Frente (com
legenda em português)
V3=-v3(:,1); %invertido%
V3=V3-mean(V3); %tira offset do sinal
plot(time,V3);
xlim tight;
title('ARKit da Frente - Passos (para direita e para
esquerda)'); xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Largura do passo
(cm)');
saveas(gcf,'PL-ARF.tif');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da LATERAL
pont1=[rightfoot_jointxL,rightfoot_jointzL,rightfoot_jointyL];
pont2=[leftfoot_jointxL,leftfoot_jointzL,leftfoot_jointyL];
v4=pont1-pont2;
N=length(v4); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v4(i,:));
end

daL=mean(aux)*pvaL; %tamanho do passo em cm (total)
darL_p=100*daL/altura; %passo proporcionado em % da altura
(total)
v4=v4*pvaF;

xlswrite(fullname,v4,2,'G'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,daL,3,'E'); %escreve no mesmo arquivo de saida
excel, mas na aba 2
xlswrite(fullname,darL_p,3,'F'); %escreve no mesmo arquivo de
saida excel, mas na aba 2

figure(); %figura do sinal do passo - ARkit da Lateral (com
legenda em português)
V4=v4(:,1);
V4=V4-mean(V4); %tira offset do sinal
plot(time,V4);
xlim tight;

```

```

title('ARKit da Lateral - Passos (para direita e para
esquerda)'); xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Largura do passo
(cm)');
saveas(gcf,'PL-ARL.tif');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%painel (legenda em inglês)
figure (); %figura dos sinais do passo (todos os sistemas)
subplot(3,1,1);
plot(time,V2,'b');
xlabel('Time (s)','FontSize',12);
ylabel('Step width (cm)','FontSize',12);
xlim tight;
hold on;
legend('VICON','FontSize',12);
title('Steps (right and left)','FontSize',12);
hold on
subplot(3,1,2);
plot (time,V3,'m');
xlabel('Time (s)','FontSize',12);
ylabel('Step width (cm)','FontSize',12);
xlim tight;
legend('ARKit front view','FontSize',12);
hold on;
subplot(3,1,3);
plot (time,V4,'r');
xlabel('Time (s)','FontSize',12);
ylabel('Step width (cm)','FontSize',12);
xlim tight;
legend('ARKit side view','FontSize',12);
hold off;
saveas(gcf,'SS-ALL.tif') %Precisa salvar manualmente para não
sobrepor os títulos. IMPORTANTE!

%% Cálculo da correlação cruzada e indicadores de sincronização

t_time=time(end); %tempo total em segundos
ts_time=time(1,1); %primeiro valor do vetor tempo

% Sinal dos passos - Vicon x ARKit da FRENTE
[c1,lags1]=xcorr (V2,V3,'normalized');
t_lags1=lags1*ts_time';
[peak1,pos1]=max(c1);
t_peak1=t_lags1(pos1);
xlswrite(fullname,t_peak1,4,'A'); %instante de maior correlação
entre os sinais
xlswrite(fullname,peak1,4,'B'); %valor da correlação de Pearson
(r)

```



```

% Sinal dos passos - Vicon x ARkit da LATERAL
[c2,lags2]=xcorr (V2,V4,'normalized');
t_lags2=lags2*ts_time';
[peak2,pos2]=max(c2);
t_peak2=t_lags2(pos2);
xlswrite(fullname,t_peak2,4,'C'); %instante de maior correlação
entre os sinais
xlswrite(fullname,peak2,4,'D'); %valor da correlação de Pearson

```

```

%painel por pares (legenda em português)
figure (); %figuras de correlação
subplot(2,2,1); %Sinal dos passos - Vicon x ARkit da FRENTE
plot (t_lags1,c1);
xlabel('Lags (s)');
ylabel('Correlação cruzada (norm)');
xlim tight
grid on
hold on
plot([t_peak1,t_peak1],[0,peak1],'--r');
plot([t_peak1,t_peak1],[peak1,peak1],'or');
hold off
legend('VICON x ARKit da Frente',strcat('Max correlação em
',num2str(t_peak1),'s'),num2str(peak1));
title('Passos para direita e esquerda','FontSize',11);
hold on
subplot(2,2,2); %Sinal dos passos - Vicon x ARkit da LATERAL
plot (t_lags2,c2);
xlabel('Lags (s)');
ylabel('Correlação cruzada (norm)');
xlim tight
grid on
hold on
plot([t_peak2,t_peak2],[0,peak2],'--r');
plot([t_peak2,t_peak2],[peak2,peak2],'or');
hold off
legend('VICON x ARKit da Lateral',strcat('Max correlação em
',num2str(t_peak2),'s'),num2str(peak2));
title('Passos para direita e esquerda','FontSize',11);
saveas(gcf,'PL-CC.tif');

```

