



ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DE GIRO NO EIXO EM COMPETIDORES PROFISSIONAIS DE ZOUK BRASILEIRO

Ana Carolina Navarro

Dissertação apresentada ao Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Luciano Luperini Menegaldo
Carla Patrícia Guimarães

Rio de Janeiro

Novembro/2021

ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DE GIRO NO EIXO EM
COMPETIDORES PROFISSIONAIS DE ZOUK BRASILEIRO

Ana Carolina Navarro

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Orientador: Prof^o Dr. Luciano Luporini Menegaldo

Orientadora: Prof^a Dra. Carla Patrícia Guimarães

Membro Interno: Prof^o Dr. Diogo Antonio Tschoeke

Membro Interno: Prof^o Dr. Pedro Vieira Sarmet Moreira

Membro Externo: Prof^a Dra. Mônica Fagundes Dantas

Rio de Janeiro
Novembro/2021

Navarro, Ana Carolina

Análise Biomecânica do Movimento de Giro no Eixo em competidores profissionais de Zouk Brasileiro / Ana Carolina Navarro – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2021.

XXII, 166 p.

Orientadores: Luciano Luporini Menegaldo

Carla Patrícia Guimarães

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2021.

Referências Bibliográficas: p. 136-139.

1. Giro no Eixo do Zouk Brasileiro 2. Biomecânica 3. Eixo de Inclinação I. Menegaldo, Luciano Luporini *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica.

À minha mãe, Rose Monteiro,
por ter me presenteado com
o amor pela dança.

Ser uma artista na academia ou ser uma acadêmica artista?
Na imprecisão de uma resposta definitiva, fico com as duas.
(MOTTA, 2006)

PRÉ-ATO

No dia da minha matrícula no curso de Licenciatura em Dança, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, as professoras Isabela Buarque e Lara Seidler disseram à mim e aos meus colegas que ao longo dos anos seguintes não deveríamos nos esquecer que a universidade era um verdadeiro universo e não se limitava ao corredor onde ocorriam as aulas da Dança. Essa conversa inicial foi fundamental para que eu mantivesse meu olhar atento às diferentes possibilidades que a universidade pública viria a me possibilitar nos anos seguintes. Assim, não poderia deixar de começar agradecendo a essas duas mulheres por me inspirarem como artista, pesquisadora, educadora e, antes de tudo, como pessoa. Muito obrigada!

Ao ingressar no mundo acadêmico tive contato com a Teoria Fundamentos da Dança (TFD), idealizada por Helenita Sá Earp. Até esse momento, o meu entendimento sobre o que era dança estava atrelado exclusivamente ao desempenho técnico, ao talento e a reprodução de gestos específicos (o famoso copiar o que o professor faz). Nesse sentido, posso dizer que foi um verdadeiro presente descobrir durante a graduação que não existe “a dança”, mas muitas danças. No curso de Licenciatura em Dança da UFRJ, passei a entender o corpo múltiplo e os seres como sujeitos integrais. Por meio da TFD aprendi a esgarçar as possibilidades e potencialidades do corpo. Aproveito aqui para deixar meu agradecimento à Helenita e aos professores da graduação que me mostraram inúmeros caminhos possíveis para pesquisas em Dança. Em especial, Emília Freitas, Roberto Eizemberg, Luciane Coccaro, Fabiana Amaral, Lenine Vasconcellos, Lídia Laranjeira e Lígia Tourinho.

Durante a graduação também tive a oportunidade de ser aluna de iniciação científica do Laboratório de Processamento e Imagem Digital (LAPID) do Museu Nacional. A convite do professor Sergio Alex, inserimos pesquisas envolvendo dança no laboratório. Além disso, foi ao lado dele e de Leonardo Lobo, hoje grandes amigos, que tive meu primeiro contato com tecnologias digitais modernas voltadas para pesquisas envolvendo biomecânica. Eles foram fundamentais para que eu me encantasse pela área e desejasse incluir isso em meu percurso acadêmico. Com apoio dos dois e de Orlando

Grillo, desenvolvi meu trabalho de conclusão de curso da graduação e me inscrevi no processo seletivo do mestrado. Obrigada por me ajudarem e me incentivarem.

Seguindo a cronologia desse texto, gostaria de agradecer também ao meu orientador, o professor Luciano Luporini Menegaldo. O desenvolvimento de uma pesquisa de Dança no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE só foi possível por sua gentileza e disposição em acompanhar esse trabalho. Além disso, suas contribuições e paciência foram fundamentais para que eu pudesse avançar e desenvolver as habilidades que me faltavam por vir de uma área na qual pesquisas desse formato ainda são raras no país. Aproveito para agradecer também à Carla Patricia Guimarães por ter cedido o Centro de Estudos do Movimento para a coleta de dados e à Ana Paula Xavier, por ter partilhado comigo seus conhecimentos e seu tempo, além de ter se tornado uma grande amiga. Em acréscimo, aproveito para agradecer as agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ e ressaltar o quão fundamental é o investimento em pesquisa e na manutenção da universidade pública, gratuita e de qualidade. Segundo Paulo Freire, a educação é um dos modos de intervenção no mundo. Assim, é dever de todos nós defendermos o acesso à uma educação de qualidade para todas as pessoas.

Agradeço também aos professores do PEB por compartilharem comigo os seus conhecimentos e me apoiarem durante todo o curso. Em especial, agradeço aos professores Diogo Antonio Tschoeke, Renan Moritz, Roberto Macoto Ichinose, Wagner Coelho, Maurício Cagy e Alexandre Visintainer Pino por suas palavras de afeto quando eu duvidava da minha capacidade para compreender tantos conhecimentos diferentes. Obrigada por toda disponibilidade em sanar minhas dúvidas e por cada palavra de incentivo que vocês me deram ao longo do mestrado, poderia citar mais de um momento no qual vocês me acolheram e me mostraram que as ciências exatas também pode ser um lugar afetuoso.

Agradeço aos meus colegas de laboratório e de curso, Matheus Senna, Kristy Godoy, Henrique Lellis, Vinícius Ecard, Wellington Pinheiro, Éric Kauati e José Albarello pelas inúmeras partilhas e contribuições, por suas explicações dos conteúdos das disciplinas nos intervalos de suas atividades e pelas risadas na hora do almoço. Vocês ajudaram a tornar mais fácil essa caminhada.

Agradeço também aos meus grandes amigos Gabriel Alonso e Thaísa Martins, pessoas que se tornaram verdadeiros irmãos ao longo de minha trajetória acadêmica. Obrigada por dividirem comigo tantos sonhos e desejos para o futuro, obrigada por nunca terem saído do meu lado e por terem sido o ombro amigo durante as muitas crises de

choro. Obrigada por me incentivarem e me ajudarem a acreditar em mim mesma e na minha capacidade de concluir essa pesquisa. Aproveito para agradecer às minhas amigas de infância Julia Ferreira, Joana Andrade, Beatriz Lima e Thais Oliveira, por sempre estarem me esperando em minha cidade natal com abraços calorosos para nossas noites do pijama e aos meus amigos da vida adulta, Julia Cavalcante e Vinícius Rocha, por todas as partilhas durante essa pandemia. A caminha é mais prazerosa ao lado de vocês.

Me encaminhando para o fim, agradeço a minha família por todo suporte. Em especial, à minha mãe Rose Monteiro, a grande responsável por fazer eu me apaixonar pela dança. Mãe, obrigada por acreditar em meus sonhos e me permitir voar em direção a eles.

Ademais, obrigada a todos que contribuíram de alguma forma para o meu desenvolvimento enquanto pessoa e a todas as pessoas que lerão esse texto e que acreditam na dança como uma forma de tornar a vida um pouco mais leve.

Com afeto,
A menina da Dança.

Resumo da Qualificação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências em Engenharia Biomédica (M.Sc.)

ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DE GIRO NO EIXO EM COMPETIDORES PROFISSIONAIS DE ZOUK BRASILEIRO

Ana Carolina Navarro

Orientadores: Luciano Luporini Menegaldo
Carla Patrícia Guimarães

Programa: Engenharia Biomédica

As posições corporais assumidas pelo condutor no movimento de Giro no Eixo influenciam nas notas atribuídas em competições. O objetivo deste estudo é verificar variações em características cinemáticas envolvidas na manutenção do movimento de Giro no Eixo em praticantes profissionais de Zouk Brasileiro a partir da marcação de cabeça em quatro condições: condutor, frente/público, teto e lateral esquerda baixa; bem como compará-las visando verificar quais variáveis devem ser controladas pelos bailarinos para a manutenção do movimento. Os dados cinemáticos foram obtidos pelo sistema OptiTrack com 18 câmeras e processados no software Visual 3D. O giro foi realizado na posição de *passé* sobre o membro inferior esquerdo da condutora e impulsionado pelo condutor no sentido anti-horário por meio do braço direito da condutora. Foram realizadas duas análises: 1) descritiva e 2) modelos de aprendizado de máquina (regressão logística e floresta aleatória). O desempenho de dois modelos de classificação foi avaliado por matrizes de confusão, com validação cruzada com k-10-fold e leave-one-out. Os resultados sugerem que o membro superior utilizado para impulsão do giro e o membro de suporte são variáveis de interesse para sua realização e que os bailarinos inclinam mais o eixo do movimento no plano sagital. Além disso, o modelo de floresta aleatória superou o modelo de regressão logística, sendo capaz de prever o resultado e selecionar as variáveis de interesse para o treinamento do Giro no Eixo.

Palavras-chave: Giro no Eixo; dança; giros; Zouk Brasileiro; aprendizado de máquina

Abstract of Exam presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SINGLE LEG TURN MOVEMENT IN
BRAZILIAN ZOUK PROFESSIONAL COMPETITORS

Ana Carolina Navarro

Advisors: Luciano Luporini Menegaldo
Carla Patrícia Guimarães

Department: Biomedical Engineering

The body positions assumed by the follower in the Single Leg Turn the marks awarded in competitions. The aim of this study is to verify variations in kinematic characteristics involved in the maintenance of the Single Leg Turn in professional Brazilian Zouk practitioners from the spotting in four conditions: partner, front/public, roof and low left side; as well as comparing them in order to verify which variables must be controlled by the dancers to maintain movement. Kinematic data were obtained using an OptiTrack system with 18 cameras and processed in Visual 3D software. The turn was performed in the passé position on the left lower limb of the follower and propelled by the leader counterclockwise by means of the right arm of the lead. Two analyzes were performed: 1) descriptive and 2) machine learning models (logistic regression and random forest). The performance of the classification models was evaluated by confusion matrices, with cross-validation with k-10-fold and leave-one-out. The results suggest that the upper limb used to propel the movement and the supporting limb are variables of interest for its performance and that dancers incline the movement axis more in the sagittal plane. In addition, the random forest model outperformed the logistic regression model, being able to predict the outcome and select the variables of interest for the training of the Single Leg Turn.

Keywords: Single Leg Turn; dance; turns; Brazilian Zouk; machine learning

SUMÁRIO

SUMÁRIO	X
1. Introdução	12
2. Objetivos	16
2.1. Objetivo geral	16
2.2. Objetivos Específicos	16
3. Hipótese	17
4. Fundamentação Teórica	18
4.1. A origem do Zouk Brasileiro	18
4.2. O movimento de Giro no Eixo	23
4.3. Biomecânica da Dança.....	24
4.4 Análises Biomecânicas de Voltas na Dança.....	25
5. Materiais e métodos.....	32
5.1. Local do estudo	32
5.2. Participantes	32
5.3 Natureza do estudo	32
5.3.1. Desenho do estudo	33
5.4. Posições da conduzida.....	34
5.5. Cinemetria	34
5.6. Procedimentos.....	35
5.6.1. Coleta de Dados	35
5.6.1.1. Preparação do espaço e calibração do sistema.....	35
5.6.1.2. Colocação das marcas reflexivas.....	39
5.6.1.3. Aquisição estática e dinâmica.....	41
5.6.2. Pré processamento de dados.....	42
5.6.3. Processamento de dados	43
5.6.4. Análise dos dados.....	48
6. Resultados.....	50
6.1. Estatística Descritiva	50
6.1.1. Amplitude de Movimento	50
6.1.1.1 Sujeito.....	50
6.1.1.1.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor	50
6.1.1.1.2. M2 – Marcação de cabeça no público.....	54
6.1.1.1.4. M4 – Marcação de cabeça no chão	61
6.1.1.2 Sujeito 2.....	64
6.1.1.2.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor	64
6.1.1.2.2. M2 – Marcação de cabeça no público.....	68

6.1.1.2.3. M3 – Marcação de cabeça teto	71
6.1.1.2.4. M4 – Marcação de cabeça no chão	75
6.1.1.3 Sujeito 3.....	78
6.1.1.3.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor	78
6.1.1.3.2. M2 – Marcação de cabeça no público.....	82
5.1.1.3.3. M3 – Marcação de cabeça teto	85
6.1.1.3.4. M4 – Marcação de cabeça no chão	89
6.1.1.4 Sujeito 4.....	92
6.1.1.4.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor	92
6.1.1.4.2. M2 – Marcação de cabeça no público.....	96
6.1.1.4.3. M3 – Marcação de cabeça teto	99
6.1.1.4.4. M4 – Marcação de cabeça no chão	103
6.1.1.5 Posição.....	106
6.1.2. Ângulo de Inclinação	110
6.1.2.1. Sujeitos.....	110
6.1.2.2. Posição.....	111
6.1.3. Deslocamento linear do Centro de Massa	113
6.1.3.1. Sujeitos.....	113
6.1.3.2. Posição.....	114
6.2 Aprendizado de máquina	118
6.2.1. Resultados da Análise de Componentes Principais (PCA).....	120
6.2.1.1 Avaliação do modelo	123
6.2.2. Resultados da Análise por Floresta Aleatória (<i>Random Forest</i>)	124
6.2.2.1 Avaliação do modelo.....	124
6.2.3 Variáveis selecionadas pela PCA e pelo post-hoc de Tukey-Kramer.....	129
7. Discussão.....	130
7.1 Estatística Descritiva	130
7.2 Aprendizado de Máquina.....	132
8. Considerações Atuais.....	135
Referências	136
Anexos.....	140

1. Introdução

As programações dos estúdios de Dança não se limitam às aulas, mas incluem também apresentações de espetáculos e participações em festivais e campeonatos. Nesse sentido, as oportunidades para atuar em companhias profissionais, espetáculos, shows e competições de dança têm se tornado maiores (HAAS, 2011). Com o aumento de campeonatos da modalidade Zouk Brasileiro nos últimos anos, houve a criação do *Brazilian Zouk Dance Conseil* (BZDC), responsável por regulamentar e acompanhar as competições. Este conselho também ranqueia internacionalmente os competidores, além de incentivar e promover a modalidade. Em 2014, ano de sua criação, foram registradas apenas duas competições oficiais. No ano seguinte, o número oficial foi 11, enquanto em 2016 e 2017 aconteceram, respectivamente, 16 e 19 competições. Em 2018 houve 26 registros e em dezembro de 2019 foram registradas 39 competições oficiais (BZDC, 2019a).

No que diz respeito às competições, há uma demanda crescente para que os dançarinos tenham um treinamento adequado para se tornarem aptos a realizar todos os movimentos com alta precisão e em alto nível de dificuldade, conquistando, dessa forma, uma melhor pontuação (HASS, 2011). Além da técnica expressiva intrínseca a trabalhos artísticos, a percepção subjetiva do esforço e a complexidade das combinações dos movimentos, atreladas às diferentes condições de suportes, equilíbrios e controles posturais devem ser dominados para melhores resultados (HASS, 2011). Assim, pode-se afirmar que o desempenho profissional dentro do campo da Dança é complexo, pois depende de elementos interrelacionados (KOUTEDAKIS *et al.*, 2008).

Dentre os critérios utilizados no julgamento das competições de Zouk Brasileiro estão a postura, o uso apropriado dos movimentos básicos, a execução dos movimentos e de suas variações, linhas (alinhamento dos segmentos), equilíbrio, nível de dificuldade, complexidade dos passos e a originalidade dos movimentos e das sequências (BZDC, 2019b). A partir disso, observa-se que as modalidades de dança possuem movimentos que requerem diferentes valências físicas, como em muitos esportes, em que é possível destacar: flexibilidade, agilidade, força, equilíbrio e coordenação. Em geral, a especificidade dos movimentos está atrelada ao que Helenita Sá Earp, pioneira na condução de estudos de dança dentro das universidades, nomeou de Parâmetros da Dança, na Teoria de Princípios e Conexões Abertas na Dança (TPCAD). São eles: Movimento, Espaço, Forma, Dinâmica e Tempo (MOTTA, 2006). Estes elementos podem ser utilizados para descrever e analisar qualitativamente não só os

movimentos observados no Zouk Brasileiro, mas também o repertório de passos observados em outras modalidades. Ainda sobre a análise de movimentos em dança, destaca-se que tarefas semelhantes podem ser agrupadas de acordo com similaridades cinemáticas nas seguintes classificações: transferência, locomoção, saltos, voltas, quedas e elevações (MOTTA, 2006); movimentos comuns às diferentes modalidades (LAWS, 2002) e nomeados como Famílias da Dança na TPCAD (MOTTA, 2006).

Por outro lado, é possível dizer que o estudo sobre movimentos de dança perante uma perspectiva biomecânica pode contribuir para um aperfeiçoamento da performance, bem como reduzir os riscos de lesões por *overtraining* (KOUTEDAKIS, 2008). No que diz respeito às voltas, as piruetas tem sido amplamente estudadas dentro do *Ballet Clássico* (DENARDI, 2013; GOLOMER *et al.*, 2009, HOPPER, 2014; IMURA, 2018; LAWS, 2002; LAWS, 1978; LIN *et al.*, 2014; LIN *et al.*, 2019, LOTT, 2019; PARK, 2007). Este movimento consiste em uma rápida rotação do corpo sobre as falanges (*pointé*/ponta) ou os metatarsos (*demi-pointé*/meia ponta) em apoio unipodal (PARK, 2007), em que as posições dos membros inferiores e superiores podem influenciar no torque produzido para início do movimento. Exemplificando, uma pirueta iniciada a partir de uma quarta posição, na qual os pés estão mais afastados, proporciona a produção de um torque maior do que uma iniciada em quinta posição, na qual os pés estão unidos (LAWS, 2002; HALL, 2016; NAVARRO & AZEVEDO, 2019). Em relação aos membros superiores foi observado que, quando o movimento era realizado com o auxílio das extremidades, a velocidade angular do corpo era significativamente maior do que na condição sem auxílio, indicando, portanto, que a volta realizada com ajuda dos membros superiores é a maneira mais eficaz de girar, quando o objetivo é realizar o movimento com maior velocidade (PARK, 2007). Ainda nesse sentido, pode-se dizer que o corpo gira sobre o membro inferior a partir do momento angular gerado pelo auxílio dos membros superiores (KIM *et al.*, 2014).

Existem ainda voltas nas quais um bailarino realiza o movimento com o suporte de um parceiro. No Ballet Clássico, é comum que a mão do bailarino (condutor) esteja na cintura da bailarina (conduzida), podendo auxiliar no fornecimento de torque para iniciar ou finalizar o movimento, bem como na manutenção do equilíbrio (LAWS, 2002). Tratando-se das Danças de Salão, uma das voltas amplamente utilizadas dentro das competições é o movimento de Giro no Eixo, presente em modalidades como o Zouk Brasileiro, a Salsa, o *West Coast Swing* e o Tango. O Giro no Eixo (Figura 1) consiste em uma rotação da conduzida em seu eixo longitudinal, geralmente sobre apoio unipodal em meia ponta, sendo que o condutor segura a mão da conduzida e impulsiona o giro realizando movimentos circulares. Para que a força

aplicada pelo condutor seja capaz de manter um padrão de movimento adequado, apoiados em seus conhecimentos empíricos, bailarinos e técnicos acreditam ser necessário que o corpo da conduzida se mantenha em bloco, ou seja, que não haja grandes variações de amplitudes articulares, principalmente em relação ao membro superior e ao tronco da conduzida (GRANT, 2012; LIN, 2014). Entretanto, Kiefer *e colaboradores* (2011) identificaram que a habilidade de equilíbrio de bailarinos está relacionada com a produção de padrões de coordenação estáveis, mas que não restrinjam rigidamente os graus de liberdade. Além disso, existem diferentes possibilidades de posições corporais que podem ser assumidas pela conduzida durante o Giro no Eixo, em que a escolha quanto ao posicionamento de membros inferiores e superiores, cabeça e coluna varia de acordo com a estética e complexidade desejadas nas competições. As posições de membros inferiores mais utilizadas são as posições de *coupé* e *passé*, enquanto as marcações de cabeça mais utilizadas são para a plateia, para o parceiro, para o chão e para o teto.

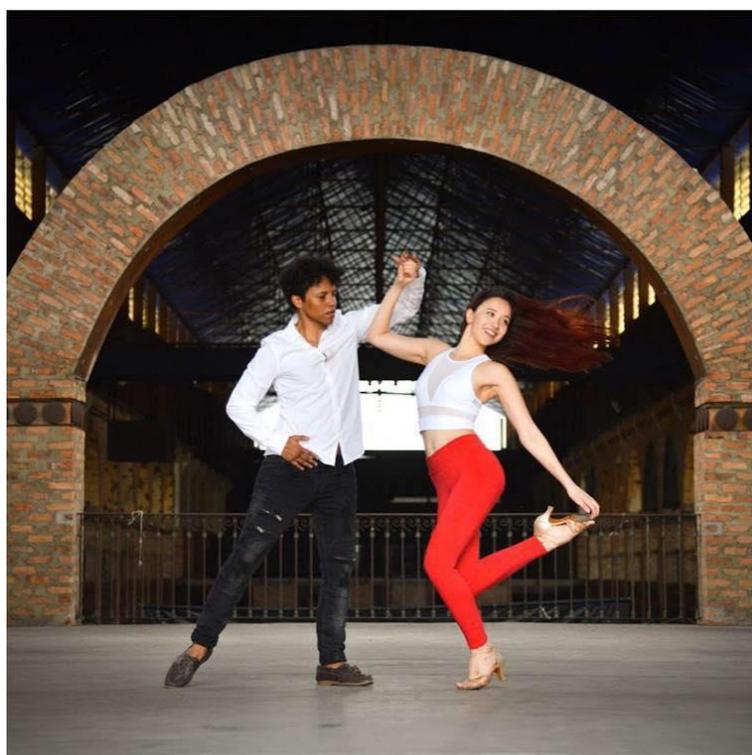


Figura 1 - Movimento de Giro no Eixo (Fonte: Acervo pessoal de bailarinos deste estudo)

Do ponto de vista competitivo, o Giro no Eixo é um movimento importante, dado que seu nível de dificuldade é considerado na pontuação final das coreografias e improvisos. Dessa forma, considerando que as posições corporais assumidas pela conduzida influenciam nas notas atribuídas pelos jurados, e que as amplitudes angulares dos membros superiores e inferiores

podem interferir na manutenção e velocidade das voltas (LIN *et al.*, 2014; MIZUMURA *et al.*, 2015; PARK, 2007; SUGANO, 2002; ZAFERIOU *et al.*, 2016), torna-se relevante investigar estas e outras variáveis durante o Giro no Eixo. Ademais, apesar do elevado número de estudos envolvendo o *Ballet Clássico*, grande parte do conhecimento acerca do Giro no Eixo do Zouk Brasileiro ainda é empírico. Assim, a literatura científica carece de estudos sobre esta modalidade, em que um maior número de evidências poderia tornar possível a implementação de estratégias de treinamento, embasadas cientificamente, que tenham por objetivo melhorar o desempenho dos competidores. Portanto, acredita-se que a partir de uma descrição cinemática mais detalhada será possível contribuir para o processo de ensino-aprendizagem deste movimento.

2. Objetivos

2.1. Objetivo geral

Propõe-se, com este estudo, investigar variações em características cinemáticas envolvidas na manutenção do movimento de Giro no Eixo em praticantes profissionais de Zouk Brasileiro a partir da marcação de cabeça em quatro condições: parceiro, frente/público, teto e lateral esquerda baixa; bem como compará-las visando verificar quais variáveis devem ser controladas pelos bailarinos para a manutenção do movimento.

2.2. Objetivos Específicos

- Descrever as amplitudes articulares dos membros superiores e inferiores da bailarina conduzida, bem como compará-las nos diferentes posicionamentos.
- Investigar o deslocamento linear do centro de massa.
- Avaliar a oscilação postural durante a realização do Giro no Eixo por meio do ângulo de inclinação determinado pelo marcador do punho do condutor e do pé da bailarina conduzida com o eixo vertical global.
- Comparar as variáveis supracitadas entre a melhor e a pior tentativa de cada condição para identificar se elas estão associadas ao desempenho apresentado pelos dançarinos durante o Giro no Eixo.
- Construir modelos de classificação por meio de métodos de aprendizado de máquina e avaliar a probabilidade deles predizerem as notas corretamente.

3. Hipótese

Tendo em vista que o principal ponto elencado por 28 competidores de Zouk Brasileiro para a realização do Giro no Eixo foi a conexão estabelecida entre os bailarinos por meio do membro superior, e que estes são responsáveis por influenciar a velocidade angular e a estabilidade de piruetas (LOTT, 2019; KIM *et al.*, 2014; PARK, 2007; ZAFERIOU *et al.*, 2016), supõe-se que a variabilidade angular nas articulações do membro superior utilizado para a impulsão do movimento será maior do que a do membro de gesto. Além disso, quando comparadas as diferentes posições de cabeça, espera-se que ocorra uma maior variação das amplitudes angulares nas posições nas quais a cabeça se mantém fixa em um ponto (teto e diagonal esquerda baixa), visto que os bailarinos as elencaram como as posições que exigem um maior esforço para manutenção do movimento. Empiricamente, eles acreditam que o acréscimo na dificuldade está associado ao desalinhamento da coluna vertebral envolvido nestas posições (hiperextensão e flexão lateral, respectivamente). Como mencionado anteriormente, tradicionalmente, os bailarinos são orientados a manterem o corpo rígido durante a realização de voltas. Entretanto, Lott e Laws (2012; 2019) identificaram que bailarinos capazes de realizar piruetas múltiplas efetuavam ajustes ao longo do movimento visando obter uma estabilidade dinâmica em vez de manter o corpo rígido. Assim, é possível que uma sutil variação na amplitude articular esteja relacionada a ajustes por parte da bailarina conduzida para manutenção do movimento.

Ademais, uma vez que o ângulo formado entre o eixo vertical e o eixo centro de massa-centro de pressão está relacionado com a estabilidade postural (CHEN *et al.*, 2010) e que um maior ângulo de inclinação pode indicar um risco maior de quedas em piruetas (LIN *et al.*, 2019), espera-se que uma maior inclinação deste eixo também contribua para a interrupção do movimento de Giro no Eixo.

Assim, as hipóteses deste trabalho são:

- maior variação das amplitudes angulares do membro superior direito;
- maior inclinação do eixo de movimento em relação ao eixo vertical nas piores tentativas.

4. Fundamentação Teórica

4.1. A origem do Zouk Brasileiro

As primeiras danças de salão surgiram na Europa durante o período de Renascimento e, após se tornarem populares nos salões nobres, foram levadas para as colônias, onde receberam diferentes influências locais (MORAES, 2019). Segundo Volp (1994), a dança de salão pode ser caracterizada pela sincronicidade de passos de dois bailarinos. Contudo, em relação aos movimentos realizados em dupla, deve-se destacar que ao longo da História da Dança os papéis de gênero foram alterados. No final do século XIX, por exemplo, era comum que a principal função do bailarino do sexo masculino no *Ballet Clássico* fosse auxiliar a exibir sua parceira (LAWS, 2002). Ainda nesse contexto, pode-se dizer que a dança de salão foi considerada uma dança social, visto que os bailes se apresentavam como momentos importantes para divertimento e negócio. Como exemplo disso, no Brasil, podemos citar a influência da Valsa, da Polca e da Quadrilha, dançadas pela alta sociedade (PAULA, 2008). Anos mais tarde, durante o período das discotecas, a dança de salão perdeu adeptos e foi considerada fora de moda e ultrapassada. Entretanto, após o estilo musical Lambada ganhar destaque internacional na década de 80, a dança de salão voltou a chamar atenção dos jovens e retornou a uma posição de destaque (BZDC, 2019c).

A partir do século XX, a Lambada contribuiu para a cultura regional amazônica com uma postura estética disponível para a interseção com outras artes, tornando-se híbrida (LAMEN, 2018). Nesse contexto, podemos destacar que os músicos populares precisaram se adequar às “mudanças bruscas em padrão estético, técnico e tecnológico” entre as décadas de 1950 e 1970 (LAMEN, 2018). A partir das influências musicais de ritmos oriundos da América Latina recebidas pelo Pará no início da década de 60, a capacidade de tocar diferentes gêneros foi requerida aos músicos pelo mercado de trabalho. Lamen (2018) defende que, após a Segunda Guerra Mundial, Belém se tornou um centro de convergência de uma economia regional transacional em crescimento. Acredita-se ainda que os tripulantes de embarcações que aportavam na cidade foram responsáveis por essa centralização. Segundo o autor, essa região era responsável por conectar o norte do país com países como Colômbia, Venezuela, Guianas e Suriname e, por isso, as embarcações que carregavam mercadorias e contrabando influenciaram na economia local e no fluxo de informações. Diante disso, discos de música caribenha foram levados para a região por marinheiros, pescadores e viajantes por volta de 1960 (LAMEN, 2018). Na segunda metade da década de 70, a confluência de gêneros musicais

estrangeiros naquela região, como o Ska e o Merengue, somados a gêneros brasileiros já existentes, como o Carimbó, a Guitarrada e o Maxixe, possibilitou que a Lambada emergisse. Neste cenário, a primeira música foi lançada no disco “Pinduca no embalo do carimbó e sirimbó” em 1976 (ARGOLO & CARINA, 2016). Sobre sua criação e escolha do nome, o artista registrou em seu site que:

Certa vez em minha casa, por ocasião de um ensaio do meu conjunto musical, criei algo, que não era nem samba, nem carimbó, nem mambo, mas era um ritmo gostoso. Dias depois fui tocar num baile na sede do Coqueiro, a festa estava desanimada, foi aí que eu me lembrei de mandar tocar aquele ritmo que surgiu no ensaio, e pra minha surpresa, o salão ficou cheio de dançantes. Nesta hora me veio no pensamento, o que é que desperta a pessoa: uma lambada de cinturão ou uma lapada de cachaça para despertar o homem para o trabalho? Foi assim que eu escolhi o nome para o gênero musical: lambada (PINDUCA apud CALDAS, 2011).

Ainda sobre o tema, Oliveira e Junior (2010) defendem que o uso do termo utilizado para nomear o gênero musical estava relacionado com músicas vibrantes, só depois tendo recebido status de ritmo. Segundo os autores, a expressão faz referência ao movimento de “lambadeio” das saias das dançarinas. Assim, ainda são necessários estudos que aprofundem a temática a respeito da história e que possam elucidar o surgimento do nome, bem como do gênero em si.

Nos anos seguintes, a Lambada foi difundida e, ao relacionar-se com o forró nordestino, ganhou força e adentrou as periferias e garimpos (CALDAS, 2011). Na década de 80, com a música tendo conquistado a grande massa, surge uma modalidade de dança a dois que também ficou conhecida como Lambada. De maneira abrangente, após as possibilidades inauguradas pela dança contemporânea, pode-se dizer que não existe mais a exigência para que uma dança esteja exclusivamente atrelada a um gênero musical. Entretanto, no caso da Lambada, o gênero musical surge primeiro e fornece subsídio para a criação da modalidade de dança, influenciando-a ao longo de sua história.



Figura 2 - Carimbo (esquerda) e Lambada (direita) (QUEIROZ, 2016)

O gênero musical e a dança conhecidos como Carimbó influenciaram na criação do ritmo e, anos mais tarde, nos movimentos da Lambada. Exemplificando, alguns passos da Lambada são inspirados em movimentos de braços produzidos pelas dançarinas de Carimbó com suas longas saias (Figura 2). Entretanto, deve-se destacar que uma característica da Lambada é o abraço ou enlaço. Além disso, os movimentos lombopélvicos recebem destaque e, muitas vezes, o condutor guia o movimento do conduzido através do contato físico entre os quadris.

A transformação do gênero musical acarretou em transformações na dança à medida que ambos foram difundidos pelo Brasil. Assim, ao chegarem em Porto Seguro e Arraial d’Ajuda (BA), foram incluídos outros movimentos de coluna, conhecidos popularmente como movimentos de tronco e cabeça, além de elementos de danças regionais como, por exemplo, o Forró, o Samba de Gafieira e o Bolero Brasileiro (ARGOLO & CARINA, 2016; BZDC, 2019c). Essa constituição histórica possibilita a reflexão sobre os processos de hibridização cultural, visto que o movimento conhecido como Lambada é marcado por relações de contato cultural como os elementos estéticos de danças indígenas, negras e lusitanas (OLIVEIRA & JUNIOR, 2010).

O lançamento da música “Chorando se Foi” pela Banda Kaoma em 1989 repercutiu internacionalmente, vendendo mais de cinco milhões de cópias na época e ocupando o primeiro lugar em rankings internacionais. Esse destaque, atrelado à produção de filmes e novelas com a temática, fez com que a procura por aulas da modalidade nas academias de dança aumentasse (BZDC, 2019c). No Rio de Janeiro, Jaime Arôxa é considerado o pioneiro e o responsável por ensinar a dança Lambada no final da década de 80. Apesar desse crescimento, uma queixa elencada por professores da época era de que as turmas começavam com um elevado número de alunos e decresciam ao longo dos meses seguintes (ARGOLO & CARINA, 2016). Segundo os professores, esse fato estava relacionado à marcação rítmica rápida e aos movimentos com elevado nível de dificuldade que não favoreciam o processo de ensino-aprendizagem. Assim, a idade dos participantes passou a ser um fator importante para que as pessoas conseguissem dançar o ritmo (BZDC, 2019c). É possível que isso tenha contribuído para limitar a faixa etária que atualmente pratica o Zouk Brasileiro. Além disso, a sensualidade e o fim da banda Kaoma, também contribuíram para esse processo de esvaziamento das turmas. Após a realização de um evento conhecido como “Enterro da Lambada”, Jaime Arôxa designou que Renata Peçanha e

Adílio Porto, bailarinos de sua companhia, assumissem suas turmas¹. A dupla é reconhecida pela comunidade como os grandes responsáveis pela sistematização do conjunto de movimentos básicos utilizados no Zouk Brasileiro. Segundo os precursores do Zouk Brasileiro, esse evento foi resultado de uma insatisfação dos DJ's com a alta procura pela Lambada nas casas de festas da cidade (BZDC, 2019c; ARGOLO & CARINA, 2016).

Com a perda de popularidade, os professores e dançarinos encontraram outras possibilidades para continuar dançando. Na década de 90, foram identificadas semelhanças da Lambada com o ritmo musical Zouk (PEÇANHA, 2015). Originado nas ilhas de Guadalupe e Martinica, o Zouk possibilitou que os bailarinos continuassem dançando e, como consequência, os movimentos corporais começaram a ser adaptados e influenciados gradativamente por esse novo ritmo musical. Exemplificando, a utilização de uma marcação rítmica mais lenta para facilitação do aprendizado e minimização da queda no número de alunos foi uma das estratégias utilizadas.

Em relação ao contato com o ritmo musical Zouk, é possível dizer que ele aconteceu de diferentes maneiras nos estados brasileiros. No Rio de Janeiro, por exemplo, quando os professores perceberam na Lambada a existência de uma dificuldade atrelada ao ensino de movimentos corporais realizados em círculos, propuseram a realização de movimentos em linha influenciados por outros estilos de danças brasileiras como o Samba de Gafieira e o Bolero. A partir disso, foram incluídos elementos como o “passo básico frente e trás” (BZDC, 2019c). O contato com a Salsa linear também fez com que surgissem novos movimentos como o “lateral”, o “bônus” e o “raul”. Uma das curiosidades envolvidas nesse processo é de que o movimento “bônus” recebeu esse nome por ser uma bonificação ao aluno que aprendesse o conjunto de passos básicos da modalidade. Por outro lado, enquanto no Rio de Janeiro a Lambada foi ramificada a partir do desenvolvimento de metodologias apoiadas em músicas com marcação rítmica mais lenta e caracterizando-se pelo uso da melodia, o estilo dançado em Porto Seguro continuou se desenvolvendo apoiado em músicas rápidas e, atualmente, os movimentos são semelhantes a Lambada da década de 80 (OLIVEIRA & JUNIOR, 2010). A relação da Lambada com o Zouk nos estados de São Paulo e Minas Gerais, por meio de professores como Philip Miha, aconteceu de modo diferente, o que possibilitou o surgimento de diferentes estilos dentro do Zouk Brasileiro. Atualmente, existem ramificações da modalidade Zouk Brasileiro

¹ Adílio Porto em palestra apresentada no curso de professores de Zouk Brasileiro no Congresso Internacional de Zouk em janeiro de 2017 no Centro Coreográfico da Cidade do Rio de Janeiro.

(Figura 3) e, com isso, novos nomes foram criados, resultado de uma “adesão à tendência neoliberal de comercialização da cultura” (OLIVEIRA & JUNIOR, 2010) na qual tais ramificações ganham status de produtos.

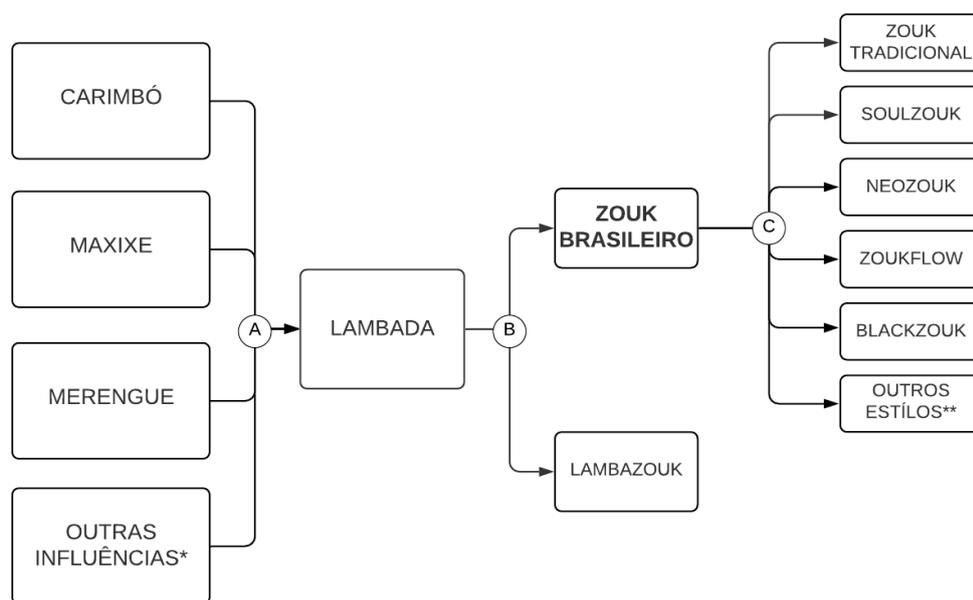


Figura 3 - Filogenia do Zouk Brasileiro. A: Encontro de gêneros músicas e danças que deram origem à Lambada; B: Ramificação entre Zouk Brasileiro (modalidade com ritmo musical mais lento) e Lambazouk (modalidade que manteve o ritmo musical da lambada); C: Ramificações de estilos do Zouk Brasileiro, em geral, possuem corporalidades diferentes apesar de se apoiarem em passos tidos como tradicionais/básicos. *Influências de outros gêneros musicais e danças, bem como elementos estéticos de danças indígenas, negras e lusitanas. **Outros estilos de dança já podem ser observados nos bailes e congressos, entretanto ainda não foram estruturados ou reconhecidos pela comunidade como, por exemplo, o Zouk Contemporâneo.

Com o aumento da procura pelo Zouk Brasileiro em outros países, surgiram congressos com o objetivo de reunir praticantes da modalidade. Entre os principais estão o *Rio Zouk Congress* (Rio de Janeiro), *Ilha do Zouk* (Rio de Janeiro/Paris), *Aliança Zouk* (Rio de Janeiro), *Brasil Latin Open* (São Paulo), *Zouk Day Congress* (São Paulo), *Casa do Zouk* (Austrália), *Prague Zouk Congress* (Praga) e *Russian Zouk Congress* (Rússia). Além de aulas com profissionais reconhecidos no mercado internacional, shows e bailes, os congressos são compostos por competições que, muitas vezes, se comportam como porta de entrada para o mercado de trabalho internacional para seus vencedores. Atualmente, além de movimentar a economia, as competições de Zouk Brasileiro influenciam no “plano de carreira” dos bailarinos que o praticam. Nessa perspectiva, Allen e colaboradores (2011), destacam que bailarinos

profissionais treinam entre 5 e 10 anos antes de atingir o nível mais elevado dentro das competições.

4.2. O movimento de Giro no Eixo

Com o aumento de competições, os elementos coreográficos começaram a ser transformados. Com isso, passaram a ser utilizados movimentos acrobáticos e de alto nível de complexidade. Em um contexto abrangente, os russos foram os principais responsáveis por inserir, no século XX, aspectos de movimentos circenses na Dança, estando estes relacionados ao *pas de deux* do *Ballet Clássico*. Atualmente, estes movimentos atléticos continuam sendo utilizados pois aumentam o apelo do público (LAWS, 2002). Algo semelhante pode ser observado em vídeos de competições de Zouk Brasileiro facilmente encontrados no *Youtube*. Durante os movimentos acrobáticos ou de grande dificuldade, como Contrapesos e Giros no Eixo, o público costuma se manifestar de forma mais incisiva. Possivelmente, isso justifica a utilização de tais elementos nas coreografias, visto que estes movimentos não fazem parte do repertório de movimentos específicos da modalidade.

O Giro no Eixo é um movimento realizado em dupla e consiste em uma rotação da conduzida em seu eixo longitudinal, geralmente sobre apoio unipodal em meia ponta. Diferente da pirueta ou de outras voltas realizadas em duplas, esse movimento é impulsionado principalmente pelo bailarino condutor por meio da mão da bailarina conduzida. Nesse sentido, o condutor realiza movimentos circulares ao redor da cabeça da conduzida. Para que a força aplicada pelo condutor seja capaz de manter um padrão de movimento adequado, apoiados em seus conhecimentos empíricos, bailarinos e técnicos acreditam ser necessário que o corpo da conduzida se mantenha em bloco, ou seja, que não haja grandes variações de amplitudes articulares, principalmente em relação ao membro superior e ao tronco da conduzida (GRANT, 2012; LIN *et al.*, 2014). Além disso, a conduzida pode assumir diferentes posições corporais durante a realização do movimento. Em geral, essas variações estão relacionadas ao posicionamento de membros inferiores, superiores e cabeça, não havendo uma única forma a ser mantida. Ainda, é comum que a conduzida troque de posição durante a realização de um mesmo movimento, aumentando assim o nível de complexidade. De acordo com uma entrevista realizada com quatro jurados de competições de Zouk Brasileiro, o movimento de Giro no Eixo é importante nas competições por seu elevado nível de dificuldade em relação a outros movimentos. Nesse contexto, a pontuação obtida em uma boa realização do movimento compõe a nota do quesito técnica. Segundo os jurados entrevistados, os critérios envolvidos na avaliação

desse movimento são a postura, o equilíbrio, o grau de dificuldade, a precisão e a conexão entre os parceiros.

Uma vez que não foram encontrados estudos sobre esse movimento, foi realizada uma entrevista com 28 bailarinos de Zouk Brasileiro a respeito da realização do Giro no Eixo. Essa entrevista objetivou identificar o conhecimento empírico dos bailarinos sobre esta volta. O principal ponto que os bailarinos entrevistados julgaram ser necessário para uma boa realização do movimento foi a manutenção do equilíbrio. Esta variável foi associada à manutenção do corpo em bloco, à consciência corporal, à ativação do abdome, à firmeza dos braços e à uma boa condução. Conseqüentemente, pode-se supor que a principal dificuldade desse movimento é a manutenção do eixo da bailarina conduzida. Ainda segundo os entrevistados, a conexão entre os dois bailarinos é importante para um maior número de voltas. Essa conexão está relacionada, principalmente, aos membros superiores utilizados para impulsão do movimento. Empiricamente, os bailarinos acreditam ser necessário que o condutor mantenha uma mesma altura e um mesmo raio de circunferência de impulsão para que o eixo seja definido. De acordo com suas experiências, eles julgam ainda que grandes variações são responsáveis por fazer com que a conduzida desloque seu centro de massa para fora da base de suporte. Sobre a impulsão do movimento, os bailarinos destacaram que é necessário cuidado no uso de força visto que, quando aplicada de maneira errada, contribuirá para a interrupção do movimento. Como resultado de uma força de impulsão de grande magnitude, os bailarinos indicaram a possibilidade de alteração nos ângulos articulares do membro superior da bailarina conduzida.

4.3. Biomecânica da Dança

A Biomecânica é uma disciplina na qual são estudados os princípios mecânicos do movimento (HALL, 2016). Nesse sentido, os estudos de movimentos de dança por meio de uma perspectiva biomecânica podem contribuir para um aperfeiçoamento da performance e da técnica, além de contribuir para redução dos riscos de lesão (KOUTEDAKIS *et al.*, 2008). Assim, é possível que bailarinos e professores aumentem sua compreensão e sua capacidade de detectar erros durante a realização dos movimentos (KOUTEDAKIS *et al.*, 2008). Por outro lado, é importante destacar que quando se trata dessa arte, dançar não está relacionado apenas com a manipulação de movimentos virtuosos, mas também com o aspecto poético em torno da obra (MEYER, 2002). A ideia abordada por Meyer (2002) pode auxiliar a compreensão sobre as escolhas dos bailarinos nas competições, ou seja, não basta que o movimento seja realizado com alta precisão, ele também precisa estar atrelado aos âmbitos estéticos e expressivos

envolvidos na composição da obra. Nesse sentido, destaca-se a importância de um movimento que esteja em consonância com a morfologia do organismo e com as leis da Física aplicadas a ele, mas também com a produção de sentido da obra. Na Biomecânica da Dança, as técnicas de medida mais comuns incluem a cinemetria, a eletromiografia, a dinamografia e a dinamometria (KOUTEDAKIS *et al.*, 2008). Pesquisas sobre Dança envolvendo metodologias biomecânicas remetem à 1966 com uma série de quatro artigos escritos por Kneeland (KRASNOW, 2011).

Pode-se dizer que, no final do século XIX, Eadweard Muybridge foi um dos precursores da utilização de fotos e vídeos para o estudo do movimento (HALL, 2016). Utilizando câmeras e sequências de fotografias, seus estudos forneceram dados científicos para o estudo de movimentos de seres humanos e outros animais. Atualmente, a técnica conhecida como cinemetria é amplamente utilizada para essas análises. Os dados quantitativos a respeito da cinemática possibilitam um aprofundamento do conhecimento a respeito das leis mecânicas envolvidas durante a realização de um gesto. Assim, estes estudos podem contribuir para mensurar a posição dos segmentos, a força, a velocidade e, conseqüentemente, na prescrição de exercícios para melhora da performance (CLIPPINGER, 2007). Nessa perspectiva, existem alguns fatores que merecem atenção na utilização de tal metodologia. Exemplificando, a quantidade de câmeras utilizadas para o registro deve garantir que o movimento possa ser gravado com precisão, visto que os movimentos humanos não estão restritos a um único plano. Além disso, também é necessário considerar o posicionamento e a velocidade do obturador, visto que o tempo de exposição à luz deve ser diferente para movimentos com diferentes velocidades.

4.4 Análises Biomecânicas de Voltas na Dança

Na Teoria de Princípios e Conexões Abertas na Dança, idealizada por Helenita Sá Earp², os movimentos de rotação e translação do corpo global são reunidos e nomeados como categorias de Famílias da Dança. Segundo Motta (2006), a denominação famílias agrupa movimentos do corpo como um todo que possuem características semelhantes, sendo elas: transferência, locomoção, volta, salto, queda e elevação. Essa pesquisa está principalmente atrelada a família volta, caracterizada por rotações do corpo como um todo no espaço. Em geral, os estudos biomecânicos sobre essa temática estão atrelados ao *Ballet Clássico*. Sob essa

² Primeira pesquisadora responsável por desenvolver pesquisas de Dança dentro de universidades brasileiras, idealizadora da Teoria Fundamentos da Dança, atual Teoria de Princípios e Conexões Abertas na Dança.

perspectiva, as voltas conhecidas como piruetas (Figura 4) são um assunto recorrentemente estudado na literatura (DENARDI, 2013; GOLOMER *et al.*, 2009, HOPPER, 2014; IMURA, 2018; LAWS, 1978; LAWS, 2002; LIN *et al.*, 2014; LIN *et al.*, 2019, LOTT, 2019; PARK, 2007). Segundo Lin e colaboradores (2019), as piruetas são movimentos complexos e que demandam um treinamento apurado visto que a qualidade de seu desempenho está relacionada ao nível de habilidade do dançarino. Além disso, Zaferiou e colaboradores (2017) defendem que o conhecimento sobre as variáveis envolvidas na realização de voltas pode favorecer o desenvolvimento de ferramentas para a aquisição destas habilidades. Por conta disso, devido sua grande complexidade, os estudos que envolvem essa Família da Dança abordam diferentes aspectos deste movimento. Nessa sessão serão apresentados alguns destes estudos a fim de explicitar conceitos biomecânicos importantes nos estudos das voltas. Assim, embora os estudos encontrados não possuam como temática o movimento de Giro no Eixo, eles podem contribuir para a condução de estudos sobre outras voltas, como é o caso desta pesquisa.