```

%% Diferença dos sinais e indicador de sensibilidade
(considerando o sinal todo)

```

```

%Sinal dos passos - Vicon x ARkit da FRENTE
R1=V2-V3; %sinal de diferença sem offset
RMSE_R1=rms(R1); %indicador RMSE
xlswrite(fullname,RMSE_R1,5,'A');

```

```

%Sinal dos passos - Vicon x ARkit da Lateral
R2=V2-V4; %sinal de diferença
RMSE_R2=rms(R2); %indicador RMSE
xlswrite(fullname,RMSE_R2,5,'B');

%% Diferença entre os indicadores (considerando o sinal todo)

%Vicon x ARkit da FRENTE
E1=dv-daF; %em cm
E1_p=dv_p-darF_p; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,E1,6,'A');
xlswrite(fullname,E1_p,6,'B');

%Vicon x ARkit da LATERAL
E2=dv-daL; %em cm
E2_p=dv_p-darL_p; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,E2,6,'C');
xlswrite(fullname,E2_p,6,'D');

%% SEPARAÇÃO DOS PASSOS
% A partir dessa parte da rotina, consideramos cada passo
individualmente
% Na coleta do passo para lateral foram feitos 6 passos (3 para
direita e 3
% para esquerda, retornando ao meio 6 vezes)

p=input('Salvou as figuras do painel manualmente? Se sim, digite
1 para continuar: ');
if p == 1

[file, diret]= uigetfile({'*.xls', '*..*'},strcat('Selecione o
arquivo de corte dos passos (Passos_Lateral):'));
if isequal(file,0)
    disp('Operação Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    namefiles=fullfile(diret, file);
    disp(['Usuário selecionou: ', namefiles]);
end
file = readtable(namefiles, 'HeaderLines',1);
close all;
else
    disp('Então rode de novo e não esqueça de salvar!');
return;
end

%Recupera os dados de cada voluntário
if nvol < 1 || nvol > 10

```

```

passos = 'X';
else
switch nvol
    case 1
passos = table2array(file(1,:));
    case 2
passos = table2array(file(2,:));
    case 3
passos = table2array(file(3,:));
    case 4
passos = table2array(file(4,:));
    case 5
passos = table2array(file(5,:));
    case 6
passos = table2array(file(6,:));
    case 7
passos = table2array(file(7,:));
    case 8
passos = table2array(file(8,:));
    case 9
passos = table2array(file(9,:));
    case 10
passos = table2array(file(10,:));
end
end

%Vicon
P1_v=passos(:,2); %(pés juntos)
P2_v=passos(:,3); %(pé direito para direita)
P3_v=passos(:,4); %(pés juntos)
P4_v=passos(:,5); %(pé esquerdo para esquerda)
P5_v=passos(:,6); %(pés juntos)
P6_v=passos(:,7); %(pé direito para direita)
P7_v=passos(:,8); %(pés juntos)
P8_v=passos(:,9); %(pé esquerdo para esquerda)
P9_v=passos(:,10); %(pés juntos)
P10_v=passos(:,11); %(pé direito para direita)
P11_v=passos(:,12); %(pés juntos)
P12_v=passos(:,13); %(pé esquerdo para esquerda)
%ARkit Frente
P1_arF=passos(:,14); %(pés juntos)
P2_arF=passos(:,15); %(pé direito para direita)
P3_arF=passos(:,16); %(pés juntos)
P4_arF=passos(:,17); %(pé esquerdo para esquerda)
P5_arF=passos(:,18); %(pés juntos)
P6_arF=passos(:,19); %(pé direito para direita)
P7_arF=passos(:,20); %(pés juntos)
P8_arF=passos(:,21); %(pé esquerdo para esquerda)
P9_arF=passos(:,22); %(pés juntos)

```

```

P10_arF=passos(:,23); %(pé direito para direita)
P11_arF=passos(:,24); %(pés juntos)
P12_arF=passos(:,25); %(pé direito para esquerda)

%% PASSO 1 (pé direito para direita - primeira vez)