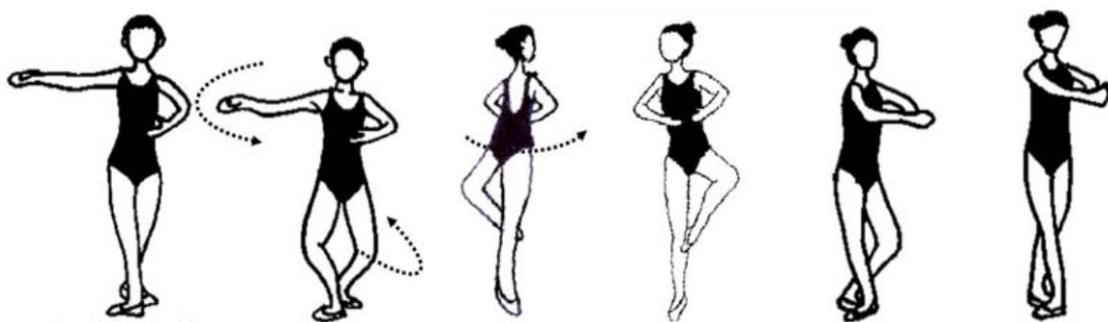


Figura 4 - Pirueta *en dehors* (Lin *et al.*, 2014)

Em estudo pioneiro, McMilan (1972) utilizou um cronômetro para analisar a variação de fases e um micro filme frame a frame, tendo identificado que bailarinos profissionais possuem um menor tempo de preparação para o giro em relação à iniciantes e graduandos. Segundo o autor, a posição dos braços, a distância entre os pés (tamanho) na quarta posição e a aceleração também foram diferentes no grupo profissional. Ainda em relação aos membros superiores e à velocidade, Laws (1978) observou que quando os braços eram mantidos em extensão horizontal o momento de inércia aumentava, desfavorecendo assim a velocidade da volta. Por outro lado, quando os braços eram aproximados da linha mediana do corpo, a velocidade angular aumentava. Esse conceito é tradicionalmente utilizado pelos bailarinos de forma empírica durante a realização das coreografias. Em acréscimo, Park (2007) demonstrou que o uso dos dois braços no início do giro aumentou a velocidade angular bem como a

estabilidade, sendo mais eficaz que a utilização de apenas um dos braços. No caso do Giro no Eixo, uma vez que o movimento é impulsionado pelo bailarino condutor, é comum que o conduzido tente manter o braço de impulsão em uma posição fixa e que use o membro superior livre para auxílio de sua estabilidade. Ademais, a posição do membro superior livre dos bailarinos também pode ser utilizada como enfeite para construção do caráter estético do movimento.

Em relação à quantidade de voltas, Laws e Fulkerson (1992) identificaram que o momento inicial e a estabilidade eram responsáveis por limitar essa variável. O conceito de estabilidade está intimamente ligado ao conceito de equilíbrio, podendo ser definida como a resistência à perturbação dele (HALL, 2016). Uma série de fatores influenciam a estabilidade de um corpo, como por exemplo, a massa, o atrito, a localização do centro de gravidade e a base de apoio. Por sua vez, o momento angular é uma grandeza da Mecânica Rotacional utilizada para medir a quantidade de movimento associado à rotação de um corpo em relação a um eixo. Assim, essa grandeza física possibilita que seja calculada a capacidade de um corpo de continuar seu estado de movimento circular. Embora o estudo de Laws e Fulkerson (1992) tenha sido realizado com apenas um participante, seus resultados são reforçados por pesquisas mais recentes (SUGANO, 2002; ZAFERIOU *et al.*, 2016). Quando comparadas às piruetas únicas, caracterizadas por uma volta de 360° do corpo em torno de seu eixo vertical, foi identificado um aumento do impulso angular durante o início do movimento para realização de piruetas duplas, caracterizadas por duas voltas completas (720°) (ZAFERIOU *et al.*, 2016). Laws (1978), evidenciou que quando as voltas são *en dehors*³ (Figura 5, B e C), o torque é gerado a partir do contato de ambos os pés no solo, ou seja, o momento angular dessas voltas é resultado de duas forças que o bailarino exerce sobre o chão em direções opostas. Ainda segundo o autor, em piruetas *en dedans* (Figura 5 D) o torque é gerado por apenas um dos pés.

³ *En dehors* é um termo francês que pode ser traduzido como “para fora”. A terminologia vinda do *Ballet Clássico* é utilizada na Dança para se referir à rotação externa dos membros inferiores e ao sentido de orientação dos movimentos. Nesse caso, uma pirueta *en dehors* indica que o bailarino realizou a volta em sentido contrário à perna de suporte. Exemplificando, caso o membro de gesto seja o membro inferior direito, a pirueta acontecerá para direita ou “para fora” da linha mediana do corpo. *En dedans* possui a mesma origem e pode ser traduzido como “para dentro”, sendo ele a oposição ao conceito de *en dehors*. *En dedans* pode ser utilizado para se referir à rotação interna de membros inferiores e ao sentido de orientação dos movimentos. Diferente do *en dehors*, o termo é utilizado para movimentos que serão realizados em direção à linha mediana, ou seja, no caso de piruetas *en dedans* o movimento acontece em direção a perna de suporte. Seguindo o exemplo anterior, caso o membro inferior direito seja o membro de gesto, a volta *en dedans* acontecerá para a esquerda.

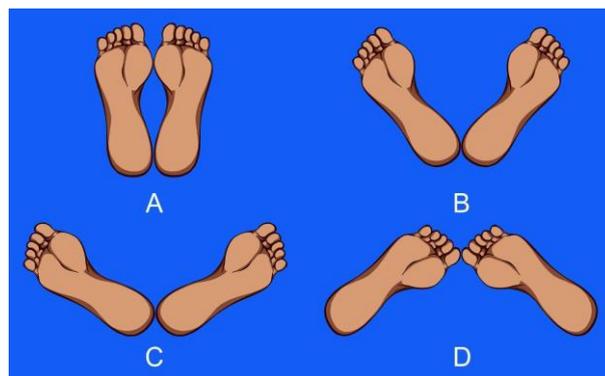


Figura 5 - Rotações de membros inferiores. A - Paralelo; B - Normal/*en dehors*; C - Rotação Externa/*en dehors* e D - Rotação Interna/*en dedans* (NAVARRO, A. C., SEIDLER, L. & AZEVEDO, S. A., 2018)



Figura 6 - Oito posições de membro inferiores segundo a Teoria de Princípios e Conexões Abertas na Dança e exemplo de tamanhos possíveis para a quarta posição (NAVARRO, A. C., SEIDLER, L. & AZEVEDO, S. A., 2018).

Sugano e Laws (2002) observaram que a magnitude do torque inicial é influenciada por diferentes fatores como, por exemplo, as magnitudes e durações das forças horizontais e o comprimento do braço de momento. Segundo Kim e colaboradores (2014), após o início do movimento, a diminuição do momento angular deve ser evitada para que o número de voltas desejado seja alcançado. Nesse sentido, pode-se dizer que a quantidade de voltas está associada ao momento de inércia, sendo a fase de apoio duplo (instante anterior à rotação do corpo do bailarino) uma variável importante para a análise da quantidade de voltas. De acordo com Zaferiou e colaboradores (2016), o aumento do momento angular é atribuído a bailarinos que

empurram o chão com maior força ou em uma direção diferente com ambos membros inferiores (suporte/base e gestual) à medida que era requisitado um aumento do número de voltas, tendo eles ainda aumentado e/ou redirecionado a magnitude da força de reação horizontal em um ou nos dois membros. Já em relação ao braço de momento, Sugano e Laws (2002) defendem que o giro será melhor realizado com um ajuste do tamanho inicial da posição de membros inferiores (Figura 6). Os autores concluíram ainda que a proporção da distribuição de peso entre os membros inferiores deve ser controlada para um melhor desempenho e que bailarinos intermediários possuem melhor controle desse quesito do que iniciantes e avançados. Além disso, as evidências demonstraram que mecanismos específicos dos participantes da pesquisa foram utilizados para influenciar na geração de impulso. Ademais, como mencionado anteriormente, pode-se dizer que o número de voltas também está relacionado com o atrito produzido entre o pé do bailarino e o solo (LOTT, 2019). Nesse sentido, uma maior força de atrito demandará mais força para iniciar ou continuar o movimento. Tratando-se de competições e bailes de Zouk Brasileiro, é comum que os bailarinos utilizem talco visando a diminuir o atrito entre os calçados e a superfície do solo.

Em outra perspectiva, é importante também considerar o grau de aprendizagem do bailarino. Por exemplo, uma comparação entre iniciantes e profissionais demonstrou que os iniciantes precisaram de três semanas de treinamento e exercícios para concluir piruetas (PARK, 2007). Outro estudo verificou que bailarinos iniciantes aplicavam uma força maior no início de piruetas únicas quando comparados à profissionais (LIN *et al.*, 2014). Como resultado disso, a capacidade de realização do movimento em iniciantes ficava comprometida. Este resultado também foi associado ao fato da não utilização de um alvo espacial como referência por parte dos iniciantes, instrução conhecida por bailarinos como marcação de cabeça ou *spotting*. Essa técnica é utilizada com o objetivo de minimizar a vertigem e orientar a direção do corpo durante a realização de voltas. Ela consiste em fixar o olhar em um ponto único, mantendo a cabeça nessa direção de forma com que, ao iniciar a volta, a cabeça iniciará seu movimento atrasada em relação ao restante do tronco, mas chegará primeiro ao ponto inicial. Nesse caso, o corpo assume uma velocidade constante enquanto a cabeça é mais rápida (LAWS, 2002).

Em relação ao tronco, estudos evidenciaram que iniciantes o flexionam na tentativa de manter a estabilidade durante a fase final da pirueta (LIN *et al.*, 2014). Além disso, as evidências desse estudo sugerem que bailarinos profissionais oscilavam menos o eixo de rotação na fase inicial. Lin e colaboradores (2019) também analisaram a inclinação de dois eixos em relação

ao eixo vertical global, sendo o primeiro deles criado a partir do centro de massa e do centro de pressão e o segundo a partir do centro de massa e o tornozelo. Os autores observaram que iniciantes exibiram faixas maiores de inclinação do primeiro eixo na direção anteroposterior e na direção laterolateral durante as fases preparatória, de apoio duplo e final. Na fase de balanço (*midswing*), a faixa de inclinação do segundo eixo dos iniciantes também foi maior. Segundo os autores, os ajustes realizados pelos iniciantes faziam com que o movimento fosse menos suave do que o movimento das bailarinas experientes.

Como mencionado no início dessa sessão, dentro do campo da Dança as escolhas fazem parte da estética desejada pelo dançarino e/ou coreógrafo para produção de sentido na obra. Assim, existem diferentes possibilidades de calçados para realização de piruetas. Um dos calçados consagrados pela História da Dança são as sapatilhas de ponta, utilizadas pela primeira vez por Marie Taglioni no século XIX (BOUCIER, 2011). As sapatilhas de ponta tornaram-se uma ferramenta para construção estética de leveza. Em relação ao calçado, Laws (1978) identificou que o momento angular é menor na sapatilha de ponta. Por sua vez, Mizumura e colaboradores (2015) evidenciaram que, quando realizadas em sapatilhas de pontas, as piruetas geraram um aumento da força de reação do solo e um aumento da amplitude nos movimentos articulares dos membros inferiores dos bailarinos. Apesar de bailarinos de Zouk Brasileiro utilizarem diferentes tipos de calçados nas competições, como saltos, sapatos e sapatilhas apropriadas, o movimento de Giro no Eixo costuma ser realizado sobre o antepé. Assim, é provável que para este movimento a sola do calçado e a superfície de realização sejam mais importantes do que o posicionamento do pé.

As voltas também podem ser realizadas em duplas. De maneira simplificada, existem dois grupos para classificação destas voltas. No primeiro caso, ambos os bailarinos giram em torno de um eixo. Como exemplo, podemos citar o *partnered spin* da modalidade *Swing*. Nesse movimento, dois bailarinos giram ao redor de um único eixo vertical com as mãos conectadas. Allen e colaboradores (2011), construíram um modelo biomecânico simplificado para estimar a postura ideal de bailarinos de *Lindy Hop* nessa volta. Ao estimarem as forças externas, o momento de inércia e a aceleração angular do casal, identificaram que os resultados encontrados foram semelhantes aos dados do modelo construído por meio de uma otimização numérica, o que também concordava com as orientações dadas pelos professores da modalidade aos seus alunos. Segundo os autores, essa volta funciona melhor quando um dos pés está próximo ao eixo de rotação e o outro mais afastado. Já no segundo grupo de classificação de voltas em duplas, um dos bailarinos realiza a volta em seu eixo vertical e o outro ajuda no fornecimento

de toques para iniciar e parar o movimento, além de contribuir para a manutenção do equilíbrio. Laws (1998), identificou que voltas parecidas com o movimento do Giro no Eixo, conhecidas como *finger turns* no *Ballet Clássico*, demandam princípios mecânicos semelhantes aos envolvidos em *fouettés*. Segundo o autor, o número de voltas pode ser três vezes maior quando os erros comuns são eliminados. Além disso, Laws (2002) sugere que caso o dedo de apoio seja girado em um pequeno círculo acima da cabeça da bailarina, o eixo de rotação dela oscilará ao redor do eixo vertical global. O autor defende ainda que o torque será mais eficaz se a força exercida pela mão de apoio levar a precessão do eixo de rotação em 90° . Em outras palavras, acredita-se que o torque será melhor caso o bailarino condutor controle o ângulo de inclinação da bailarina conduzida com ambas as mãos (Figura 7).

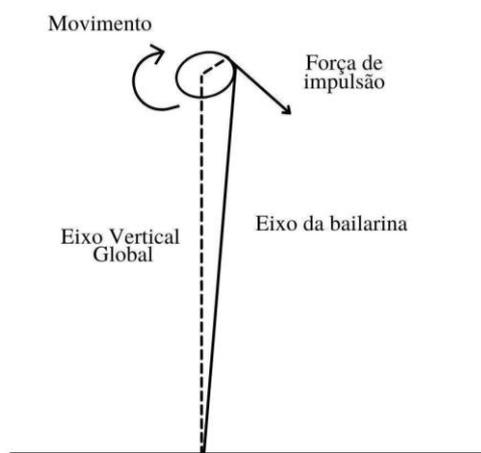


Figura 7 - Diagrama da direção da força de suporte do bailarino impulsor do giro (Adaptado de Laws, 2002)

De forma geral, apesar dos movimentos estarem associados às leis da física, as técnicas envolvidas na realização de movimentos em diferentes modalidades de dança podem ser diversas, uma vez que estão associadas às características de cada modalidade. Exemplificando, podemos destacar que enquanto nas voltas do *Ballet Clássico* as transições entre os movimentos são bem definidas, nas Danças de Salão é comum que elas sejam mais suaves (LAWS, 2002). Por isso, torna-se relevante a investigação das variáveis em diferentes voltas.

5. Materiais e métodos

5.1. Local do estudo

A coleta de dados foi realizada no Centro de Estudos do Movimento (CEMOV), situado na Vila Olímpica da Mangueira (em parceria entre o Instituto Nacional de Tecnologia e o Instituto Mangueira do Futuro), no Rio de Janeiro.

5.2. Participantes

Apesar do movimento de Giro no Eixo também ser utilizado por bailarinos de outras modalidades de dança como a Salsa, o grupo deste estudo foi composto exclusivamente por casais praticantes de Zouk Brasileiro. A amostra foi composta por 4 casais com idade entre 18 e 35 anos, em que as mulheres foram conduzidas e os homens foram os condutores. Os casais S1 e S2 eram parceiros de dança, enquanto os casais S3 e S4 não treinavam juntos. A escolha da faixa etária justifica-se por ser a idade de maior produtividade nessa população (BZDC, 2019c). Além disso, os participantes possuíam uma rotina de treinamento focada em competições e shows da modalidade, com carga horária de pelo menos 15 horas semanais. Os participantes foram selecionados por conveniência a partir de convites pessoais e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Foram considerados aptos a participarem do estudo os indivíduos que se enquadraram nos seguintes critérios de inclusão: a) casais compostos por um indivíduo do sexo feminino e um indivíduo do sexo masculino, respectivamente conduzido e condutor, com idade entre 18 e 35 anos; b) mínimo de 15 horas semanais dedicadas a treinos e ensaios; c) mínimo de cinco anos de prática de dança. Os critérios de exclusão adotados foram: a) indivíduos com histórico de lesão, de qualquer ordem, no último ano; b) indivíduos que não apresentaram condições de realizar o protocolo experimental no dia do teste em decorrência de dor ou outra incapacidade funcional qualquer; c) obesidade no valor do Índice de Massa Corporal.

5.3 Natureza do estudo

Devido à escassez de literatura sobre o movimento de Giro no Eixo, este estudo assumiu características de pesquisas descritivas-exploratórias. Nas fases iniciais de investigações sobre temas complexos, as pesquisas exploratórias permitem uma maior flexibilidade (MORAES, 2019). Além disso, este estudo possui natureza quantitativa, visto que utilizará a medição

numérica para estabelecimento de padrões das variáveis; e descritiva, à medida que visará relacionar as variáveis e os fenômenos observados.

5.3.1. Desenho do estudo

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (CAAE: 31957420.6.0000.5257) e todo o procedimento foi realizado em uma única visita ao laboratório. Os participantes da pesquisa receberam instruções por escrito sobre os protocolos de avaliações e sobre os riscos atrelados à coleta de dados, bem como o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) que foi devidamente assinado pelos participantes que concordaram em participar do estudo.

Em seguida, foi iniciado o protocolo de familiarização. Essa etapa consistiu no fornecimento de informações sobre o equipamento utilizado e sobre a realização dos testes. Posteriormente, foram mensuradas as medidas antropométricas como massa corporal total e estatura para que os indivíduos fossem pareados posteriormente durante as análises. O cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC), usado para avaliar a massa do indivíduo em relação a sua estatura e, assim, determinar se o sujeito está abaixo, dentro ou acima de sua massa ideal, foi realizado para os critérios de inclusão e exclusão. Ainda nessa etapa, foi realizada a randomização das posições do estudo. As avaliações quanto aos critérios de inclusão e exclusão foram realizadas por profissionais com formação em Dança e em Educação Física, visando que nenhum procedimento gerasse maiores desconfortos aos participantes.

Na terceira etapa, os participantes foram instrumentados com os marcadores reflexivos e tiveram 10 minutos para realizarem, de acordo com suas rotinas de treino, os aquecimentos que acharem necessários para a realização do movimento. Posteriormente, deu-se início à quarta e última etapa, na qual foram realizadas quatro posições diferentes em séries de três repetições. As quatro posições consistem na combinação de uma posição de membro inferior (*passé*) e quatro marcações de cabeça, sendo elas: no condutor (M1), para frente (M2), teto (M3) e chão (M4).

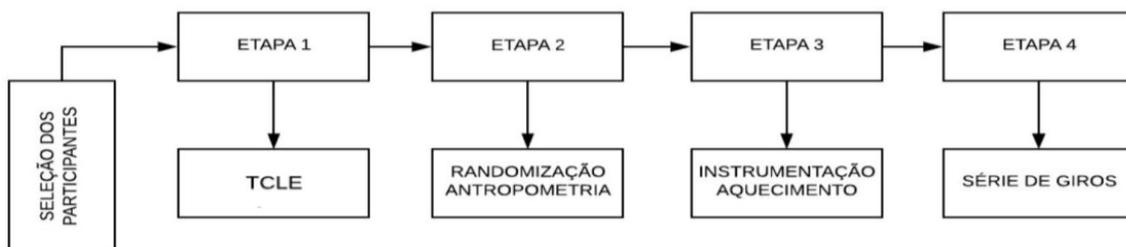


Figura 8. Desenho experimental do estudo. TCLE, termo de consentimento livre e esclarecido.

5.4. Posições da conduzida

Uma vez que a posição corporal pode variar de acordo com a escolha estética dos bailarinos, não existindo uma única forma a ser mantida, foram definidas uma posição de membros inferior e quatro posições de cabeça para a bailarina conduzida. As posições foram definidas a partir da análise de vídeos de competições e shows. Em 40 vídeos analisados, essas posições apareceram 42 vezes em algum momento durante a coreografia e/ou improviso. São elas: *passé*, para posição de membro inferior; e marcação de cabeça no parceiro (Figura 9A), frente (Figura 9B), no teto (Figura 9C) e na lateral esquerda baixa (Figura 9D). Nas duas primeiras posições a bailarina realiza a técnica conhecida como *spotting*, enquanto nas duas seguintes a cabeça acompanha o movimento do corpo “em bloco”. Ao todo, a conduzida realizou quatro posições corporais, equivalentes à combinação da posição de membro inferior com as quatro posições de cabeça.

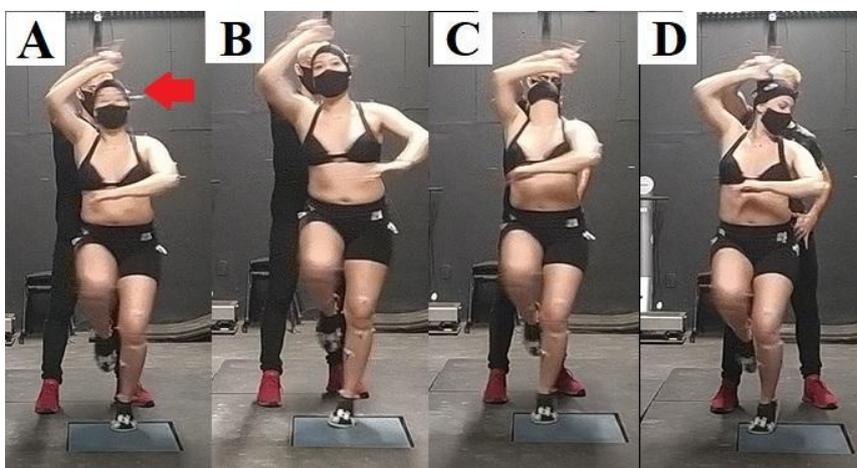


Figura 9 - Posições do estudo. A - Parceiro, B - Frente, C - Teto e D - Lateral esquerda baixa. A seta vermelha indica que a bailarina realizou a técnica de marcação de cabeça/*spotting*

5.5. Cinematria

A cinematria é um método utilizado para medição de variáveis cinemáticas. Por meio dela é possível obter informações a respeito da velocidade, da aceleração e do deslocamento do centro de gravidade de um segmento, por exemplo. Para esse estudo, escolheu-se rastrear a trajetória de marcadores reflexivos para a análise do movimento de Giro no Eixo. Nesse caso, um conjunto de câmeras são responsáveis por captar a localização 2D de um conjunto de marcadores reflexivos em um sistema de coordenadas. Assim, a partir dos dados 2D é possível obter as coordenadas globais em 3D (Figura 10). Um dos métodos utilizados para esse fim é o método de transformação linear direta (DLT), que assume uma relação linear entre as

coordenadas 2D e as coordenadas 3D de um mesmo marcador (ROBERTSON *et al.* 2013). Em outras palavras, os marcadores reflexivos fornecem pontos de referência espacial em um sistema de coordenadas de segmentos. Dessa maneira, a cinemetria se apresenta como um método para representação de locais significativos dentro de um espaço. Posteriormente, por meio do software Visual3D, os pontos de referência possibilitam o cálculo das posições corporais assumidas pelos bailarinos. Para aquisição e digitalização dos dados foram utilizadas 18 câmeras (Prime 13, 240 Hz), responsáveis por registrar os movimentos de giro por meio do sistema *OptiTrack* e software *Motive* (versão 1.10.0 Beta 1). Os sinais foram filtrados por um Butterworth de 4ª ordem e frequência de corte em 10 Hz, visto que normalmente os sinais biomecânicos não possuem componentes de frequência acima desse valor mesmo em movimentos rápidos como os das artes marciais (NUNES, 2017). O sistema foi calibrado para que o valor residual médio fosse menor que um milímetro. O valor residual consiste na distância média de deslocamento entre os raios convergentes de um marcador, apresentando-se como um indicador de precisão da reconstrução dele.

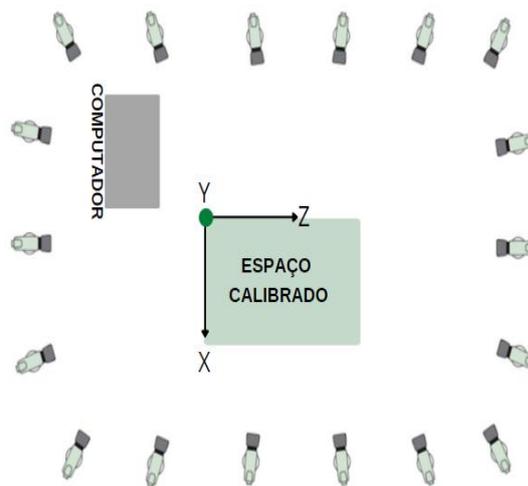


Figura 10 - Configuração do laboratório

5.6. Procedimentos

5.6.1. Coleta de Dados

5.6.1.1. Preparação do espaço e calibração do sistema

Antes de iniciar a coleta de dados é preciso preparar o laboratório. As câmeras permaneceram paradas durante toda a captura pois estavam fixadas em uma estrutura nas

paredes do laboratório. Além disso, elas estavam posicionadas para cobrir todo o espaço onde os bailarinos realizaram o movimento. Após a configuração do ambiente do laboratório, faz-se necessária a calibração do sistema. Entretanto, antes de iniciá-la é preciso verificar se o programa está reconhecendo alguma reflexão na visualização de cada uma das câmeras. O sistema não permite a calibração caso exista muitas reflexões sendo captadas além do instrumento de calibração (Figura 11). Além de marcadores, essa interferência também pode ser resultado do Sol, óculos, tênis ou roupas com tecido reflexivo. Caso fosse identificada alguma reflexão indesejada, era preciso retirá-las do local. Também é possível utilizar uma ferramenta de máscara para ignorá-las (Figura 12). Essa ferramenta consiste na aplicação de máscaras vermelhas sobre os reflexos vistos na visualização da câmera 2D. Assim, os pixels nessas regiões são filtrados para que os reflexos indesejados sejam bloqueados. Contudo, é necessário atenção ao utilizar esse recurso pois os pixels filtrados dos dados 2D não serão coletados para os cálculos dos dados 3D, o que pode resultar na perda de dados e oclusões de marcadores, reduzindo a precisão da câmera.



Figura 11 - Instrumento de calibração

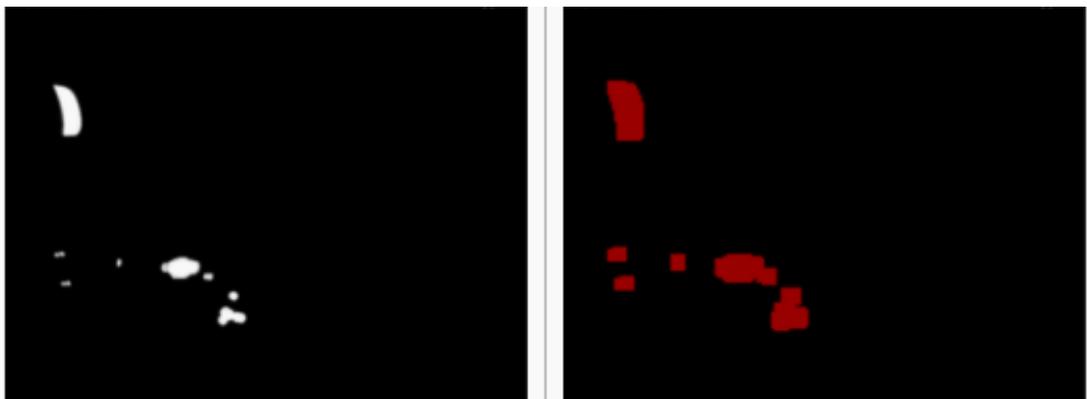


Figura 12 - Aplicação de máscaras (vermelhas) em reflexões indesejadas (brancas).

Após retirar as reflexões indesejadas, a calibração foi iniciada por meio do processo de varredura. Esse processo permitiu que as câmeras capturassem quadros de amostra para que depois fossem calculadas suas posições e orientações dentro do espaço 3D. Ele consistiu em acenar lentamente a varinha de calibração na frente das câmeras, possibilitando que todas visualizassem os marcadores dispostos neste objeto. Foram realizados movimentos na horizontal, na vertical e o símbolo do infinito para que fossem coletadas amostras em várias orientações e o maior espaço possível fosse coberto. Durante a calibração, o software exibiu o progresso de cada câmera na tela (Figura 13) e, para este estudo, cada uma precisou ultrapassar 10.000 amostras para que fossem obtidos melhores resultados. Após a varredura foi possível realizar o cálculo para que o processo de calibração utilizasse as amostras coletadas. Essa etapa gerou um relatório de resultado de calibração, associado ao erro médio. Para esse estudo, foi aceito o resultado de calibração excepcional, com média de erro menor que 1 mm (Figura 14).

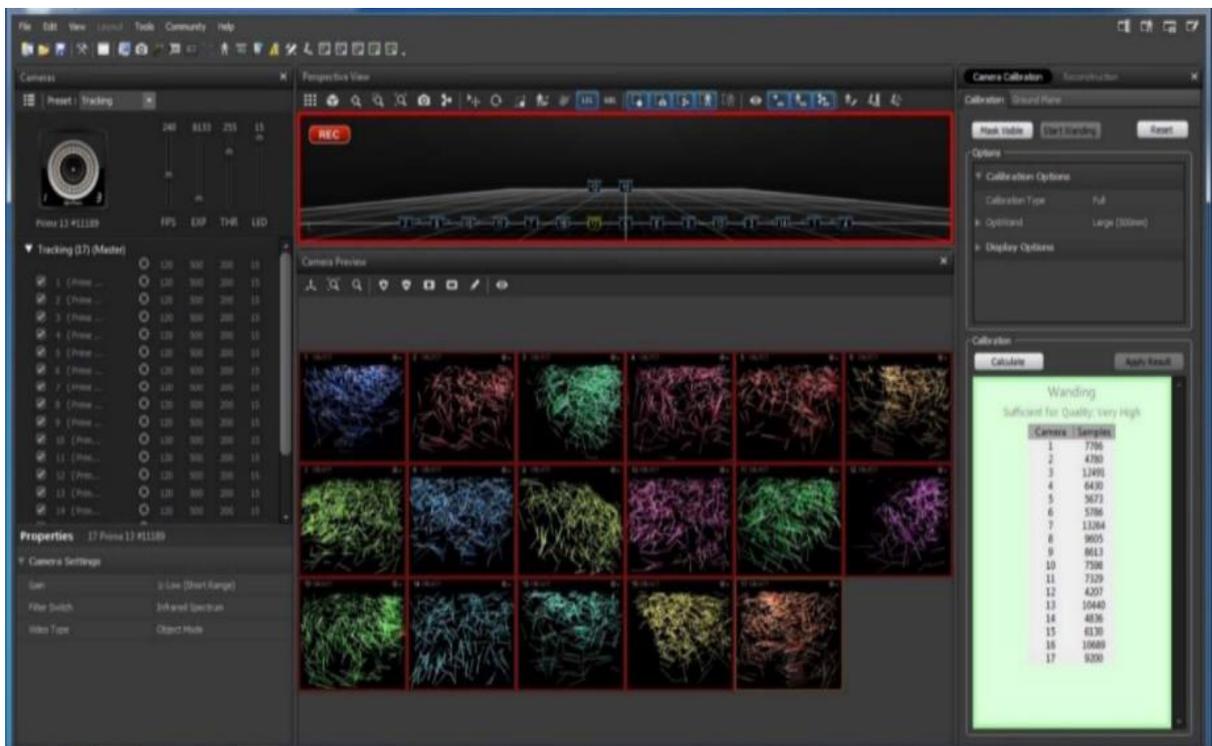


Figura 13 - Visualização do progresso de calibração das câmeras e cálculo de amostras no *software Motive*

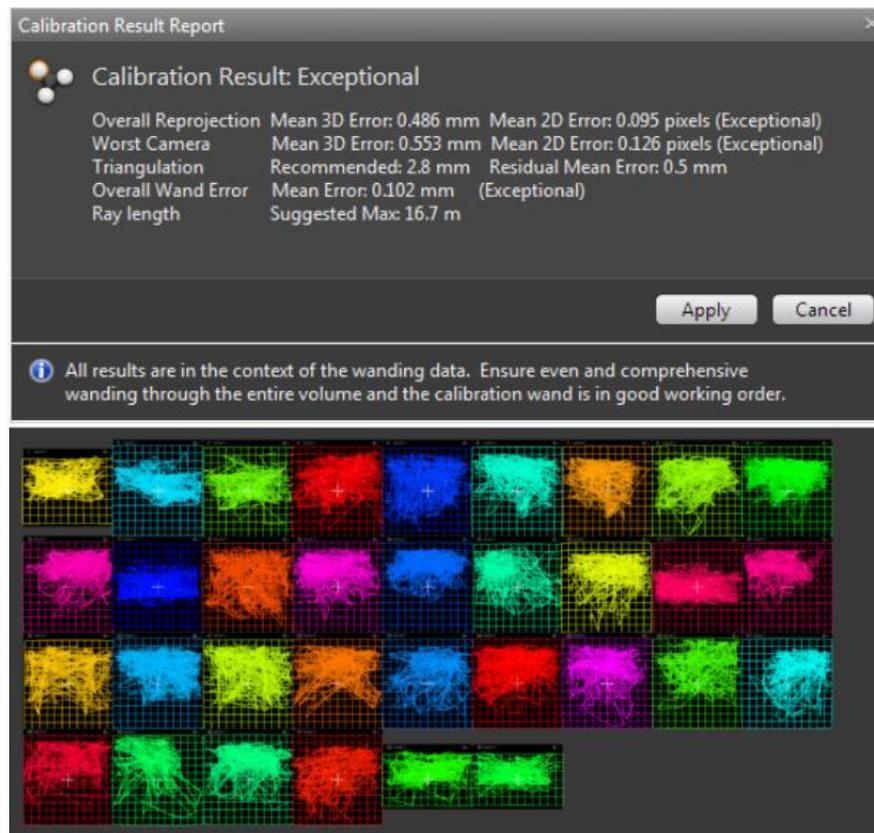


Figura 14 - Relatório de Calibração no *software Motive*.

Após a etapa de varredura e a conclusão do cálculo, foi possível visualizar o volume de captura, embora ele ainda não estivesse alinhado com o plano de coordenadas. Para isso, foi preciso realizar a etapa final do processo de calibração, que consiste na definição do plano do solo/aterramento (*Ground Plane*) e da origem. Isso foi feito utilizando uma ferramenta em “L”, em que a perna mais longa indica o eixo x (Figura 15). Apesar de ser possível gerar uma calibração offline para amenizar o tempo de cálculo de calibração, nesta pesquisa foi realizada uma nova calibração antes de cada coleta, visando amenizar erros por conta da flutuação de temperatura, por exemplo.



Figura 15 - Definição do plano do solo e da origem (*Ground Plane*)

5.6.1.2. Colocação das marcas reflexivas

Após a etapa de calibração, a bailarina conduzida foi instrumentada com 57 marcadores reflexivos (Figura 16) para a utilização do *marker set Biomech* (Optitrack, 2017). A localização deles foi fundamental para que o movimento pudesse ser rastreado. Para isso, foi necessário que os marcadores fossem colocados em pontos determinados para que os marcos anatômicos pudessem ser localizados e posteriormente utilizados para reconstrução tridimensional. As localizações dos marcadores da bailarina conduzida podem ser observadas na Tabela 1. Além disso, o bailarino condutor foi instrumentado com 3 marcadores: acrômio, epicôndilo lateral e punho do membro superior direito.

Com o objetivo de minimizar possíveis erros no posicionamento dos marcadores, ambos foram orientados a utilizarem roupas pretas e justas para que não houvesse problemas na captação do sinal. Os bailarinos estavam com os cabelos presos. O cuidado nessa etapa é importante, pois além de minimizar erros, ele reduz o tempo de processamento. Nesse sentido, para solucionar a dificuldade de fixação dos marcadores reflexivos na pele, por conta do suor e umidade, e nos cabelos, os marcadores foram fixados nos corpos dos bailarinos com esparadrapo e a bailarina conduzida utilizou uma faixa de cabelo.

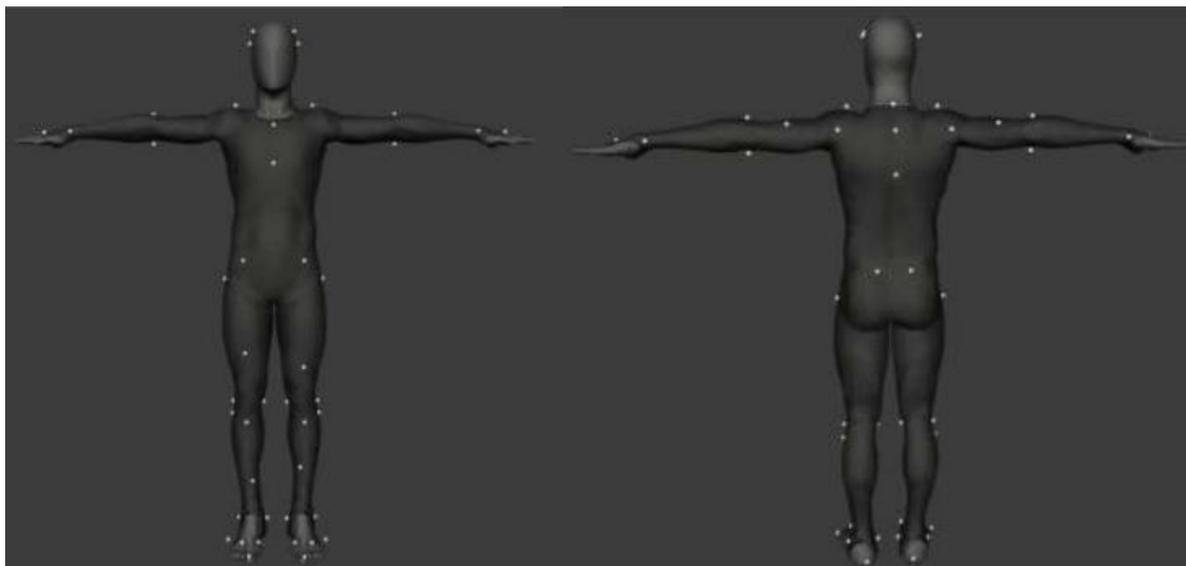


Figura 16 - Conduzida: Posicionamento dos marcadores reflexivos
(*Marker set Biomech*)

Nome	Referência anatômica	Nome	Referência anatômica	Nome	Referência anatômica
S_LIAS	Espinha ílfaca ântero superior esquerda	S_LHME	Epicôndilo medial esquerdo do úmero	S_LTAM	Maléolo medial da tíbia esquerdo
S_RIAS	Espinha ílfaca ântero superior direita	S_LUA	Braço esquerdo próximo ao cotovelo e posterior	S_LSK	Perna esquerda mais medial
S_LIPS	Espinha ílfaca pósterio superior esquerda	S_LHM2	Terceiro metacarpo esquerdo (base do 3º dedo)	S_LTTC	Tuberosidade da tíbia esquerdo
S_RIPS	Espinha ílfaca pósterio superior direita	S_LUSP	Processo estiloide da ulna esquerdo	S_RTH	Coxa direita mais medial
S_LFTC	Grande trocânter do fêmur esquerdo	S_LRSP	Processo estiloide do radio esquerdo	S_RFAL	Maléolo lateral direito da fíbula
S_RFTC	Grande trocânter do fêmur direito	S_RHGT	Ângulo lateral da escápula direito	S_RTAM	Maléolo medial da tíbia direito
S_SJN	Manúbrio do esterno	S_RCAJ	Acrômio direito	S_RSK	Perna direita mais próxima ao tornozelo
S_TV2	Processo espinhoso da torácica 2	S_RHLE	Epicôndilo lateral direito do úmero	S_RTTC	Tuberosidade da tíbia direito
S_SXS	Processo xifóide do esterno	S_RHME	Epicôndilo medial direito do úmero	S_RFAX	Cabeça da fíbula direito
S_TV7	Processo espinhoso da torácica 7	S_RUA	Braço direito próximo ao cotovelo e posterior	S_RFM5	Tuberosidade do quinto metatarso direito
S_CV7	Processo espinhoso da cervical 7	S_RHM2	Terceiro metacarpo direito (base do 3º dedo)	S_RFM2	Base do terceiro metatarso direito
S_LAH	Lateral esquerda da cabeça próximo às têmporas	S_RUSP	Processo estilóide da ulna direito	S_RFM1	Base do primeiro metatarso direito
S_RAH	Lateral direita da cabeça próximo às têmporas	S_RRSP	Processo estilóide do rádio direito	S_RFCC	Base do calcâneo direito
S_LPH	Lateral esquerda da cabeça próximo às têmporas, + posterior	S_LFLE	Epicôndilo lateral do fêmur esquerdo	S_LDP1	Ponta do pé esquerdo (unha do dedão)
S_RPH	Lateral direita da cabeça próximo às têmporas, + posterior	S_LFME	Epicôndilo medial do fêmur esquerdo	S_RDP1	Ponta do pé direito (unha do dedão)
S_LHGT	Ângulo lateral da escápula esquerdo	S_LTH	Coxa esquerda próxima a patela	MS_LFAU	Parte medial da Ulna esquerdo
S_LCAJ	Acrômio esquerdo	S_LFAL	Maléolo lateral esquerdo da fíbula	MS_RFAU	Parte medial da Ulna direito
S_LHLE	Epicôndilo lateral esquerdo do úmero				

Tabela 1 - Referência anatômica dos 57 marcadores reflexivos

5.6.1.3. Aquisição estática e dinâmica

Imediatamente após a colocação dos marcadores reflexivos, foi preciso configurar o modelo utilizado. Após isso, a bailarina conduzida foi orientada a ficar na postura T para que o sistema reconhecesse o modelo utilizado. Esta pose é requerida pelo *software Motive*, utilizado na aquisição e digitalização dos dados, e é definida por uma posição ereta, com os pés paralelos dispostos na largura do quadril, ombros abduzido com palmas das mãos para baixo e olhar projetado para frente (Figura 17). Após isso, foi iniciada a aquisição estática. Essa aquisição antecede a aquisição do movimento estudado (aquisição dinâmica) e é utilizada para um melhor mapeamento dos marcadores. Para esse fim, foi acrescentado um marcador reflexivo em cada Ulna. Os marcadores de calibração são usados como indicadores para criação do esqueleto, mas são retirados na aquisição dinâmica. Para a aquisição estática, a participante da pesquisa realizou pose T e um movimento em direção a posição anatômica, onde permaneceu por cerca de 3 segundos sem se movimentar para que o *marker set* pudesse ser coletado na íntegra (Figura 17). Depois dessa etapa, a aquisição dinâmica foi iniciada. Foram realizadas três tentativas com duração de 20 segundos e intervalo de um minuto para cada posição. Foi sugerido que os dançarinos realizassem os giros da forma mais natural possível e a ordem de realização foi definida randomicamente.

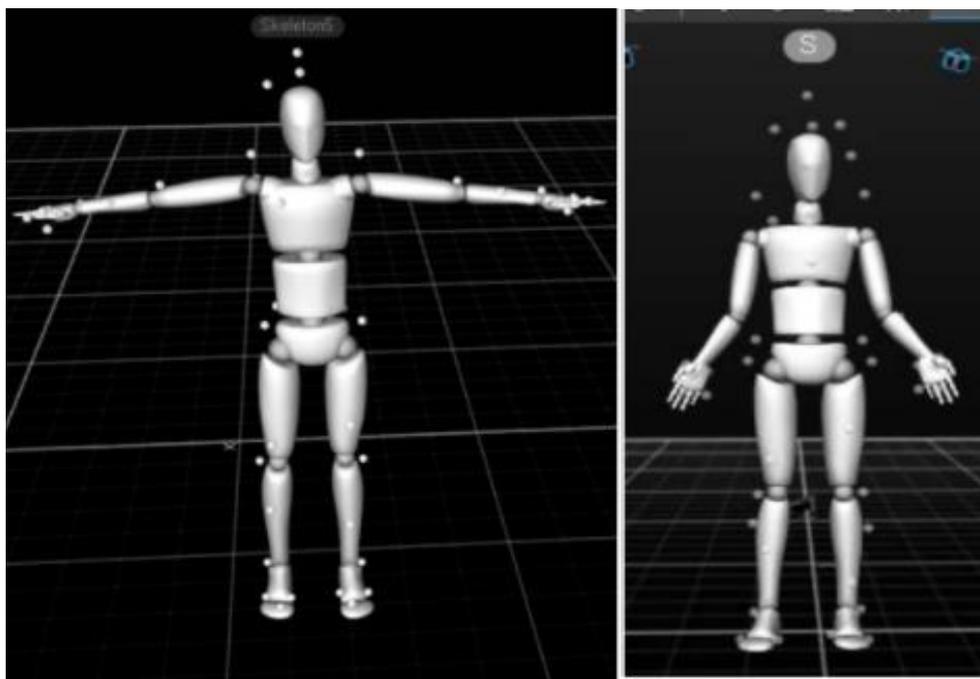


Figura 17 - Aquisição estática

5.6.2. Pré processamento de dados

Os dados foram pré processados no *software Motive*. A primeira etapa consistiu em processar o arquivo estático que foi usado como arquivo base para os arquivos dinâmicos. Para isso, foram selecionados 100 quadros do arquivo estático para criação do modelo no *Software Visual 3D* (C-Motion Inc., Germantown, MD). Posteriormente, foram conferidos os nomes de cada uma das marcas durante todo o movimento. Essa etapa tinha como objetivo verificar se os nomes não foram trocados em algum instante de tempo durante a realização do gesto. Após verificar se as marcas estavam devidamente identificadas, foi necessário nomear os marcadores de calibração colocados nas Ulnas durante a aquisição estática para que fosse facilitada a utilização no software Visual 3D. Esses marcadores foram nomeados como RFAU e LFAU para a Ulna direita e esquerda, respectivamente. Para o arquivo dinâmico, também foi necessário selecionar o trecho de frames a ser analisado e verificar se os nomes das marcas estavam corretos. O trecho selecionado para a análise consistiu em cinco voltas completas após a bailarina posicionar sua cabeça na postura de interesse. Ambos os arquivos foram exportados em C3D, formato compatível com o software Visual 3D.

Após essa etapa, foi necessário identificar os *gappeds*. *Gappeds* são lacunas presentes no rastreamento das marcas e podem acontecer pela perda de visualização das câmeras e pela troca de nomes com marcas próximas (Figura 18). Para verificar sua existência é necessário selecionar cada uma das marcas e acompanhar sua trajetória, buscando identificar se ela foi perdida ou cruzou outra marca. O *software Motive* possibilitou uma modelagem matemática para que fosse realizada uma interpolação das posições de marcadores ocluídos com marcadores ativos. Não é recomendado fazer a interpolação para lacunas grandes, visto que isso pode gerar uma aproximação de muitos dados e acarretar em uma imprecisão. A interface permite que seja escolhido um intervalo máximo de lacuna. Por meio dos recursos *find gap* (*find previous* e *find next*) é possível selecionar a lacuna para interpolação dos dados. O software possibilita cinco opções de interpolação, sendo elas: constante, linear, cúbica, baseada em padrão e baseada em modelo. As três primeiras estimam a posição do marcador por meio de diferentes graus de interpolações polinomiais a partir de dados anteriores e posteriores à lacuna. Já as duas últimas utilizam como referência marcadores e modelos visíveis para estimar a posição do marcador ocluído. Para esse estudo o tamanho máximo da lacuna foi 10 frames e o método de interpolação foi o cúbico. Nos casos de lacunas maiores, o método utilizado foi o *pattern based*. Nesse caso, o tamanho máximo da lacuna foi 50 frames. Já no caso de marcadores com nomes

trocados, eles foram selecionados junto com o intervalo de quadros que se desejava editar e foi aplicado o comando *Apply Swap* que realizava a troca de nomes.