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo
rankx=RANKx(P1_v:P2_v); %Vicon
ranky=RANKy(P1_v:P2_v);
rankz=RANKz(P1_v:P2_v);
lankx=LANKx(P1_v:P2_v);
lanky=LANKy(P1_v:P2_v);
lankz=LANKz(P1_v:P2_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P1_arF:P2_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P1_arF:P2_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P1_arF:P2_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P1_arF:P2_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P1_arF:P2_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P1_arF:P2_arF);

%Cálculo do tamanho do passo 1

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_1=mean(aux); %tamanho do passo 1 em cm (pé direito para
direita)
dv_p1=100*dv_1/altura; %passo 1 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_1,7,'A');
xlswrite(fullname,dv_p1,7,'B');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N

```

```

        aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF1=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 1 em cm (pé direito para
direita)
darF_p1=100*daF1/altura; %passo 1 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF1,7,'C');
xlswrite(fullname,darF_p1,7,'D');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6;

%% PASSO 2 (pé esquerdo para esquerda - primeira vez)

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo
rankx=RANKx(P3_v:P4_v); %Vicon
ranky=RANKy(P3_v:P4_v);
rankz=RANKz(P3_v:P4_v);
lankx=LANKx(P3_v:P4_v);
lanky=LANKy(P3_v:P4_v);
lankz=LANKz(P3_v:P4_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P3_arF:P4_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P3_arF:P4_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P3_arF:P4_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P3_arF:P4_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P3_arF:P4_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P3_arF:P4_arF);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_2=mean(aux); %tamanho do passo 2 em cm (pé esquerdo para
esquerda)
dv_p2=100*dv_2/altura; %passo 2 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_2,7,'E');
xlswrite(fullname,dv_p2,7,'F');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];

```

```

pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF2=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 2 em cm (pé esquerdo para
esquerda)
darF_p2=100*daF2/altura; %passo 2 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF2,7,'G');
xlswrite(fullname,darF_p2,7,'H');

clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6;

%% PASSO 3 (pé direito para direita - segunda vez)

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo
rankx=RANKx(P5_v:P6_v); %Vicon
ranky=RANKy(P5_v:P6_v);
rankz=RANKz(P5_v:P6_v);
lankx=LANKx(P5_v:P6_v);
lanky=LANKy(P5_v:P6_v);
lankz=LANKz(P5_v:P6_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P5_arF:P6_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P5_arF:P6_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P5_arF:P6_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P5_arF:P6_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P5_arF:P6_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P5_arF:P6_arF);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_3=mean(aux); %tamanho do passo 3 em cm (pé direito para
direita)
dv_p3=100*dv_3/altura; %passo 3 proporcionado em % da altura

```

```

xlswrite(fullname,dv_3,7,'I');
xlswrite(fullname,dv_p3,7,'J');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF3=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 3 em cm (pé direito para
direita)
darF_p3=100*daF3/altura; %passo 3 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF3,7,'K');
xlswrite(fullname,darF_p3,7,'L');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6;

%% PASSO 4 (pé esquerdo para esquerda - segunda vez)

%Redefine o tamanho dos sinais considerando o passo
rankx=RANKx(P7_v:P8_v); %Vicon
ranky=RANKy(P7_v:P8_v);
rankz=RANKz(P7_v:P8_v);
lankx=LANKx(P7_v:P8_v);
lanky=LANKy(P7_v:P8_v);
lankz=LANKz(P7_v:P8_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P7_arF:P8_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P7_arF:P8_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P7_arF:P8_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P7_arF:P8_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P7_arF:P8_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P7_arF:P8_arF);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

```

```

dv_4=mean(aux); %tamanho do passo 4 em cm (pé esquerdo para
esquerda)
dv_p4=100*dv_4/altura; %passo 4 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_4,7,'M');
xlswrite(fullname,dv_p4,7,'N');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF4=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 4 em cm (pé esquerdo para
esquerda)
darF_p4=100*daF4/altura; %passo proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,daF4,7,'O');
xlswrite(fullname,darF_p4,7,'P');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6;

%% PASSO 5 (pé direito para direita - terceira vez)

rankx=RANKx(P9_v:P10_v); %Vicon
ranky=RANKy(P9_v:P10_v);
rankz=RANKz(P9_v:P10_v);
lankx=LANKx(P9_v:P10_v);
lanky=LANKy(P9_v:P10_v);
lankz=LANKz(P9_v:P10_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P9_arF:P10_arF); %ARkit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P9_arF:P10_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P9_arF:P10_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P9_arF:P10_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P9_arF:P10_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P9_arF:P10_arF);