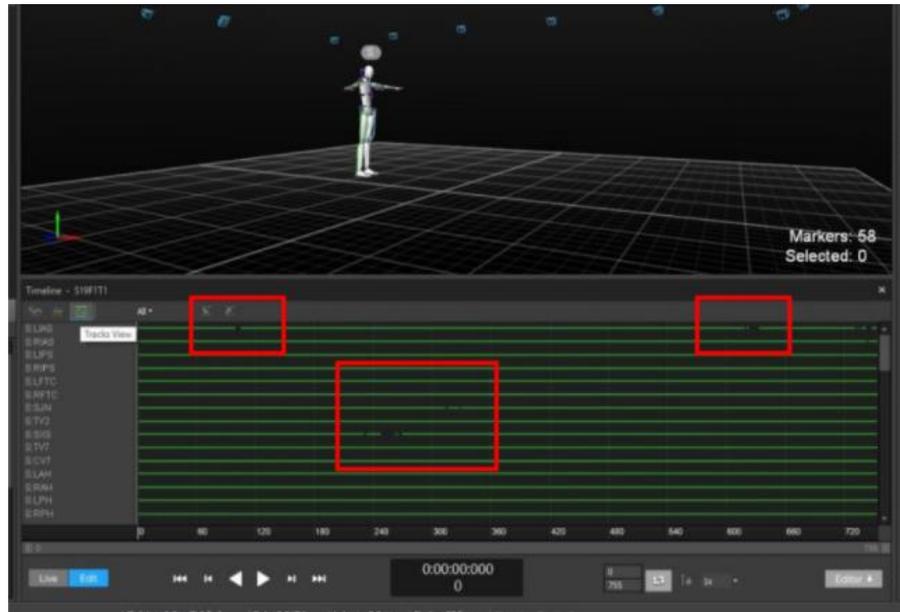


Figura 18 - Ilustração de *gappeds*

5.6.3. Processamento de dados

Para o processamento dos dados foram selecionados dois movimentos completos de Giro no Eixo. A melhor e a pior tentativa realizada para cada posição foram analisadas para identificar se/quais variáveis deste estudo estão associadas ao desempenho dos bailarinos no movimento de Giro no Eixo. Elas foram escolhidas a partir do julgamento de três jurados experientes em competições e dos próprios bailarinos que realizavam o gesto. Uma vez que um dos critérios importantes das competições é que eles realizem de maneira correta cada fase do movimento (BZDC, 2019b), as tentativas interrompidas pela perda de equilíbrio não foram consideradas. O trecho selecionado para análise consistiu em cinco voltas completas (1800°) consideradas a partir do momento que a bailarina conduzida assumiu a posição de interesse.

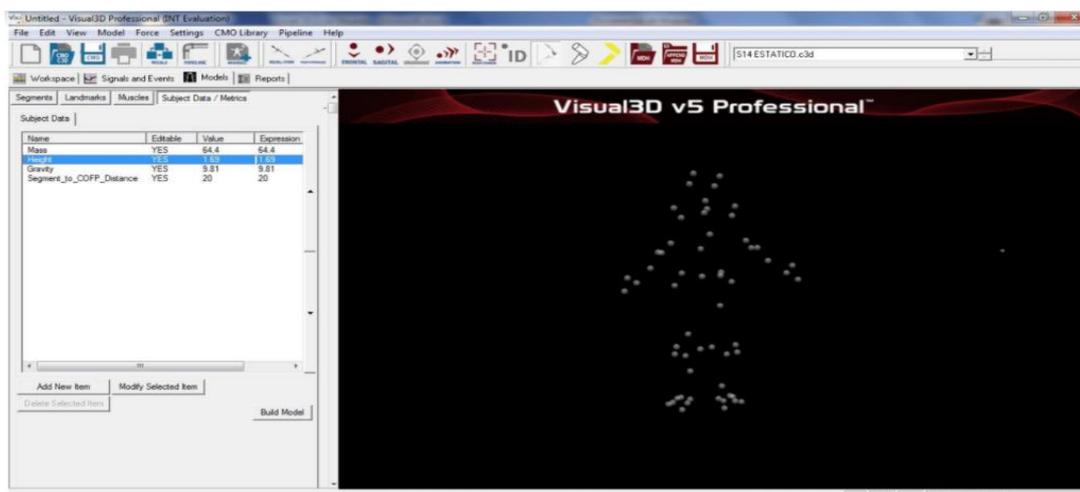


Figura 19 - Inserção da massa e altura do indivíduo

Segmento	% da massa corporal total
Cabeça	0.081
Tronco	0.487
Tórax/Abdome	0.355
Pélvis	0.142
Braço	0.028
Antebraço	0.016
Mão	0.006
Coxa	0.10
Perna	0.0465
Pé	0.0145

Tabela 2 - Padrão de massa dos segmentos (relativa à massa total do corpo), segundo Dempster, assumida pelo software Visual3D.

Os dados de cinemática obtidos por meio da cinemetria foram processados no *software Visual 3D* (versão 5.02.11). Uma vez que o sistema de captura de movimento rastreia os marcadores reflexivos que são fixados no corpo do participante da pesquisa, os segmentos devem ser criados posteriormente no ambiente digital. O segmento é um objeto definido geometricamente por um sistema de coordenadas locais (obtidas por meio dos marcadores reflexivos) e o comprimento. Ele é definido idealmente como rígido, ou seja, não sofre deformações e pode existir em qualquer lugar do espaço. Nesse sentido, o Visual3D permite que as posições dos marcadores reflexivos capturadas anteriormente sejam visualizadas de

acordo com um modelo escolhido. Para esse fim, esse software utiliza o sistema de coordenadas do segmento ou sistema relativo de coordenadas. Este conceito assume que, embora seja feito o rastreamento da posição dos marcadores reflexivos colocados no corpo do participante da pesquisa, todos eles se movem com o segmento no qual estão fixados. Assim, as coordenadas dos marcadores não mudam durante o movimento em seu sistema próprio de coordenadas. Dessa forma, o rastreamento de três marcadores não alinhados é suficiente para que o software determine cada segmento (pelas proximidades proximais e distais) e, conseqüentemente, a forma corporal assumida pelo modelo. Além disso, o uso de marcas de calibração extras, fornecem informações sobre os centros articulares para que seja definida uma relação precisa entre as proximidades dos segmentos. A partir disso, o Visual3D modela os segmentos como cones, cilindros, esferas e elipses, permitindo o cálculo de massa, momentos de inércia e o centro de gravidade para cada segmento. Nesse sentido, os parâmetros inerciais são definidos com base na massa e em determinados comprimentos. Assim, a massa de cada segmento é calculada a partir da massa corporal total (Figura 19) e dos dados antropométricos de Dempster (equações de regressão) (Tabela 2), enquanto os momentos de inércia são calculados a partir da massa, dos raios proximais e distais e da geometria segmentar.

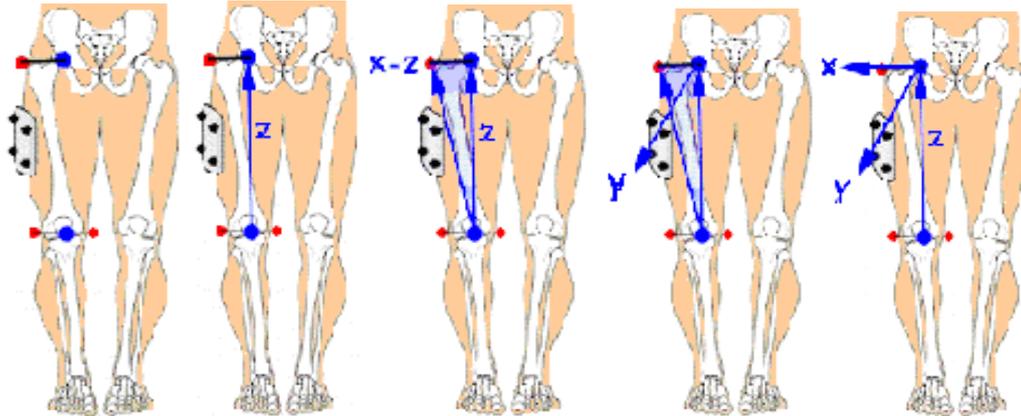


Figura 20 - Definição do sistema de coordenadas do segmento (Fonte: Tutorial Visual3D)

Ademais, os marcadores reflexivos são utilizados para definir os pontos do segmento e determinar o seu plano frontal do sistema de coordenadas. Na Figura 20 é possível observá-lo. As três marcas vermelhas são utilizadas para calcular os pontos azuis e, a partir disso, o eixo z (craniocaudal) é definido por um vetor que parte da proximidade distal do segmento em direção à parte proximal. Em seguida, define-se o plano frontal (x-z) por meio dos marcadores e, após, o eixo (anteroposterior). Por fim, o eixo x (médiolateral) é definido perpendicularmente ao plano sagital y-z. Já para a definição do segmento referente ao Úmero, a cabeça do úmero pode ser estimada com três marcadores (anterior, posterior e lateral). A partir disso, uma marca deve

ser criada projetando o marcador lateral para uma linha definida pelos marcadores localizados anterior e posteriormente. Os marcadores dos epicôndilos do cotovelo, dão referência para a extremidade distal do úmero, localizada no ponto médio entre eles. Os marcadores utilizados para a criação dos segmentos podem ser observados na Tabela 3, enquanto na Figura 21 é possível observar o processo de criação deles.

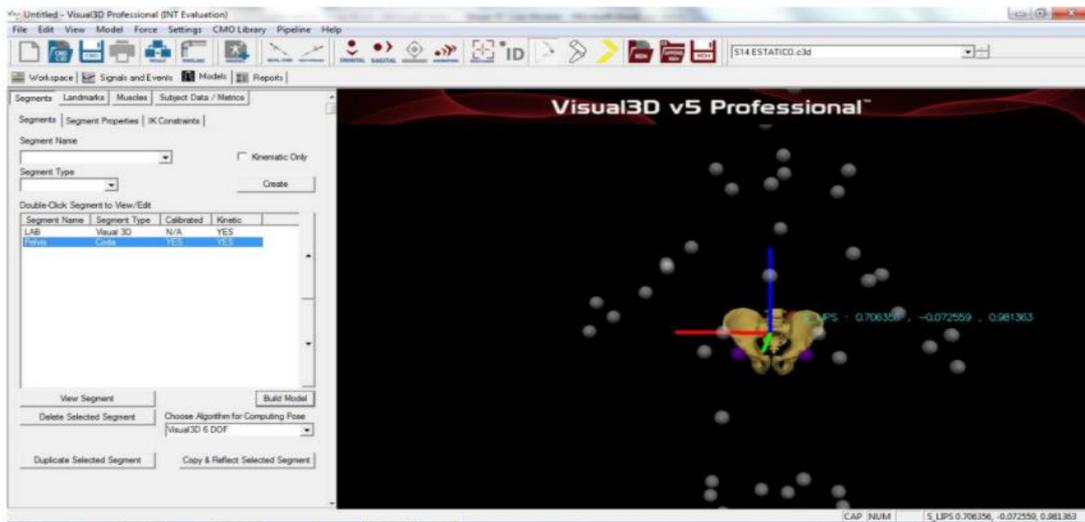


Figura 21 - Criação do segmento pelve no software Visual 3D.

Após a criação dos segmentos o arquivo foi salvo para que pudesse ser utilizado com os dados do arquivo dinâmico. Os ângulos e momentos das articulações foram calculados por meio do comando *Compute Model Based Data*, seguindo a seguinte ordem: glenoumeral direita, glenoumeral esquerda, cotovelo direito, cotovelo esquerdo, quadril direito, quadril esquerdo, joelho direito, joelho esquerdo. Foi utilizado um filtro passa-baixas com frequência de corte em 8 Hz. Os dados foram exportados como arquivos Excel para que os valores pudessem ser avaliados para cada uma das cinco voltas selecionadas. Assim, as amplitudes articulares foram calculadas e apresentadas. Além disso, foram calculados os valores referentes ao deslocamento linear, velocidade e aceleração do centro de massa nos três eixos. Para o cálculo do ângulo de inclinação do eixo do movimento (Figura 22) em relação ao eixo vertical global, os dados de posição dos marcadores do pé esquerdo da bailarina conduzida e do punho do bailarino condutor foram exportados. Após isso, a função *ATANG2* do software *Matlab* foi utilizada para o cálculo do ângulo.

Segmento	Marcadores do Segmento
Ombro Direito	S_RHME; S_RHLE
Ombro Esquerdo	S_LHME; S_LHLE
Antebraço Direito	S_RHLE; S_RHME, S_RUSP; S_RRSP
Antebraço Esquerdo	S_LHLE; S_LHME; S_LUSP; S_LRSP
Mão Direita	S_RRSP; S_RUSP
Mão Esquerda	S_LRSP; S_LUSP
Quadril	S_RIAS; S_LIAS; S_RIPS; S_LIPS
Coxa Direita	S_RFLE; S_RFME; S_RFTC
Coxa Esquerda	S_LFLE; S_LME; S_LFTC; S_LTH
Perna Direita	S_RFAX; S_RSK; S_RTAM; S_RTTC
Perna Esquerda	S_LSK; S_LTAM; S_LTTC
Pé Direito	S_RDP1; S_RFCC; S_RFM1; S_RFM2; S_RFM5
Pé Esquerdo	S_LDP1; S_LFCC; S_LFM1; S_LFM2; S_LFM5

Tabela 3 - Nomes dos marcadores utilizados para a criação dos segmentos no software Visual3D.

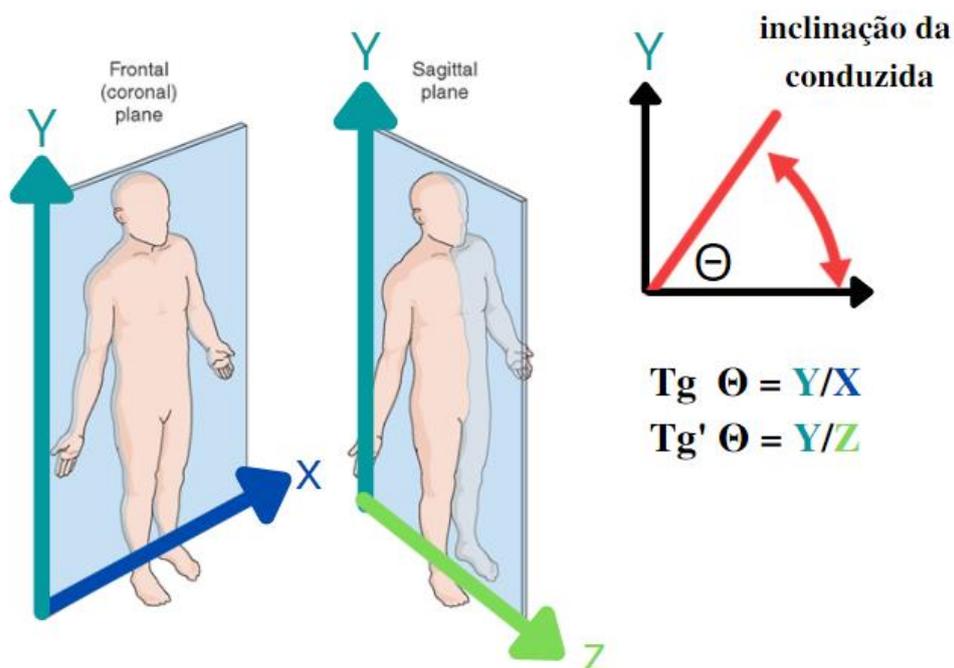


Figura 22 – Cálculo do ângulo de inclinação do eixo de movimento em relação ao eixo vertical global

5.6.4. Análise dos dados

A análise de dados foi dividida em duas etapas, sendo elas: estatística descritiva e análises por aprendizado de máquina. Tendo em vista a necessidade de isolamento social causada pela pandemia do novo coronavírus e, conseqüentemente, a impossibilidade de uma amostra maior, foi realizada uma análise descritiva, a fim de organizar, resumir e descrever possíveis aspectos importantes dos dados observados. Assim, os dados são apresentados em tabelas, bem como as medidas de tendência central e de dispersão.

Na segunda etapa, foram realizadas análises envolvendo aprendizado de máquina. Em síntese, o aprendizado de máquina é uma evolução do reconhecimento de padrões e da teoria do aprendizado computacional, tratando-se de um subcampo da Ciência da Computação e da Engenharia. Para isso, foram utilizadas as técnicas de: 1) Regressão Logística com aglomeração dos dados por Análise de Componentes Principais (PCA) e seleção de variáveis preditoras por *stepwise* e 2) Floresta Aleatória (*Random Forest*). Para a construções dos modelos, as variáveis foram ordenadas em uma tabela (4).

Em relação ao primeiro modelo, a Regressão Logística consiste em uma técnica estatística utilizada para construção de modelos que permitam a predição de valores a partir de variáveis independentes. A principal diferença entre ela e a regressão linear é que a variável dependente é categórica e binária (AGRESTI, 2002). Nesse estudo, as tentativas classificadas pelos jurados e bailarinos como melhores tentativas receberam o valor um e as piores o valor zero. Por sua vez, a Análise de Componentes Principais (PCA) é uma técnica clássica para seleção de características, no qual seu principal objetivo consiste em reduzir a dimensionalidade de um conjunto de dados a partir da criação de novas variáveis. As novas variáveis são nomeadas como componentes principais e são compostas por combinações lineares dos dados originais. Elas se organizam em relação a variância dos dados em ordem decrescente. Assim, a primeira componente contém a maior variabilidade dos dados (JOLLIFFE et al., 2016). Já o *stepwise*, consiste em um método amplamente difundido para seleção de variáveis. Após essa etapa, foram realizados testes para verificar a significância das variáveis e o Z-score foi gerado. Para o segundo modelo, de acordo com Pal (2007), a floresta aleatória consiste na combinação de árvores de classificação a partir de vetores aleatórios retirado dos dados de entrada. Assim, esse classificador é capaz de separar os dados a partir de médias entre as decisões finais tomadas em cada árvore. De maneira simplificada, uma árvore de decisão é um mapa das escolhas, no qual cada nó representa uma tomada de decisão.

Por fim, para avaliar os modelos foram utilizadas matrizes de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *leave-one-out* e *k-fold*, sendo ainda realizada uma análise de importância (ANOVA- *Simple One-Way*) de atributos (320 simulações) e o teste post-hoc de Tukey-Kramer a partir da função *multcompare* do *Matlab* para o modelo gerado por Floresta Aleatória.

N°	Classe	Mérida	Variável	N°	Classe	Mérida	Variável
V1	ANG. ART.	MÉDIA	LANKLE X	V51	ANG. ART.	DP	L SHOULDER Z
V2	ANG. ART.	MÉDIA	LANKLE Y	V52	ANG. ART.	DP	L WRIST X
V3	ANG. ART.	MÉDIA	LANKLE Z	V53	ANG. ART.	DP	L WRIST Y
V4	ANG. ART.	MÉDIA	LELBOW X	V54	ANG. ART.	DP	L WRIST Z
V5	ANG. ART.	MÉDIA	LELBOW Y	V55	ANG. ART.	DP	RANKLE X
V6	ANG. ART.	MÉDIA	LELBOW Z	V56	ANG. ART.	DP	RANKLE Y
V7	ANG. ART.	MÉDIA	LHIP X	V57	ANG. ART.	DP	RANKLE Z
V8	ANG. ART.	MÉDIA	LHIP Y	V58	ANG. ART.	DP	RELBOW X
V9	ANG. ART.	MÉDIA	LHIP Z	V59	ANG. ART.	DP	RELBOW Y
V10	ANG. ART.	MÉDIA	LKNEE X	V60	ANG. ART.	DP	RELBOW Z
V11	ANG. ART.	MÉDIA	LKNEE Y	V61	ANG. ART.	DP	RHIP X
V12	ANG. ART.	MÉDIA	LKNEE Z	V62	ANG. ART.	DP	RHIP Y
V13	ANG. ART.	MÉDIA	L SHOULDER X	V63	ANG. ART.	DP	RHIP Z
V14	ANG. ART.	MÉDIA	L SHOULDER Y	V64	ANG. ART.	DP	RKNEE X
V15	ANG. ART.	MÉDIA	L SHOULDER Z	V65	ANG. ART.	DP	RKNEE Y
V16	ANG. ART.	MÉDIA	L WRIST X	V66	ANG. ART.	DP	RKNEE Z
V17	ANG. ART.	MÉDIA	L WRIST Y	V67	ANG. ART.	DP	R SHOULDER X
V18	ANG. ART.	MÉDIA	L WRIST Z	V68	ANG. ART.	DP	R SHOULDER Y
V19	ANG. ART.	MÉDIA	RANKLE X	V69	ANG. ART.	DP	R SHOULDER Z
V20	ANG. ART.	MÉDIA	RANKLE Y	V70	ANG. ART.	DP	R WRIST X
V21	ANG. ART.	MÉDIA	RANKLE Z	V71	ANG. ART.	DP	R WRIST Y
V22	ANG. ART.	MÉDIA	RELBOW X	V72	ANG. ART.	DP	R WRIST Z
V23	ANG. ART.	MÉDIA	RELBOW Y	V73	POS CM	MÉDIA	CM X
V24	ANG. ART.	MÉDIA	RELBOW Z	V74	POS CM	MÉDIA	CM Y
V25	ANG. ART.	MÉDIA	RHIP X	V75	POS CM	MÉDIA	CM Z
V26	ANG. ART.	MÉDIA	RHIP Y	V76	POS CM	DP	CM X
V27	ANG. ART.	MÉDIA	RHIP Z	V77	POS CM	DP	CM Y
V28	ANG. ART.	MÉDIA	RKNEE X	V78	POS CM	DP	CM Z
V29	ANG. ART.	MÉDIA	RKNEE Y	V79	VEL CM	MÉDIA	CM X
V30	ANG. ART.	MÉDIA	RKNEE Z	V80	VEL CM	MÉDIA	CM Y
V31	ANG. ART.	MÉDIA	R SHOULDER X	V81	VEL CM	MÉDIA	CM Z
V32	ANG. ART.	MÉDIA	R SHOULDER Y	V82	VEL CM	DP	CM X
V33	ANG. ART.	MÉDIA	R SHOULDER Z	V83	VEL CM	DP	CM Y
V34	ANG. ART.	MÉDIA	R WRIST X	V84	VEL CM	DP	CM Z
V35	ANG. ART.	MÉDIA	R WRIST Y	V85	ACC CM	MÉDIA	CM X
V36	ANG. ART.	MÉDIA	R WRIST Z	V86	ACC CM	MÉDIA	CM Y
V37	ANG. ART.	DP	LANKLE X	V87	ACC CM	MÉDIA	CM Z
V38	ANG. ART.	DP	LANKLE Y	V88	ACC CM	DP	CM X
V39	ANG. ART.	DP	LANKLE Z	V89	ACC CM	DP	CM Y
V40	ANG. ART.	DP	LELBOW X	V90	ACC CM	DP	CM Z
V41	ANG. ART.	DP	LELBOW Y	V91	MOM ANG	MÉDIA	X
V42	ANG. ART.	DP	LELBOW Z	V92	MOM ANG	MÉDIA	Y
V43	ANG. ART.	DP	LHIP X	V93	MOM ANG	MÉDIA	Z
V44	ANG. ART.	DP	LHIP Y	V94	MOM ANG	DP	X
V45	ANG. ART.	DP	LHIP Z	V95	MOM ANG	DP	Y
V46	ANG. ART.	DP	LKNEE X	V96	MOM ANG	DP	Z
V47	ANG. ART.	DP	LKNEE Y	V97	INC X	MÉDIA	ARCTG X
V48	ANG. ART.	DP	LKNEE Z	V98	INC X	DP	ARCTG X
V49	ANG. ART.	DP	L SHOULDER X	V99	INC Z	MÉDIA	ARCTG Z
V50	ANG. ART.	DP	L SHOULDER Y	V100	INC Z	DP	ARCTG Z

Tabela 4 – Lista de Variáveis. (ANG ART: ângulo articular; DP: desvio padrão; POS CM: posição do centro de massa; VEL CM: velocidade do centro de massa; ACC CM: aceleração do centro de massa; MOM ANG: momento angular; INC X: inclinação no plano frontal; INC Z: inclinação no plano sagital)

6. Resultados

Os resultados estão organizados em duas partes, sendo elas: 1^a) estatística descritiva e 2^a) modelos de aprendizado de máquina.

6.1. Estatística Descritiva

Nesta sessão podem ser observados os resultados de amplitude de movimento (ADM) de membros superiores e inferiores, ângulo de inclinação do eixo de movimento em relação ao eixo vertical global e deslocamento linear do centro de massa.

6.1.1. Amplitude de Movimento

6.1.1.1 Sujeito

6.1.1.1.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M1 podem ser observadas nas tabelas 5, 6 e 7, respectivamente. Já nas tabelas 8, 9 e 10 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Durante a posição M1, o S1 apresentou média menor nas melhores tentativas nas articulações do ombro e do cotovelo no eixo mediolateral. A ADM do ombro direito foi maior do que a ADM do ombro esquerdo durante as duas tentativas. Apesar disso, as médias da diferença apresentaram amplitudes menores do que 10°. Em relação ao eixo craniocaudal, as médias do ombro e do cotovelo esquerdo foram menores em ambas as tentativas. Destacam-se os valores do punho direito no eixo anteroposterior. Em relação aos membros inferiores, com exceção da média da pior tentativa do joelho, as demais articulações da lateral direita apresentaram médias menores para os três eixos de movimento quando comparadas a lateral esquerda.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,923	9,571	2,648	28,518	48,400	19,882
	V2	5,066	6,060	0,994	20,609	35,441	14,833
	V3	8,382	8,295	0,086	23,212	26,831	3,619
	V4	4,771	7,864	3,092	17,780	26,167	8,387
	V5	9,444	6,876	2,568	21,095	22,988	1,893
	μ	6,917	7,733	1,878	22,243	31,965	9,723
	O	2,035	1,346	1,278	4,007	10,280	7,577
Cotovelo	V1	5,246	6,247	1,001	9,942	9,250	0,692
	V2	3,893	4,830	0,937	10,013	11,617	1,604
	V3	4,205	4,239	0,034	5,458	8,989	3,531
	V4	3,086	2,845	0,241	7,771	8,290	0,519
	V5	2,644	2,625	0,019	10,263	8,901	1,362
	μ	3,815	4,157	0,446	8,690	9,409	1,542
	O	1,014	1,491	0,486	2,066	1,283	1,200
Punho	V1	4,708	5,467	0,758	9,502	12,263	2,760
	V2	2,458	3,767	1,309	11,290	6,804	4,487
	V3	4,094	2,252	1,842	11,337	11,945	0,608
	V4	3,767	2,398	1,369	27,288	11,945	15,343
	V5	2,616	2,232	0,384	19,645	14,782	4,863
	μ	3,529	3,223	1,133	15,813	11,548	5,612
	O	0,968	1,409	0,568	7,528	2,907	5,694

Tabela 5 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	13,676	21,929	8,253	33,841	43,485	9,644
	V2	10,347	19,158	8,811	36,625	48,750	12,126
	V3	8,633	35,861	27,228	30,117	49,005	18,888
	V4	11,000	18,089	7,089	21,398	42,981	21,582
	V5	15,801	12,179	3,622	37,207	41,605	4,398
	μ	11,891	21,443	11,001	31,838	45,165	13,328
	O	2,840	8,809	9,293	6,475	3,459	6,961
Cotovelo	V1	2,174	1,763	0,411	3,599	6,342	2,743
	V2	1,448	1,671	0,222	3,187	4,184	0,997
	V3	1,210	2,783	1,573	2,611	3,370	0,759
	V4	1,904	1,741	0,162	2,468	4,253	1,785
	V5	1,764	1,612	0,152	2,904	4,333	1,429
	μ	1,700	1,914	0,504	2,954	4,496	1,543
	O	0,379	0,489	0,607	0,455	1,102	0,779
Punho	V1	11,630	15,786	4,156	5,016	2,564	2,452
	V2	6,069	8,181	2,112	3,493	2,525	0,968
	V3	16,604	8,666	7,938	6,013	5,757	0,256
	V4	16,379	7,207	9,173	7,987	6,760	1,228
	V5	2,482	8,292	5,809	5,591	4,499	1,092
	μ	10,633	9,626	5,838	5,620	4,421	1,199
	O	6,264	3,485	2,839	1,632	1,891	0,795

Tabela 6 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,763	9,027	2,264	10,675	38,880	28,204
	V2	7,843	6,213	1,630	21,000	22,113	1,113
	V3	10,151	19,273	9,122	14,557	10,569	3,988
	V4	9,530	12,247	2,716	26,137	13,696	12,441
	V5	7,606	8,767	1,161	24,923	15,421	9,501
	μ	8,379	11,105	3,379	19,458	20,136	11,050
	O	1,411	5,043	3,265	6,671	11,297	10,574
Cotovelo	V1	6,974	9,065	2,091	11,455	15,027	3,572
	V2	3,982	6,337	2,356	11,906	15,167	3,261
	V3	9,880	8,038	1,842	13,077	15,913	2,837
	V4	8,661	4,464	4,197	10,926	11,671	0,745
	V5	2,571	3,906	1,335	12,733	12,658	0,075
	μ	6,413	6,362	2,364	12,020	14,087	2,098
	O	3,085	2,222	1,091	0,888	1,821	1,581
Punho	V1	4,501	5,896	1,395	231,212	390,127	158,915
	V2	1,740	3,630	1,890	391,192	312,567	78,625
	V3	3,111	2,934	0,176	392,746	388,934	3,812
	V4	2,132	3,010	0,878	386,628	279,603	107,025
	V5	1,872	2,907	1,035	389,260	399,048	9,788
	μ	2,671	3,676	1,075	358,208	354,056	71,633
	O	1,155	1,276	0,635	71,029	54,328	65,848

Tabela 7 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	3,182	3,209	0,027	1,811	2,875	1,063
	V2	5,962	5,315	0,647	1,648	2,658	1,010
	V3	2,228	5,502	3,274	2,675	3,640	0,965
	V4	3,386	5,817	2,431	2,211	1,420	0,791
	V5	6,321	3,327	2,994	2,071	3,283	1,212
	μ	4,216	4,634	1,875	2,083	2,775	1,008
	O	1,816	1,261	1,453	0,397	0,847	0,153
Joelho	V1	4,447	3,941	0,506	1,199	2,426	1,228
	V2	2,737	3,532	0,795	1,585	1,184	0,401
	V3	2,332	2,959	0,626	1,869	3,056	1,188
	V4	2,245	3,003	0,758	1,454	1,704	0,250
	V5	2,324	4,157	1,833	3,515	2,076	1,439
	μ	2,817	3,518	0,904	1,924	2,090	0,901
	O	0,931	0,540	0,532	0,922	0,710	0,537
Tornozelo	V1	1,009	2,587	1,578	1,316	1,139	0,177
	V2	2,108	4,255	2,147	2,086	1,861	0,225
	V3	1,802	2,380	0,578	1,884	1,662	0,222
	V4	2,840	3,826	0,987	1,529	2,056	0,527
	V5	2,661	2,423	0,238	3,570	2,174	1,396
	μ	2,084	3,094	1,105	2,077	1,779	0,509
	O	0,731	0,880	0,767	0,887	0,407	0,515

Tabela 8 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	1,580	3,868	2,288	1,681	3,549	1,868
	V2	4,746	4,835	0,089	2,846	2,018	0,828
	V3	2,980	2,799	0,181	2,528	2,036	0,493
	V4	2,491	2,236	0,255	1,129	2,408	1,280
	V5	3,636	4,479	0,843	3,358	2,746	0,611
	μ	3,086	3,643	0,731	2,308	2,551	1,016
	O	1,193	1,103	0,919	0,898	0,633	0,563
Joelho	V1	2,054	2,167	0,112	0,972	1,690	0,718
	V2	1,914	2,917	1,002	2,859	2,641	0,218
	V3	2,739	2,272	0,467	1,984	2,426	0,442
	V4	1,936	1,481	0,455	1,561	1,674	0,112
	V5	1,723	1,338	0,385	2,819	2,636	0,183
	μ	2,073	2,035	0,484	2,039	2,213	0,335
	O	0,390	0,641	0,323	0,814	0,493	0,247
Tornozelo	V1	11,251	10,296	0,955	1,117	1,521	0,405
	V2	12,474	12,448	0,025	1,425	1,165	0,261
	V3	5,913	8,919	3,005	0,888	2,653	1,765
	V4	5,921	6,226	0,305	1,033	1,403	0,371
	V5	6,487	2,318	4,169	1,979	1,513	0,466
	μ	8,409	8,041	1,692	1,288	1,651	0,654
	O	3,190	3,916	1,810	0,433	0,578	0,626

Tabela 9 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	8,246	11,287	3,042	1,743	3,145	1,402
	V2	7,132	11,056	3,923	3,711	2,104	1,607
	V3	5,853	6,335	0,482	1,817	2,436	0,620
	V4	7,491	8,351	0,860	2,332	1,270	1,062
	V5	12,034	8,175	3,858	4,154	2,259	1,895
	μ	8,151	9,041	2,433	2,752	2,243	1,317
	O	2,337	2,101	1,651	1,113	0,674	0,494
Joelho	V1	2,976	5,830	2,854	1,402	1,197	0,205
	V2	4,723	4,627	0,096	1,570	1,873	0,303
	V3	2,238	3,187	0,948	1,280	1,936	0,656
	V4	2,927	2,747	0,180	0,908	1,794	0,887
	V5	2,126	0,943	1,182	2,433	1,205	1,228
	μ	2,998	3,467	1,052	1,519	1,601	0,656
	O	1,039	1,864	1,112	0,566	0,369	0,421
Tornozelo	V1	2,676	1,756	0,920	1,066	1,399	0,333
	V2	2,184	2,379	0,195	1,299	1,482	0,182
	V3	1,991	2,909	0,918	1,568	2,341	0,773
	V4	1,652	1,453	0,199	1,016	0,938	0,078
	V5	2,737	1,420	1,317	1,040	1,288	0,248
	μ	2,248	1,984	0,710	1,198	1,489	0,323
	O	0,461	0,645	0,496	0,236	0,519	0,268

Tabela 10 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.1.2. M2 – Marcação de cabeça no público

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M2 podem ser observadas nas tabelas 11, 12 e 13, respectivamente. Já nas tabelas 14, 15 e 16 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Na posição M2, todas as médias observadas nas articulações do membro superior esquerdo foram menores do que as médias observadas do lado direito no eixo mediolateral. No eixo craniocaudal, apenas as médias da melhor e da pior tentativa do punho direito foram menores do que as médias observadas do lado esquerdo para as mesmas variáveis. Destacam-se os valores do punho direito no eixo anteroposterior. A respeito das articulações dos membros inferiores, o quadril esquerdo apresentou uma média menor na melhor tentativa no eixo mediolateral. O joelho e tornozelo direitos apresentaram médias menores do que as médias observadas na lateral esquerda. No eixo craniocaudal, todas as médias do joelho esquerdo e do tornozelo direito foram menores do que as médias da lateralidade oposta. Por fim, para o eixo anteroposterior, o quadril e o tornozelo direito apresentaram médias menores nas duas tentativas.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	9,395	19,351	9,956	18,316	37,627	19,312
	V2	11,622	17,618	5,997	20,604	33,177	12,572
	V3	7,191	13,280	6,089	14,874	25,154	10,280
	V4	6,897	8,174	1,278	15,693	24,575	8,882
	V5	5,159	5,130	0,029	17,171	17,455	0,284
	μ	8,053	12,711	4,670	17,332	27,598	10,266
	O	2,500	6,053	4,024	2,260	7,901	6,869
Cotovelo	V1	5,452	19,806	14,354	16,361	7,267	9,093
	V2	8,135	4,034	4,101	12,921	9,698	3,223
	V3	4,877	3,659	1,219	19,924	11,376	8,549
	V4	3,345	3,978	0,633	14,307	11,587	2,721
	V5	3,812	2,660	1,151	12,684	19,531	6,847
	μ	5,124	6,828	4,291	15,240	11,892	6,087
	O	1,879	7,276	5,787	2,999	4,607	2,967
Punho	V1	6,748	6,315	0,433	14,691	16,392	1,701
	V2	7,298	3,599	3,699	10,548	34,983	24,435
	V3	2,040	4,938	2,898	15,372	17,487	2,115
	V4	2,832	8,431	5,599	18,681	56,534	37,853
	V5	3,997	3,677	0,320	17,460	21,426	3,966
	μ	4,583	5,392	2,590	15,350	29,364	14,014
	O	2,342	2,028	2,246	3,124	16,898	16,364

Tabela 11 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Esquerdo				Direito			
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	26,484	21,633	4,850	35,026	38,264	3,239
	V2	22,521	29,307	6,787	14,969	33,423	18,454
	V3	17,101	26,712	9,612	20,453	43,835	23,383
	V4	25,486	17,361	8,125	19,799	22,087	2,288
	V5	22,467	12,905	9,562	23,375	33,207	9,833
	μ	22,812	21,584	7,787	22,724	34,163	11,439
	O	3,656	6,692	2,014	7,510	8,026	9,293
Cotovelo	V1	3,006	4,331	1,324	4,004	4,702	0,698
	V2	2,243	3,927	1,684	4,461	5,729	1,268
	V3	2,227	1,806	0,421	4,221	3,303	0,918
	V4	1,255	1,743	0,487	3,654	4,213	0,560
	V5	1,634	2,029	0,395	4,064	4,975	0,911
	μ	2,073	2,767	0,862	4,081	4,585	0,871
	O	0,668	1,256	0,601	0,297	0,902	0,268
Punho	V1	14,039	15,582	1,543	4,029	6,782	2,753
	V2	14,471	9,331	5,141	4,369	3,728	0,641
	V3	16,369	15,047	1,323	3,217	6,861	3,644
	V4	17,448	15,841	1,607	3,705	14,448	10,744
	V5	16,674	17,665	0,992	3,555	13,778	10,224
	μ	15,800	14,693	2,121	3,775	9,120	5,601
	O	1,472	3,155	1,705	0,442	4,736	4,592

Tabela 12 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Esquerdo				Direito			
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	16,334	17,928	1,593	16,435	24,220	7,785
	V2	18,982	18,128	0,854	25,803	38,003	12,200
	V3	13,834	23,115	-9,281	12,752	28,675	15,923
	V4	20,841	13,720	7,121	18,417	29,436	11,019
	V5	20,020	8,382	11,637	15,387	13,923	1,463
	μ	18,002	16,255	2,385	17,759	26,851	9,678
	O	2,883	5,517	7,860	4,939	8,781	5,437
Cotovelo	V1	7,918	10,378	-2,460	12,098	7,489	4,609
	V2	11,046	5,029	6,017	14,908	14,986	0,079
	V3	8,607	11,990	-3,384	16,829	15,235	1,595
	V4	10,601	7,023	3,578	15,284	15,123	0,161
	V5	11,006	11,658	-0,652	14,461	34,102	19,641
	μ	9,836	9,216	0,620	14,716	17,387	5,217
	O	1,467	3,056	4,032	1,713	9,911	8,269
Punho	V1	6,762	7,633	-0,871	268,745	339,948	71,202
	V2	6,837	3,163	3,673	389,338	389,460	0,122
	V3	2,982	4,372	-1,390	391,637	390,481	1,156
	V4	4,010	8,296	-4,286	396,277	367,113	29,163
	V5	4,409	2,210	2,199	385,265	395,917	10,652
	μ	5,000	5,135	-0,135	366,252	376,584	22,459
	O	1,723	2,704	3,134	54,653	23,262	29,635

Tabela 13 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	5,003	7,694	2,691	6,490	7,454	0,964
	V2	4,371	9,069	4,698	3,425	8,227	4,801
	V3	1,822	4,456	2,634	7,267	4,524	2,743
	V4	2,515	5,900	3,385	4,506	2,640	1,865
	V5	2,424	5,524	3,100	2,575	2,732	0,157
	μ	3,227	6,529	3,301	4,853	5,115	2,106
	O	1,377	1,838	0,839	1,991	2,613	1,791
Joelho	V1	6,773	5,721	1,052	3,367	2,417	0,949
	V2	8,390	15,451	7,061	2,948	2,147	0,801
	V3	3,193	5,941	2,749	6,618	2,721	3,897
	V4	4,657	2,453	2,204	5,703	2,458	3,245
	V5	5,425	5,046	0,379	1,947	3,823	1,875
	μ	5,687	6,922	2,689	4,117	2,713	2,154
	O	1,990	4,966	2,616	1,963	0,653	1,377
Tornozelo	V1	4,659	4,950	0,291	2,705	4,823	2,118
	V2	1,988	4,379	2,392	1,213	2,481	1,268
	V3	2,242	1,485	0,757	1,518	1,590	0,073
	V4	3,249	6,041	2,793	2,063	1,727	0,336
	V5	1,846	4,276	2,431	1,074	1,606	0,532
	μ	2,797	4,226	1,733	1,715	2,446	0,865
	O	1,177	1,685	1,126	0,671	1,379	0,829

Tabela 14 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,006	7,676	3,670	2,163	4,179	2,015
	V2	5,560	11,618	6,058	1,280	3,599	2,319
	V3	1,726	6,903	5,177	11,808	3,391	8,416
	V4	2,511	3,568	1,057	8,785	1,583	7,202
	V5	1,162	3,914	2,752	2,267	2,344	0,076
	μ	2,993	6,736	3,743	5,261	3,019	4,006
	O	1,789	3,269	1,976	4,735	1,041	3,603
Joelho	V1	1,574	2,088	0,514	3,654	4,123	0,469
	V2	3,576	4,415	0,840	3,480	4,786	1,306
	V3	2,194	2,743	0,549	7,070	3,009	4,060
	V4	1,412	1,911	0,499	5,988	1,996	3,992
	V5	1,881	3,262	1,381	1,572	4,094	2,522
	μ	2,128	2,884	0,756	4,353	3,602	2,470
	O	0,863	1,011	0,376	2,182	1,101	1,598
Tornozelo	V1	13,796	23,267	9,471	1,532	2,161	0,629
	V2	15,796	17,966	2,171	1,448	1,931	0,483
	V3	7,957	13,272	5,315	0,936	0,903	0,033
	V4	6,019	5,730	0,289	0,748	0,981	0,233
	V5	3,972	7,415	3,443	0,710	1,363	0,653
	μ	9,508	13,530	4,138	1,075	1,468	0,406
	O	5,078	7,294	3,500	0,390	0,562	0,267

Tabela 15 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	14,799	19,375	4,577	4,200	4,565	0,365
	V2	15,197	18,465	3,268	3,422	5,660	2,238
	V3	9,265	9,366	0,102	4,582	3,121	1,462
	V4	5,269	6,745	1,476	2,044	2,219	0,175
	V5	7,553	13,218	5,664	2,069	3,243	1,174
	μ	10,417	13,434	3,017	3,263	3,761	1,083
	O	4,418	5,522	2,257	1,178	1,352	0,841
	V1	4,359	10,787	6,428	2,898	2,500	0,398
Joelho	V2	6,196	5,855	0,341	1,761	3,186	1,426
	V3	3,723	4,422	0,699	9,260	1,429	7,831
	V4	2,932	3,821	0,890	6,957	1,360	5,597
	V5	2,985	4,857	1,872	1,940	1,768	0,172
	μ	4,039	5,949	2,046	4,563	2,049	3,085
	O	1,341	2,805	2,515	3,365	0,780	3,439
	V1	3,247	4,490	1,243	2,056	1,677	0,379
	V2	3,591	3,333	0,258	2,229	1,519	0,710
Tornozelo	V3	3,513	3,055	0,458	2,700	1,197	1,502
	V4	2,577	2,512	0,065	1,368	1,116	0,252
	V5	1,114	3,956	2,841	1,505	1,430	0,075
	μ	2,809	3,469	0,973	1,972	1,388	0,584
	O	1,028	0,772	1,136	0,544	0,231	0,564

Tabela 16 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.1.3. M3 – Marcação de cabeça teto

A ADM das articulações dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M3 podem ser observadas nas tabelas 17, 18 e 19, respectivamente. Já nas tabelas 20, 21 e 22 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Durante a posição M3, apenas a média da diferença entre as tentativas do ombro direito foi menor do que as demais médias da lateral esquerda no eixo mediolateral. As médias da melhor tentativa e da diferença entre tentativas do cotovelo direito foram menores do que as médias do membro superior esquerdo no eixo anteroposterior. Os valores do punho se destacam no eito anteroposterior. Para as articulações dos membros inferiores, apenas a média da pior tentativa do tornozelo esquerdo foi menor do que as demais médias do lado direito no eixo mediolateral. Todas as médias do membro inferior direito foram menores do que as médias do membro inferior esquerdo no eixo craniocaudal e no eixo anteroposterior.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	14,586	3,623	10,963	19,376	17,252	2,124
	V2	8,997	4,101	4,895	17,243	17,903	0,660
	V3	7,727	6,011	1,715	16,204	16,639	0,435
	V4	0,243	3,299	3,056	0,983	14,855	13,873
	V5	8,893	5,596	3,297	16,227	13,093	3,134
	μ	8,089	4,526	4,786	14,007	15,948	4,045
	O	5,133	1,209	3,633	7,394	1,959	5,603
Cotovelo	V1	4,694	3,587	1,107	7,901	10,506	2,605
	V2	1,971	4,768	2,797	13,568	13,130	0,438
	V3	2,345	2,476	0,130	18,070	12,965	5,105
	V4	0,119	3,207	3,087	0,581	14,186	13,605
	V5	3,778	3,297	0,481	13,545	13,132	0,413
	μ	2,581	3,467	1,520	10,733	12,784	4,433
	O	1,760	0,835	1,348	6,724	1,363	5,478
Punho	V1	11,719	4,078	7,641	11,215	12,611	1,396
	V2	11,698	9,837	1,861	9,967	12,409	2,442
	V3	3,735	4,504	0,768	17,372	8,609	8,764
	V4	0,068	7,127	7,060	1,205	11,388	10,183
	V5	4,169	3,529	0,639	12,464	8,776	3,688
	μ	6,278	5,815	3,594	10,445	10,759	5,294
	O	5,207	2,639	3,468	5,879	1,943	3,932

Tabela 17 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	20,393	29,130	8,737	26,636	38,569	11,933
	V2	18,389	21,081	2,692	21,869	24,334	2,465
	V3	26,983	26,082	0,901	25,253	24,047	1,205
	V4	1,210	15,861	14,652	0,777	20,879	20,102
	V5	23,780	10,471	13,309	32,020	18,824	13,195
	μ	18,151	20,525	8,058	21,311	25,331	9,780
	O	10,022	7,551	6,155	12,047	7,747	7,904
Cotovelo	V1	4,311	2,579	1,732	2,471	4,023	1,553
	V2	3,665	3,050	0,615	3,001	2,647	0,354
	V3	2,326	1,175	1,150	2,755	2,513	0,242
	V4	0,023	1,253	1,231	0,037	2,472	2,435
	V5	2,609	1,156	1,452	2,294	1,047	1,247
	μ	2,586	1,843	1,236	2,111	2,540	1,166
	O	1,641	0,903	0,414	1,191	1,054	0,905
Punho	V1	20,476	16,880	3,596	2,569	3,098	0,529
	V2	19,302	14,788	4,515	1,711	2,705	0,994
	V3	13,536	16,348	2,812	4,930	1,550	3,380
	V4	0,301	14,192	13,890	0,091	2,398	2,307
	V5	9,930	14,230	4,300	2,204	1,821	0,383
	μ	12,709	15,288	5,823	2,301	2,314	1,519
	O	8,157	1,248	4,559	1,748	0,633	1,288

Tabela 18 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	9,688	21,653	11,965	12,458	19,315	6,856
	V2	8,234	16,453	8,218	17,402	12,329	5,073
	V3	21,142	13,866	7,276	16,530	18,822	2,291
	V4	0,596	9,734	9,138	0,146	15,664	15,518
	V5	12,300	7,126	5,173	26,748	14,495	12,252
	μ	10,392	13,767	8,354	14,657	16,125	8,398
	O	7,421	5,696	2,498	9,652	2,946	5,392
Cotovelo	V1	18,268	8,788	9,480	11,536	10,678	0,858
	V2	18,156	4,801	13,356	12,300	12,235	0,065
	V3	8,862	9,315	0,453	12,546	9,001	3,544
	V4	0,103	4,557	4,454	0,037	11,216	11,178
	V5	6,553	5,313	1,240	13,652	7,549	6,102
	μ	10,389	6,555	5,797	10,014	10,136	4,350
	O	7,831	2,303	5,519	5,628	1,860	4,497
Punho	V1	4,529	3,517	1,011	381,387	395,208	13,821
	V2	3,794	9,387	5,593	407,404	223,317	184,087
	V3	4,304	2,919	1,385	419,874	312,565	107,308
	V4	0,007	7,612	7,605	0,249	306,384	306,135
	V5	5,158	4,287	0,871	389,925	392,073	2,148
	μ	3,558	5,545	3,293	319,768	325,909	122,700
	O	2,045	2,812	3,106	179,243	71,176	126,532

Tabela 19 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	6,736	6,419	0,317	2,305	2,240	0,066
	V2	3,414	5,557	2,143	3,121	1,523	1,598
	V3	6,195	5,044	1,152	2,867	2,354	0,513
	V4	0,059	4,494	4,436	0,107	1,827	1,720
	V5	4,472	5,610	1,139	2,826	3,317	0,491
	μ	4,175	5,425	1,837	2,245	2,252	0,878
	O	2,658	0,716	1,590	1,232	0,681	0,737
Joelho	V1	5,711	6,768	1,057	1,574	2,325	0,752
	V2	6,024	4,372	1,652	2,163	1,894	0,270
	V3	5,287	5,612	0,326	1,409	1,614	0,204
	V4	0,009	3,380	3,370	0,138	1,776	1,638
	V5	4,290	3,723	0,567	1,532	1,237	0,296
	μ	4,264	4,771	1,394	1,363	1,769	0,632
	O	2,467	1,404	1,216	0,744	0,398	0,603
Tornozelo	V1	4,546	1,852	2,694	2,320	1,565	0,755
	V2	1,277	1,485	0,207	1,711	2,588	0,878
	V3	2,129	1,378	0,750	1,612	2,047	0,435
	V4	0,045	1,551	1,506	0,091	1,647	1,555
	V5	1,562	2,676	1,113	2,138	2,349	0,212
	μ	1,912	1,788	1,254	1,574	2,039	0,767
	O	1,658	0,526	0,936	0,879	0,441	0,513