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm

```



```

N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_5=mean(aux); %tamanho do passo 5 em cm (pé direito para
direita)
dv_p5=100*dv_5/altura; %passo 5 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_5,7,'Q');
xlswrite(fullname,dv_p5,7,'R');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARKit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF5=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo 5 em cm (pé direito para
direita)
darF_p5=100*daF5/altura; %passo 5 proporcionado em % da altura
(total)

xlswrite(fullname,daF5,7,'S');
xlswrite(fullname,darF_p5,7,'T');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6;

%% PASSO 6 (pé esquerdo para esquerda - terceira vez)

rankx=RANKx(P11_v:P12_v); %Vicon
ranky=RANKy(P11_v:P12_v);
rankz=RANKz(P11_v:P12_v);
lankx=LANKx(P11_v:P12_v);
lanky=LANKy(P11_v:P12_v);
lankz=LANKz(P11_v:P12_v);
RIGHTfoot_jointxF=rightfoot_jointxF(P11_arF:P12_arF); %ARKit da
Frente
RIGHTfoot_jointzF=rightfoot_jointzF(P11_arF:P12_arF);
RIGHTfoot_jointyF=rightfoot_jointyF(P11_arF:P12_arF);
LEFTfoot_jointxF=leftfoot_jointxF(P11_arF:P12_arF);
LEFTfoot_jointzF=leftfoot_jointzF(P11_arF:P12_arF);
LEFTfoot_jointyF=leftfoot_jointyF(P11_arF:P12_arF);

```

```

%Vicon
pont1=[rankx,ranky,rankz]; %tornozelo direito
pont2=[lankx,lanky,lankz]; %tornozelo esquerdo
v5=pont1-pont2; %vetor diferença dos tornozelos
v5=v5/10; %em cm
N=length(v5); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v5(i,:));
end

dv_6=mean(aux); %tamanho do passo 1 em cm (pé direito frente)
dv_p6=100*dv_6/altura; %passo 1 proporcionado em % da altura

xlswrite(fullname,dv_6,7,'U');
xlswrite(fullname,dv_p6,7,'V');
clear pont1; clear pont2; clear aux;

%ARkit da FRENTE
pont1=[RIGHTfoot_jointxF,RIGHTfoot_jointzF,RIGHTfoot_jointyF];
pont2=[LEFTfoot_jointxF,LEFTfoot_jointzF,LEFTfoot_jointyF];
v6=pont1-pont2;
N=length(v6); %função for para calcular a norma do vetor
(tamanho do vetor)
for i=1:N
    aux(i)=norm(v6(i,:));
end

daF6=mean(aux)*pvaF; %tamanho do passo em cm (total)
darF_p6=100*daF6/altura; %passo proporcionado em % da altura
(total)

xlswrite(fullname,daF6,7,'W');
xlswrite(fullname,darF_p6,7,'X');
clear pont1; clear pont2; clear aux; clear v5; clear v6;

%% Diferença entre os tamanhos dos passos

%PASSO 1
%Vicon x ARkit da Frente
R1=dv_1-daF1; %em cm
R1_p=dv_p1-darF_p1; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R1,8,'A');
xlswrite(fullname,R1_p,8,'B');

%PASSO 2
%Vicon x ARkit da Frente
R3=dv_2-daF2; %em cm
R3_p=dv_p2-darF_p2; %proporcionado em % da altura

```

```

xlswrite(fullname,R3,8,'C');
xlswrite(fullname,R3_p,8,'D');

%PASSO 3
%Vicon x ARkit da Frente
R5=dv_3-daF3; %em cm
R5_p=dv_p3-darF_p3; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R5,8,'E');
xlswrite(fullname,R5_p,8,'F');

%PASSO 4
%Vicon x ARkit da Frente
R7=dv_4-daF4; %em cm
R7_p=dv_p4-darF_p4; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R7,8,'G');
xlswrite(fullname,R7_p,8,'H');

%PASSO 5
%Vicon x ARkit da Frente
R9=dv_5-daF5; %em cm
R9_p=dv_p5-darF_p5; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R9,8,'I');
xlswrite(fullname,R9_p,8,'J');

%PASSO 6
%Vicon x ARkit da Frente
R11=dv_6-daF6; %em cm
R11_p=dv_p6-darF_p6; %proporcionado em % da altura
xlswrite(fullname,R11,8,'K');
xlswrite(fullname,R11_p,8,'L');

disp('Pronto! Rode o próximo voluntário');

```