Tabela 20 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,225	4,844	0,619	2,213	2,436	0,224
	V2	4,060	3,551	0,509	1,919	2,378	0,459
	V3	3,897	3,675	0,222	1,094	1,335	0,241
	V4	0,090	2,312	2,223	0,038	1,370	1,332
	V5	2,985	4,846	1,861	2,204	1,272	0,932
	μ	3,051	3,846	1,087	1,494	1,758	0,638
	O	1,724	1,056	0,893	0,933	0,594	0,482
Joelho	V1	2,507	1,878	0,629	1,974	1,954	0,020
	V2	2,149	2,268	0,120	1,439	1,783	0,344
	V3	2,108	1,403	0,705	1,728	1,703	0,024
	V4	0,045	2,256	2,212	0,071	1,617	1,546
	V5	5,238	1,981	3,257	1,663	2,269	0,605
	μ	2,409	1,957	1,384	1,375	1,865	0,508
	O	1,855	0,354	1,306	0,753	0,258	0,630
Tornozelo	V1	10,162	9,931	0,232	1,269	1,236	0,033
	V2	7,418	9,944	2,526	1,088	1,674	0,586
	V3	5,760	9,670	3,910	1,739	1,673	0,066
	V4	0,119	3,315	3,195	0,124	1,403	1,279
	V5	4,523	8,938	4,415	1,608	0,975	0,633
	μ	5,596	8,359	2,856	1,166	1,392	0,519
	O	3,720	2,850	1,632	0,638	0,298	0,509

Tabela 21 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	14,985	7,795	7,190	1,977	2,289	0,312
	V2	7,888	9,968	2,080	2,286	2,283	0,003
	V3	8,063	10,371	2,308	2,276	1,224	1,052
	V4	0,249	8,399	8,150	0,059	2,139	2,080
	V5	10,139	7,139	3,000	1,523	3,244	1,721
	μ	8,265	8,734	4,545	1,624	2,236	1,034
	O	5,317	1,391	2,892	0,929	0,717	0,887
Joelho	V1	3,346	2,812	0,533	1,684	1,185	0,499
	V2	1,328	3,235	1,907	1,597	2,051	0,454
	V3	2,767	4,429	1,662	0,720	1,586	0,866
	V4	0,076	2,155	2,079	0,079	1,486	1,407
	V5	2,876	3,003	0,127	1,553	1,736	0,184
	μ	2,078	3,127	1,262	1,127	1,609	0,682
	O	1,350	0,831	0,875	0,703	0,319	0,473
Tornozelo	V1	6,224	3,126	3,098	1,120	1,301	0,181
	V2	4,289	4,139	0,150	1,277	1,109	0,168
	V3	2,408	2,669	0,261	1,052	0,851	0,200
	V4	0,082	1,944	1,862	0,040	1,001	0,961
	V5	4,278	4,096	0,182	0,840	1,193	0,353
	μ	3,456	3,195	1,111	0,866	1,091	0,373
	O	2,319	0,942	1,325	0,488	0,174	0,337

Tabela 22 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

5.1.1.1.4. M4 – Marcação de cabeça no chão

A ADM das articulações dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M4 podem ser observadas nas tabelas 23, 24 e 25, respectivamente. Já nas tabelas 26, 27 e 28 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Na posição M4, com exceção das médias da melhor tentativa e da diferença entre as tentativas do punho, todas as demais médias foram menores no membro superior esquerdo no eixo mediolateral. Já para o eixo craniocaudal, as três médias do cotovelo e punho direito foram menores do que as médias da lateral esquerda. No eixo anteroposterior, apenas as médias da melhor tentativa e da diferença entre tentativas do cotovelo direito foram menores. Para os membros inferiores, apenas a média da melhor tentativa do quadril esquerdo foi menor do que as médias da lateral direita no eixo mediolateral. Já para o eixo craniocaudal, as médias quadril esquerdo e da melhor tentativa do joelho esquerdo foram menores do que as do membro inferior direito. No eixo anteroposterior, apenas a média da melhor tentativa e da diferença entre tentativas do joelho esquerdo foram menores do que as médias da lateral direita.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,802	8,904	2,102	34,520	28,552	5,968
	V2	6,409	6,113	0,296	22,553	33,816	11,263
	V3	5,051	3,245	1,807	21,023	31,421	10,398
	V4	5,071	5,160	0,089	21,259	31,535	10,276
	V5	9,307	6,203	3,104	15,338	21,583	6,245
	μ	6,528	5,925	1,480	22,939	29,381	8,830
	O	1,740	2,047	1,272	7,045	4,743	2,517
Cotovelo	V1	3,705	3,849	0,144	15,289	6,708	8,581
	V2	3,940	2,746	1,194	7,586	13,973	6,388
	V3	8,070	2,187	5,883	9,091	9,202	0,112
	V4	5,248	3,360	1,888	11,214	9,151	2,063
	V5	3,852	1,912	1,941	8,208	11,243	3,035
	μ	4,963	2,811	2,210	10,278	10,056	4,036
	O	1,844	0,803	2,177	3,120	2,716	3,409
Punho	V1	9,258	4,541	4,717	9,601	12,199	2,597
	V2	13,503	3,748	9,755	14,619	15,836	1,217
	V3	13,509	2,035	11,474	11,625	14,484	2,859
	V4	91,659	3,005	88,655	14,128	15,020	0,893
	V5	22,102	2,424	19,678	8,795	15,850	7,055
	μ	30,006	3,150	26,856	11,753	14,678	2,924
	O	34,780	1,010	34,964	2,610	1,501	2,461

Tabela 23 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	8,265	18,035	9,770	40,265	37,869	2,396
	V2	15,449	13,516	1,933	21,954	38,107	16,152
	V3	14,211	14,911	0,700	25,136	33,676	8,540
	V4	10,179	12,385	2,206	19,474	11,440	8,034
	V5	17,789	13,049	4,740	18,347	29,704	11,356
	μ	13,179	14,379	3,870	25,035	30,159	9,296
	O	3,893	2,244	3,610	8,904	11,018	5,026
Cotovelo	V1	2,944	1,786	1,158	4,976	3,618	1,358
	V2	3,277	2,036	1,241	3,876	3,565	0,311
	V3	12,840	1,735	11,105	3,049	3,345	0,296
	V4	11,208	1,759	9,449	2,896	4,731	1,835
	V5	8,071	2,339	5,732	3,075	2,250	0,825
	μ	7,668	1,931	5,737	3,574	3,502	0,925
	O	4,787	0,222	4,675	2,470	3,266	1,941
Punho	V1	24,088	19,208	4,880	7,805	7,076	0,729
	V2	30,732	16,336	14,397	3,946	6,048	2,102
	V3	59,334	15,419	43,915	3,095	5,846	2,751
	V4	52,284	12,595	39,689	4,032	2,737	1,295
	V5	30,946	16,130	14,817	2,791	4,249	1,457
	μ	39,477	15,937	23,539	4,334	5,191	1,667
	O	15,366	2,363	17,203	2,013	1,705	0,779

Tabela 24 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	5,580	7,407	1,827	31,227	24,307	6,920
	V2	7,222	5,881	1,341	15,082	20,747	5,665
	V3	8,535	6,508	2,027	10,338	27,437	17,099
	V4	6,621	5,273	1,348	13,038	33,417	20,379
	V5	6,011	4,129	1,882	14,162	12,890	1,272
	μ	6,794	5,840	1,685	16,769	23,760	10,267
	O	1,154	1,240	0,319	8,276	7,654	8,096
Cotovelo	V1	13,489	8,213	5,276	16,966	11,129	5,836
	V2	22,085	8,263	13,822	13,434	10,065	3,369
	V3	85,593	5,956	79,637	11,964	13,754	1,790
	V4	112,743	6,304	106,439	10,312	10,163	0,149
	V5	42,972	7,823	35,149	12,025	11,262	0,763
	μ	55,377	7,312	48,065	12,940	11,275	2,381
	O	42,488	1,099	43,516	2,507	1,489	2,284
Punho	V1	11,277	2,823	8,454	396,214	346,792	49,422
	V2	12,913	3,661	9,252	389,702	3,462	386,240
	V3	89,131	3,540	85,591	279,224	229,909	49,315
	V4	358,307	3,201	355,107	344,794	3,416	341,378
	V5	43,877	2,288	41,589	399,153	2,846	396,307
	μ	103,101	3,103	99,998	361,818	117,285	244,533
	O	146,115	0,560	146,043	51,152	161,536	179,356

Tabela 25 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	3,212	5,860	2,649	3,831	2,268	1,562
	V2	2,457	3,132	0,675	5,087	1,332	3,756
	V3	3,156	4,267	1,111	1,105	1,841	0,736
	V4	2,332	5,303	2,970	5,591	2,556	3,035
	V5	3,580	2,169	1,411	5,415	2,434	2,980
	μ	2,947	4,146	1,763	4,206	2,086	2,414
	O	0,532	1,519	0,997	1,865	0,501	1,230
Joelho	V1	4,137	3,460	0,677	2,733	1,386	1,347
	V2	2,702	3,826	1,124	6,488	1,958	4,530
	V3	2,416	6,880	4,465	1,425	2,790	1,365
	V4	2,346	4,211	1,865	5,794	2,393	3,400
	V5	4,321	3,915	0,406	5,100	2,051	3,049
	μ	3,184	4,458	1,707	4,308	2,116	2,738
	O	0,965	1,380	1,637	2,144	0,523	1,375
Tornozelo	V1	4,181	3,604	0,576	2,032	1,981	0,050
	V2	1,397	2,054	0,657	2,346	1,447	0,900
	V3	2,147	2,044	0,104	2,188	2,090	0,098
	V4	0,710	2,929	2,220	2,129	1,129	1,000
	V5	1,850	0,920	0,929	3,147	0,545	2,602
	μ	2,057	2,310	0,897	2,368	1,438	0,930
	O	1,305	1,016	0,797	0,450	0,635	1,033

Tabela 26 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	2,980	3,416	0,436	1,477	1,441	0,037
	V2	3,789	1,855	1,934	11,570	1,030	10,541
	V3	1,519	2,584	1,065	1,345	3,353	2,008
	V4	1,528	4,181	2,653	6,897	1,260	5,636
	V5	2,306	1,548	0,758	6,316	1,064	5,252
	μ	2,424	2,717	1,369	5,521	1,630	4,695
	O	0,976	1,091	0,909	4,269	0,977	4,009
Joelho	V1	2,912	3,065	0,153	2,829	1,945	0,884
	V2	2,504	3,096	0,591	7,345	1,723	5,622
	V3	1,207	5,091	3,884	1,406	2,470	1,064
	V4	1,666	2,668	1,002	7,281	2,888	4,393
	V5	3,640	3,670	0,031	6,573	2,014	4,559
	μ	2,386	3,518	1,132	5,087	2,208	3,305
	O	0,971	0,949	1,585	2,774	0,467	2,180
Tornozelo	V1	8,143	13,700	5,557	1,570	0,905	0,665
	V2	6,955	17,431	10,476	2,451	1,700	0,750
	V3	4,996	16,029	11,033	0,919	1,026	0,107
	V4	4,328	17,946	13,618	2,059	0,980	1,079
	V5	7,844	15,758	7,914	1,814	1,968	0,155
	μ	6,453	16,173	9,720	1,762	1,316	0,551
	O	1,709	1,661	3,085	0,573	0,485	0,414

Tabela 27 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	7,679	10,054	2,375	1,583	2,792	1,210
	V2	7,310	7,782	0,472	8,924	2,011	6,913
	V3	5,840	11,033	5,193	1,653	3,085	1,432
	V4	4,012	9,765	5,753	3,441	2,640	0,802
	V5	12,196	7,077	5,118	5,540	1,897	3,642
	μ	7,407	9,142	3,782	4,228	2,485	2,800
	O	3,041	1,651	2,269	3,083	0,512	2,551
Joelho	V1	3,677	5,674	1,997	1,541	1,287	0,255
	V2	3,776	7,636	3,860	15,219	1,497	13,722
	V3	2,917	6,486	3,569	2,390	1,286	1,104
	V4	2,695	6,885	4,190	5,737	1,343	4,394
	V5	4,550	7,542	2,992	5,050	1,662	3,388
	μ	3,523	6,845	3,321	5,988	1,415	4,573
	O	0,741	0,808	0,861	5,452	0,163	5,381
Tornozelo	V1	2,098	1,863	0,235	1,394	1,251	0,144
	V2	2,283	2,657	0,374	3,328	1,349	1,978
	V3	1,671	3,219	1,548	1,593	0,904	0,689
	V4	1,443	2,431	0,988	2,114	1,027	1,087
	V5	4,163	2,285	1,878	1,537	1,701	0,164
	μ	2,332	2,491	1,005	1,993	1,246	0,812
	O	1,077	0,499	0,716	0,794	0,309	0,761

Tabela 28 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.2 Sujeito 2

6.1.1.2.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M1 podem ser observadas nas tabelas 29, 30 e 31, respectivamente. Já nas tabelas 32, 33 e 34 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Foram observadas médias maiores nas articulações do ombro e cotovelo direitos no eixo mediolateral. No eixo craniocaudal, as médias do punho esquerdo foram maiores que as outras médias da lateral direita. Já para o anteroposterior, as médias do ombro esquerdo foram menores do que as do ombro direito. Além disso, as médias do cotovelo e do punho direito foram menores do que as médias correspondentes na lateral esquerda. Para os membros inferiores, as médias da lateral esquerda foram menores no eixo mediolateral. No eixo craniocaudal, apenas as médias do tornozelo direito foram menores do que as demais médias da lateral esquerda. No anteroposterior, as médias do joelho e do tornozelo esquerdo foram menores do que as médias observadas no lado direito.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (º)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	18,803	21,763	2,959	32,276	64,878	32,601
	V2	19,939	27,345	7,405	28,748	72,729	43,981
	V3	20,227	21,371	1,144	21,609	60,523	38,914
	V4	14,916	20,278	5,362	32,273	63,715	31,442
	V5	20,187	21,514	1,326	28,709	61,873	33,164
	μ	18,815	22,454	3,639	28,723	64,743	36,020
	O	2,255	2,792	2,701	4,354	4,767	5,305
Cotovelo	V1	7,161	9,423	2,262	16,603	18,394	1,791
	V2	6,591	8,901	2,310	28,580	18,414	10,166
	V3	9,766	3,282	6,484	20,005	16,153	3,852
	V4	6,801	4,073	2,728	18,499	13,688	4,812
	V5	5,243	5,339	0,096	19,572	13,812	5,760
	μ	7,112	6,203	2,776	20,652	16,092	5,276
	O	1,651	2,805	2,314	4,622	2,328	3,104
Punho	V1	17,641	8,599	9,042	14,437	20,750	6,313
	V2	12,378	12,047	0,331	21,009	14,651	6,359
	V3	51,841	3,936	47,905	20,101	13,366	6,734
	V4	13,590	5,244	8,346	17,194	16,370	0,824
	V5	8,708	9,357	0,648	11,452	18,750	7,298
	μ	20,832	7,836	13,255	16,838	16,777	5,506
	O	17,626	3,262	19,802	3,967	3,000	2,647

Tabela 29 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (º)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	3,795	6,663	2,868	15,780	28,552	12,773
	V2	6,709	9,918	3,210	29,177	23,854	5,323
	V3	7,368	9,377	2,010	24,875	22,314	2,560
	V4	2,230	8,417	6,187	18,838	27,923	9,086
	V5	4,754	11,975	7,221	21,698	29,872	8,174
	μ	4,971	9,270	4,299	22,073	26,503	7,583
	O	2,104	1,954	2,268	5,209	3,245	3,869
Cotovelo	V1	3,102	3,340	0,238	9,201	9,586	0,385
	V2	2,234	2,610	0,375	9,276	11,755	2,479
	V3	3,624	3,284	0,339	8,220	7,769	0,451
	V4	2,418	2,501	0,083	23,652	6,171	17,481
	V5	1,676	1,998	0,322	5,905	7,362	1,457
	μ	2,611	2,747	0,272	11,251	8,528	4,451
	O	0,762	0,566	0,117	7,065	2,181	7,334
Punho	V1	57,150	17,849	39,301	5,994	4,450	1,544
	V2	34,139	24,891	9,249	8,835	5,819	3,016
	V3	93,816	14,041	79,775	6,935	7,059	0,125
	V4	52,014	17,762	34,252	9,324	8,032	1,292
	V5	27,435	21,640	5,795	3,104	6,757	3,654
	μ	52,911	19,236	33,674	6,838	6,424	1,926
	O	25,949	4,149	29,712	2,492	1,357	1,411

Tabela 30 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	5,127	8,101	2,974	18,880	35,251	16,371
	V2	4,474	9,417	4,943	17,818	35,364	17,546
	V3	4,601	6,643	2,042	28,737	34,810	6,073
	V4	8,703	8,008	0,695	47,569	33,739	13,830
	V5	6,989	7,557	0,568	23,651	21,895	1,757
	μ	5,979	7,945	2,244	27,331	32,212	11,115
	O	1,826	1,005	1,808	12,114	5,803	6,880
Cotovelo	V1	51,743	10,274	41,469	10,651	9,650	1,001
	V2	21,697	12,651	9,046	15,865	6,231	9,634
	V3	59,567	8,186	51,381	12,576	7,257	5,319
	V4	39,233	11,082	28,151	14,811	12,693	2,118
	V5	16,196	9,091	7,105	8,329	10,434	2,105
	μ	37,687	10,257	27,431	12,446	9,253	4,035
	O	18,683	1,736	19,509	3,061	2,574	3,521
Punho	V1	384,877	396,113	11,236	8,579	9,960	1,381
	V2	376,819	388,979	12,160	7,094	10,459	3,365
	V3	395,870	350,882	44,988	8,574	9,364	0,790
	V4	381,747	397,054	15,306	6,454	9,586	216,869
	V5	381,700	394,758	13,058	7,138	10,273	3,136
	μ	384,202	385,557	19,350	7,568	9,928	45,108
	O	7,131	19,636	14,411	0,960	0,457	96,023

Tabela 31 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	2,162	4,183	2,021	4,103	8,942	4,839
	V2	2,579	3,620	1,041	5,756	2,773	2,983
	V3	1,715	4,604	2,888	2,218	2,682	0,464
	V4	2,403	3,004	0,601	4,989	3,172	1,816
	V5	3,605	2,622	0,982	2,506	2,922	0,416
	μ	2,493	3,606	1,507	3,914	4,098	2,104
	O	0,701	0,815	0,933	1,536	2,714	1,862
Joelho	V1	3,224	6,221	2,997	8,069	8,930	0,861
	V2	4,993	2,361	2,632	5,929	5,040	0,889
	V3	2,357	3,527	1,170	3,550	5,736	2,186
	V4	5,118	3,194	1,924	5,626	2,915	2,710
	V5	3,607	3,693	0,086	3,866	3,354	0,512
	μ	3,860	3,799	1,762	5,408	5,195	1,432
	O	1,183	1,448	1,169	1,818	2,390	0,958
Tornozelo	V1	3,616	2,824	0,791	7,868	6,001	1,867
	V2	4,068	4,018	0,050	6,890	3,863	3,027
	V3	3,404	4,001	0,597	2,148	3,610	1,462
	V4	4,109	2,993	1,116	5,034	3,831	1,203
	V5	3,855	2,208	1,646	2,677	2,485	0,193
	μ	3,810	3,209	0,840	4,924	3,958	1,551
	O	0,300	0,787	0,594	2,515	1,274	1,031

Tabela 32 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	3,658	4,681	1,023	3,243	7,559	4,317
	V2	4,635	1,262	3,373	8,239	4,907	3,332
	V3	2,825	3,955	1,130	5,525	3,909	1,616
	V4	2,427	2,060	0,367	4,097	5,045	0,948
	V5	4,250	1,968	2,282	4,387	6,025	1,638
	μ	3,559	2,785	1,635	5,098	5,489	2,370
	O	0,931	1,456	1,191	1,936	1,379	1,400
Joelho	V1	2,562	2,956	0,394	5,861	14,527	8,666
	V2	2,515	1,781	0,734	14,887	4,024	10,863
	V3	2,140	1,912	0,228	3,888	3,945	0,058
	V4	3,858	3,437	0,421	4,253	5,920	1,667
	V5	4,172	3,310	0,862	4,953	6,609	1,656
	μ	3,049	2,679	0,528	6,768	7,005	4,582
	O	0,903	0,782	0,262	4,600	4,364	4,839
Tornozelo	V1	5,077	14,612	9,535	3,740	2,981	0,759
	V2	12,276	13,917	1,641	4,909	4,947	0,038
	V3	5,558	11,822	6,264	3,401	2,466	0,936
	V4	18,677	9,914	8,763	5,267	6,112	0,845
	V5	4,399	7,860	3,461	3,614	1,467	2,147
	μ	9,197	11,625	5,933	4,186	3,595	0,945
	O	6,176	2,798	3,377	0,842	1,894	0,760

Tabela 33 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,722	8,769	4,047	2,979	15,472	12,493
	V2	10,926	5,885	5,040	8,146	4,335	3,811
	V3	5,078	9,903	4,825	2,508	6,061	3,552
	V4	20,597	5,319	15,278	5,209	7,536	2,327
	V5	8,020	6,867	1,154	6,724	6,979	0,255
	μ	9,869	7,349	6,069	5,113	8,076	4,488
	O	6,501	1,939	5,377	2,405	4,308	4,690
Joelho	V1	3,281	3,018	0,263	25,645	21,148	4,497
	V2	4,741	4,777	0,037	17,503	13,290	4,213
	V3	3,639	3,989	0,350	7,915	11,378	3,463
	V4	8,156	2,791	5,365	14,899	11,265	3,634
	V5	6,534	2,999	3,535	11,957	9,354	2,603
	μ	5,270	3,515	1,910	15,584	13,287	3,682
	O	2,051	0,845	2,410	6,659	4,610	0,735
Tornozelo	V1	2,812	9,807	6,995	25,150	18,517	6,634
	V2	7,722	5,889	1,834	22,976	13,249	9,727
	V3	4,647	4,412	0,235	5,723	10,187	4,464
	V4	5,121	4,051	1,070	13,877	11,051	2,826
	V5	3,975	5,712	1,737	6,885	7,330	0,444
	μ	4,856	5,974	2,374	14,922	12,067	4,819
	O	1,822	2,286	2,661	8,941	4,184	3,557

Tabela 34 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.2.2. M2 – Marcação de cabeça no público

A ADM das articulações dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M2 podem ser observadas nas tabelas 35, 36 e 37 respectivamente. Já nas tabelas 38, 39 e 40 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Na posição M2, as articulações do ombro e do cotovelo esquerdo apresentaram variações menores no eixo mediolateral. No eixo craniocaudal, as médias do ombro e cotovelo esquerdos e do punho direito foram menores do que as médias da lateral oposta. Por sua vez, no anteroposterior, as médias do ombro esquerdo e do cotovelo e punho direito foram menores. Em relação aos membros inferiores, todas as médias foram menores na lateral esquerda no eixo mediolateral. Já para o eixo craniocaudal, as articulações do quadril e joelho esquerdo e do tornozelo direito foram menores. Por fim, as articulações do quadril direito e do joelho e do tornozelo esquerdos foram menores no anteroposterior.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	20,778	30,224	9,446	71,074	39,760	31,315
	V2	14,146	27,265	13,119	44,263	44,022	0,241
	V3	15,029	22,156	7,128	30,780	36,064	5,284
	V4	8,583	23,176	14,592	29,431	28,453	0,978
	V5	11,692	17,643	5,952	14,705	44,364	29,659
	μ	14,045	24,093	10,047	38,051	38,532	13,495
	O	4,519	4,843	3,734	21,221	6,583	15,641
Cotovelo	V1	7,484	5,411	2,073	6,120	16,763	10,643
	V2	10,324	6,422	3,903	15,201	24,181	8,980
	V3	8,249	5,440	2,809	14,439	19,661	5,221
	V4	11,653	6,942	4,710	8,539	15,572	7,033
	V5	6,915	7,424	0,509	12,157	11,842	0,315
	μ	8,925	6,328	2,801	11,291	17,604	6,438
	O	1,998	0,897	1,631	3,881	4,624	3,983
Punho	V1	7,721	4,852	2,868	27,319	21,106	6,213
	V2	36,543	35,101	1,442	24,462	24,850	0,388
	V3	83,014	5,885	77,129	17,968	26,047	8,078
	V4	140,270	6,989	133,281	13,960	9,871	4,089
	V5	13,108	18,931	5,824	20,289	18,217	2,072
	μ	56,131	14,352	44,109	20,800	20,018	4,168
	O	55,634	12,919	59,222	5,267	6,463	3,089

Tabela 35 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	10,796	5,986	4,810	25,654	29,286	3,632
	V2	8,073	4,687	3,386	28,115	32,694	4,579
	V3	7,372	5,614	1,757	30,070	31,754	1,685
	V4	6,807	7,156	0,350	24,025	25,972	1,948
	V5	3,608	3,375	0,233	18,828	11,085	7,744
	μ	7,331	5,364	2,107	25,338	26,158	3,917
	O	2,583	1,421	1,979	4,310	8,818	2,451
	V1	4,256	2,621	1,636	6,918	10,292	3,375
Cotovelo	V2	2,183	4,078	1,895	6,363	11,635	5,271
	V3	2,070	4,121	2,051	5,533	7,730	2,197
	V4	2,229	3,089	0,859	4,891	8,523	3,632
	V5	1,555	3,507	1,952	3,258	11,595	8,336
	μ	2,459	3,483	1,679	5,393	9,955	4,562
	O	1,040	0,644	0,483	1,423	1,777	2,378
	V1	17,905	17,475	0,430	4,495	7,684	3,189
	V2	51,239	47,514	3,725	8,745	8,859	0,114
Punho	V3	69,153	26,962	42,191	7,208	9,877	2,669
	V4	70,981	21,628	49,353	9,362	7,815	1,547
	V5	30,539	51,063	20,524	9,056	8,596	0,460
	μ	47,964	32,929	23,245	7,773	8,566	1,596
	O	23,434	15,360	22,077	2,011	0,887	1,340

Tabela 36 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	9,268	6,234	3,034	36,2619	23,8362	12,426
	V2	5,750	7,389	1,640	13,4671	17,5251	4,058
	V3	5,941	6,331	0,390	64,556	54,469	10,087
	V4	4,463	8,054	3,592	21,704	32,86	11,156
	V5	3,174	7,637	4,464	12,317	34,657	22,340
	μ	5,719	7,129	2,624	29,661	32,669	12,013
	O	2,275	0,809	1,616	21,723	14,023	6,606
	V1	13,671	11,855	1,815	12,236	11,615	0,621
Cotovelo	V2	37,182	48,631	11,449	11,902	14,458	2,556
	V3	62,015	18,328	43,687	12,399	11,619	0,780
	V4	121,783	12,807	108,976	10,127	12,410	2,283
	V5	15,440	43,283	27,844	11,150	10,582	0,568
	μ	50,018	26,981	38,754	11,563	12,137	1,362
	O	44,653	17,600	42,381	0,935	1,451	0,974
	V1	378,235	368,707	9,528	11,299	6,287	5,013
	V2	367,100	365,421	1,679	9,082	14,454	5,373
Punho	V3	376,591	392,411	15,819	8,792	11,101	2,309
	V4	378,638	366,248	12,389	9,595	9,752	0,157
	V5	383,074	315,268	67,806	9,552	11,097	1,545
	μ	376,727	361,611	21,444	9,664	10,538	2,879
	O	5,893	28,208	26,437	0,974	2,944	2,252

Tabela 37 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	2,874	3,719	0,845	4,240	2,881	1,359
	V2	2,634	4,322	1,688	3,674	1,945	1,729
	V3	2,576	4,207	1,631	2,605	4,725	2,121
	V4	2,841	4,206	1,365	1,419	6,963	5,544
	V5	2,300	3,255	0,956	2,375	7,461	5,086
	μ	2,645	3,942	1,297	2,863	4,795	3,168
	O	0,232	0,449	0,384	1,112	2,429	1,985
Joelho	V1	3,796	8,783	4,987	10,073	3,602	6,472
	V2	6,222	5,402	0,820	4,115	3,734	0,381
	V3	3,930	4,369	0,439	3,960	9,607	5,647
	V4	3,072	3,248	0,176	2,421	7,573	5,152
	V5	4,476	6,399	1,922	3,210	5,311	2,101
	μ	4,299	5,640	1,669	4,756	5,965	3,950
	O	1,186	2,112	1,971	3,048	2,590	2,590
Tornozelo	V1	2,474	3,366	0,892	7,957	5,257	2,699
	V2	4,325	4,802	0,477	3,255	8,075	4,820
	V3	2,990	3,303	0,313	3,172	5,432	2,260
	V4	4,311	5,915	1,604	3,696	4,603	0,907
	V5	2,884	4,528	1,644	5,759	9,344	3,585
	μ	3,397	4,383	0,986	4,768	6,542	2,854
	O	0,863	1,089	0,619	2,070	2,052	1,463

Tabela 38 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,412	3,132	1,280	3,428	4,759	1,331
	V2	3,685	6,362	2,677	8,683	4,151	4,532
	V3	3,254	8,439	5,185	1,996	10,928	8,933
	V4	2,328	3,485	1,157	4,196	11,065	6,869
	V5	3,873	6,783	2,910	6,383	11,199	4,816
	μ	3,510	5,640	2,642	4,937	8,420	5,296
	O	0,781	2,269	1,628	2,627	3,628	2,839
Joelho	V1	2,397	1,543	0,854	5,556	5,369	0,186
	V2	5,346	2,806	2,540	9,706	10,498	0,792
	V3	3,515	2,168	1,348	3,895	13,397	9,502
	V4	2,368	1,879	0,489	3,324	13,979	10,655
	V5	5,413	3,204	2,209	6,091	16,567	10,476
	μ	3,808	2,320	1,488	5,714	11,962	6,322
	O	1,508	0,678	0,873	2,506	4,270	5,347
Tornozelo	V1	12,857	11,759	1,098	2,679	3,552	0,873
	V2	9,660	12,264	2,605	4,668	7,020	2,352
	V3	8,432	11,282	2,849	2,852	4,065	1,213
	V4	8,484	13,606	5,123	2,327	4,853	2,525
	V5	5,358	20,871	15,513	2,729	4,274	1,545
	μ	8,958	13,957	5,438	3,051	4,753	1,702
	O	2,700	3,962	5,813	0,925	1,351	0,716

Tabela 39- Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	7,565	14,935	7,369	3,325	4,613	1,288
	V2	11,319	16,032	4,713	8,700	2,603	6,097
	V3	7,319	9,643	2,324	2,404	11,099	8,695
	V4	7,176	12,596	5,420	3,212	11,452	8,239
	V5	9,092	26,233	17,140	2,660	11,608	8,948
	μ	8,494	15,888	7,393	4,060	8,275	6,653
	O	1,755	6,280	5,740	2,621	4,323	3,203
Joelho	V1	3,860	2,646	1,214	27,749	21,133	6,616
	V2	4,733	5,483	0,750	11,191	25,631	14,440
	V3	5,087	4,626	0,460	7,815	16,058	8,243
	V4	4,650	5,325	0,676	10,741	12,195	1,454
	V5	2,444	7,612	5,169	13,719	21,498	7,779
	μ	4,155	5,139	1,654	14,243	19,303	7,706
	O	1,056	1,785	1,984	7,836	5,226	4,635
Tornozelo	V1	9,797	7,136	2,660	23,727	17,248	6,480
	V2	3,804	2,327	1,477	7,678	27,107	19,429
	V3	2,789	6,542	3,753	6,196	17,241	11,045
	V4	3,718	4,753	1,036	9,812	12,234	2,422
	V5	2,377	10,942	8,565	15,506	27,036	11,530
	μ	4,497	6,340	3,498	12,584	20,173	10,181
	O	3,024	3,181	3,024	7,164	6,621	6,364

Tabela 40 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.2.3. M3 – Marcação de cabeça teto

A ADM das articulações dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M3 podem ser observadas nas tabelas 41, 42 e 43, respectivamente. Já nas tabelas 44, 45 e 46 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Na posição M3, as médias da lateral esquerda foram menores do que as médias da lateral esquerda no eixo mediolateral. No eixo craniocaudal, as médias do ombro e cotovelo esquerdo e do punho direito foram as menores. Já no anteroposterior, o ombro direito apresentou as menores médias. Os valores do punho se destacam. Em relação aos membros inferiores, as menores médias foram observadas no quadril esquerdo e no joelho direito para o eixo mediolateral. No eixo craniocaudal, as médias do quadril e joelho esquerdos e do tornozelo direito foram as menores. Para o anteroposterior, o quadril direito e o joelho esquerdo apresentaram médias menores. Para o tornozelo, as médias da melhor e da pior tentativa da lateral esquerda foram menores.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (º)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	17,081	13,313	3,768	49,870	34,384	15,485
	V2	9,321	20,684	11,364	42,304	46,801	4,498
	V3	7,842	20,815	12,973	30,767	73,544	42,777
	V4	20,329	17,317	3,012	51,099	25,511	25,589
	V5	11,862	18,036	6,174	19,196	32,936	13,740
	μ	13,287	18,033	7,458	38,647	42,635	20,418
	O	5,277	3,064	4,492	13,554	18,895	14,569
Cotovelo	V1	5,975	4,128	1,846	6,562	15,245	8,682
	V2	3,831	7,385	3,554	13,427	19,578	6,151
	V3	2,233	3,725	1,493	11,197	17,934	6,737
	V4	3,246	5,966	2,721	24,272	11,552	12,720
	V5	6,250	5,077	1,173	17,534	23,335	5,801
	μ	4,307	5,256	2,157	14,598	17,529	8,018
	O	1,747	1,473	0,972	6,703	4,444	2,854
Punho	V1	5,013	1,624	3,389	8,401	20,305	11,904
	V2	4,982	8,293	3,311	14,629	15,165	0,536
	V3	5,215	2,362	2,853	12,753	26,553	13,800
	V4	5,096	18,184	13,088	16,489	29,116	12,627
	V5	10,289	7,747	2,542	15,397	11,925	3,472
	μ	6,119	7,642	5,036	13,534	20,613	8,468
	O	2,333	6,627	4,514	3,176	7,294	6,029

Tabela 41 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (º)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,802	8,059	1,256	18,159	19,404	1,245
	V2	4,712	6,592	1,880	16,488	22,960	6,472
	V3	7,046	6,938	0,108	12,652	24,773	12,121
	V4	9,563	8,788	0,775	16,416	14,929	1,487
	V5	9,507	12,015	2,507	17,189	14,784	2,405
	μ	7,526	8,478	1,305	16,180	19,370	4,746
	O	2,046	2,163	0,934	2,094	4,551	4,629
Cotovelo	V1	1,946	1,788	0,158	3,934	5,967	2,033
	V2	2,313	5,637	3,324	5,268	3,854	1,413
	V3	2,358	3,440	1,082	6,362	8,268	1,906
	V4	3,115	2,699	0,416	6,649	4,634	2,015
	V5	2,021	2,669	0,648	5,821	6,039	0,218
	μ	2,351	3,247	1,126	5,607	5,752	1,517
	O	0,463	1,459	1,275	1,074	1,682	0,769
Punho	V1	10,973	6,378	4,595	9,381	6,604	2,776
	V2	12,130	9,907	2,223	8,043	10,541	2,498
	V3	11,744	5,645	6,099	7,415	5,440	1,975
	V4	11,521	41,234	29,714	11,325	7,845	3,480
	V5	24,591	11,934	12,657	6,981	9,060	2,080
	μ	14,192	15,020	11,058	8,629	7,898	2,562
	O	5,828	14,878	11,124	1,758	2,003	0,606

Tabela 42 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	8,260	13,598	5,339	35,694	35,676	0,018
	V2	8,004	7,108	0,896	36,283	31,620	4,663
	V3	6,806	8,247	1,441	36,863	34,154	2,709
	V4	10,569	6,756	3,813	34,855	31,811	3,044
	V5	8,827	8,639	0,188	34,958	37,324	2,366
	μ	8,493	8,870	2,335	35,731	34,117	2,560
	O	1,375	2,756	2,161	0,859	2,463	1,672
Cotovelo	V1	8,448	4,416	4,032	7,201	11,382	4,182
	V2	8,428	13,223	4,795	10,479	14,094	3,615
	V3	8,035	6,589	1,446	10,108	10,501	0,394
	V4	8,441	30,852	22,412	15,290	9,142	6,148
	V5	13,947	8,745	5,202	9,310	11,657	2,347
	μ	9,460	12,765	7,578	10,477	11,356	3,337
	O	2,515	10,623	8,420	2,975	1,818	2,141
Punho	V1	386,966	385,480	1,486	9,438	378,462	369,024
	V2	375,062	375,091	0,028	58,310	8,702	49,608
	V3	391,251	250,669	140,582	172,137	223,932	51,795
	V4	220,644	57,634	163,010	222,896	270,619	47,723
	V5	358,100	64,218	293,882	5,434	361,249	355,815
	μ	346,405	226,618	119,798	93,643	248,593	174,793
	O	71,467	160,304	123,437	98,726	148,491	171,349

Tabela 43 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	3,200	7,220	4,019	1,572	9,989	8,417
	V2	2,268	5,464	3,196	8,508	5,648	2,861
	V3	3,098	4,402	1,304	2,222	2,630	0,408
	V4	1,931	4,406	2,475	3,823	7,250	3,427
	V5	3,411	2,437	0,974	1,492	5,116	3,624
	μ	2,782	4,786	2,394	3,523	6,127	3,747
	O	0,644	1,746	1,274	2,940	2,723	2,909
Joelho	V1	4,556	5,189	0,632	2,034	4,491	2,457
	V2	7,044	6,050	0,994	10,537	5,865	4,672
	V3	3,546	11,273	7,727	1,986	3,618	1,633
	V4	6,354	11,411	5,057	3,662	9,172	5,510
	V5	3,781	5,553	1,772	5,465	6,479	1,013
	μ	5,056	7,895	3,237	4,737	5,925	3,057
	O	1,565	3,162	3,059	3,543	2,135	1,949
Tornozelo	V1	1,230	5,252	4,021	4,238	2,628	1,610
	V2	2,922	3,956	1,034	3,131	2,116	1,015
	V3	1,185	3,598	2,413	2,151	2,460	0,309
	V4	2,396	4,868	2,472	1,977	2,662	0,684
	V5	2,395	4,325	1,930	4,594	5,008	0,414
	μ	2,026	4,400	2,374	3,218	2,975	0,806
	O	0,777	0,669	1,086	1,185	1,157	0,526

Tabela 44 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	3,774	3,205	0,569	4,580	6,195	1,615
	V2	4,518	2,371	2,147	8,408	6,713	1,696
	V3	1,927	3,932	2,005	7,727	5,985	1,742
	V4	5,874	3,449	2,424	0,969	8,481	7,512
	V5	4,486	4,593	0,108	4,629	9,207	4,578
	μ	4,116	3,510	1,451	5,263	7,316	3,429
	O	1,440	0,828	1,039	2,970	1,443	2,604
Joelho	V1	2,123	2,801	0,678	5,563	14,702	9,139
	V2	2,580	2,307	0,273	11,684	11,162	0,522
	V3	1,947	3,397	1,450	5,816	4,042	1,773
	V4	2,932	1,726	1,205	4,356	15,259	10,903
	V5	2,928	3,344	0,416	6,284	7,876	1,592
	μ	2,502	2,715	0,804	6,740	10,608	4,786
	O	0,454	0,709	0,507	2,854	4,724	4,843
Tornozelo	V1	9,847	22,228	12,381	3,556	4,270	0,714
	V2	7,826	8,342	0,516	7,349	2,327	5,022
	V3	5,209	19,831	14,622	3,632	3,683	0,051
	V4	6,509	12,632	6,124	2,378	2,653	0,275
	V5	7,663	17,282	9,619	2,364	3,009	0,645
	μ	7,411	16,063	8,652	3,856	3,188	1,341
	O	1,720	5,592	5,547	2,047	0,786	2,075

Tabela 45- Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	6,049	11,179	5,130	5,808	13,454	7,646
	V2	3,620	12,555	8,936	6,265	10,837	4,572
	V3	4,414	22,219	17,805	3,667	4,768	1,101
	V4	3,768	6,665	2,896	3,079	15,010	11,931
	V5	7,662	15,595	7,932	4,015	9,343	5,329
	μ	5,103	13,642	8,540	4,567	10,683	6,116
	O	1,725	5,773	5,697	1,392	3,975	4,010
Joelho	V1	3,354	11,465	8,112	7,483	8,406	0,923
	V2	3,852	3,996	0,144	12,301	2,746	9,554
	V3	2,644	9,294	6,651	5,977	8,649	2,671
	V4	3,223	4,454	1,231	6,212	9,180	2,968
	V5	3,811	8,994	5,183	19,458	12,152	7,306
	μ	3,377	7,641	4,264	10,286	8,226	4,685
	O	0,494	3,265	3,447	5,727	3,412	3,596
Tornozelo	V1	5,748	3,437	2,310	11,041	5,792	5,249
	V2	2,816	6,952	4,136	11,766	5,424	6,341
	V3	3,377	7,813	4,436	6,669	6,463	0,206
	V4	3,336	7,750	4,413	6,602	6,538	0,064
	V5	6,669	6,553	0,115	16,175	13,048	3,127
	μ	4,389	6,501	3,082	10,451	7,453	2,997
	O	1,707	1,794	1,878	3,999	3,162	2,858

Tabela 46 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.2.4. M4 – Marcação de cabeça no chão

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M4 podem ser observadas nas tabelas 47, 48 e 49, respectivamente. Já nas tabelas 50, 51 e 52 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Durante a posição M4, as médias da lateral esquerda foram menores no eixo mediolateral. No eixo craniocaudal, apenas a média da melhor tentativa e da diferença entre tentativas do punho esquerdo foi maior do que as da lateral direita. No anteroposterior, as médias foram menores no ombro e cotovelo esquerdos. Os valores do punho se destacam. Já para os membros inferiores, as médias do joelho e do tornozelo esquerdo foram menores no eixo mediolateral. Apenas a média da melhor tentativa do quadril direito foi menor do que as médias do quadril esquerdo no eixo craniocaudal. Para o anteroposterior, as médias do joelho e tornozelo esquerdo foram menores. Apenas a média da melhor tentativa do quadril direito foi menor do que as médias dessa articulação na lateral esquerda.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	17,444	19,887	2,443	55,349	49,397	5,952
	V2	14,098	19,291	5,193	49,786	50,670	0,884
	V3	14,056	23,522	9,466	34,589	36,701	2,112
	V4	14,154	14,133	0,021	41,682	46,300	4,618
	V5	25,930	10,917	15,013	52,509	46,532	5,976
	μ	17,136	17,550	6,427	46,783	45,920	3,909
	O	5,124	4,996	5,945	8,513	5,481	2,309
Cotovelo	V1	2,942	4,166	1,224	17,166	14,273	2,893
	V2	6,522	2,864	3,658	7,339	11,585	4,247
	V3	6,062	3,967	2,095	8,093	17,916	9,823
	V4	1,853	3,055	1,203	13,442	12,464	0,978
	V5	3,438	3,823	0,384	9,338	13,022	3,683
	μ	4,163	3,575	1,713	11,075	13,852	4,325
	O	2,032	0,579	1,244	4,141	2,472	3,313
Punho	V1	2,716	3,262	0,546	15,382	10,478	4,904
	V2	5,753	2,288	3,465	9,421	5,955	3,466
	V3	4,036	3,170	0,866	12,744	17,378	4,634
	V4	2,822	3,416	0,594	17,710	19,978	2,267
	V5	6,170	2,515	3,654	14,305	10,411	3,894
	μ	4,299	2,930	1,825	13,912	12,840	3,833
	O	1,610	0,497	1,590	3,093	5,710	1,046

Tabela 47 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)

Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,146	7,108	0,963	23,209	14,780	8,428
	V2	5,211	6,451	1,240	20,524	19,163	1,361
	V3	6,116	7,660	1,543	15,660	31,983	16,323
	V4	5,362	6,580	1,219	18,863	25,783	6,920
	V5	5,160	3,159	2,002	14,989	16,744	1,755
	μ	5,599	6,192	1,393	18,649	21,691	6,957
	O	0,491	1,762	0,397	3,416	7,094	6,088
	V1	1,729	2,138	0,410	6,245	5,218	1,027
Cotovelo	V2	2,528	1,994	0,534	6,081	7,923	1,842
	V3	2,791	2,189	0,602	3,523	6,669	3,147
	V4	1,428	1,916	0,488	5,071	5,570	0,499
	V5	1,633	2,181	0,548	5,567	6,608	1,040
	μ	2,022	2,084	0,516	5,297	6,397	1,511
	O	0,599	0,122	0,072	1,094	1,063	1,033
	V1	4,328	4,437	0,109	9,969	6,701	3,268
	V2	16,073	8,733	7,340	7,486	8,886	1,400
Punho	V3	17,851	3,079	14,772	6,478	10,790	4,312
	V4	7,894	4,649	3,245	6,360	9,090	2,730
	V5	12,831	7,359	5,471	10,860	6,535	4,325
	μ	11,795	5,652	6,187	8,230	8,400	3,207
	O	5,635	2,319	5,503	2,065	1,788	1,221

Tabela 48 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)

Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	4,889	3,694	1,194	30,438	28,719	1,719
	V2	5,206	5,872	0,667	35,434	19,615	15,820
	V3	5,082	8,094	3,013	22,076	32,025	9,948
	V4	5,104	8,850	3,746	22,507	25,407	2,900
	V5	5,225	4,582	0,642	31,272	31,565	0,293
	μ	5,101	6,219	1,852	28,346	27,466	6,136
	O	0,134	2,214	1,435	5,843	5,125	6,566
	V1	3,489	7,464	3,975	12,149	11,482	0,667
Cotovelo	V2	8,162	9,058	0,896	10,211	6,088	4,123
	V3	9,168	7,535	1,633	7,343	9,114	1,771
	V4	6,511	7,673	1,163	8,651	10,001	1,350
	V5	8,634	9,042	0,408	10,193	11,749	1,556
	μ	7,193	8,155	1,615	9,709	9,687	1,894
	O	2,297	0,821	1,392	1,814	2,283	1,313
	V1	330,424	3,036	327,388	119,399	118,469	0,930
	V2	366,983	8,204	358,779	60,136	118,277	58,141
Punho	V3	375,975	3,178	372,797	268,469	12,290	256,179
	V4	351,901	3,267	348,634	9,454	353,603	344,150
	V5	356,808	5,970	350,839	13,907	299,810	285,902
	μ	356,418	4,731	351,687	94,273	180,490	189,060
	O	17,250	2,293	16,556	106,998	141,610	150,390

Tabela 49 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	2,949	3,131	0,182	1,243	12,420	11,177
	V2	3,470	1,666	1,804	1,779	5,811	4,031
	V3	3,482	3,048	0,434	1,287	8,548	7,262
	V4	1,426	2,972	1,546	1,509	3,936	2,426
	V5	1,359	2,285	0,926	2,171	6,621	4,451
	μ	2,537	2,620	0,978	1,598	7,467	5,869
	O	1,067	0,631	0,696	0,385	3,226	3,441
Joelho	V1	3,178	5,338	2,160	6,200	12,988	6,789
	V2	4,345	4,613	0,268	5,192	4,308	0,884
	V3	2,519	2,384	0,135	3,647	11,354	7,707
	V4	2,772	3,048	0,277	4,858	6,863	2,006
	V5	2,457	3,042	0,585	5,741	4,160	1,581
	μ	3,054	3,685	0,685	5,127	7,935	3,793
	O	0,775	1,235	0,841	0,974	4,055	3,196
Tornozelo	V1	2,091	3,685	1,594	7,515	4,839	2,676
	V2	3,404	3,563	0,159	4,478	2,527	1,951
	V3	1,947	5,457	3,510	1,744	3,867	2,123
	V4	1,792	1,659	0,133	9,452	3,381	6,071
	V5	1,107	3,578	2,471	9,679	4,466	5,213
	μ	2,068	3,588	1,573	6,574	3,816	3,607
	O	0,837	1,344	1,469	3,411	0,911	1,901

Tabela 50 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Volta	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,773	3,230	1,543	2,207	9,426	7,219
	V2	2,430	2,764	0,334	2,993	3,518	0,524
	V3	4,070	1,943	2,127	2,902	5,922	3,019
	V4	2,270	6,811	4,541	2,659	3,424	0,764
	V5	1,170	3,222	2,053	3,469	5,698	2,229
	μ	2,943	3,594	2,120	2,846	5,597	2,751
	O	1,456	1,873	1,532	0,463	2,441	2,702
Joelho	V1	3,186	5,766	2,580	6,449	29,052	22,603
	V2	5,346	1,584	3,762	5,215	9,892	4,677
	V3	4,428	1,723	2,706	2,360	24,231	21,871
	V4	2,659	1,505	1,153	9,656	5,432	4,223
	V5	2,872	3,099	0,228	6,541	5,386	1,155
	μ	3,698	2,736	2,086	6,044	14,799	10,906
	O	1,148	1,815	1,393	2,632	11,096	10,435
Tornozelo	V1	10,106	15,061	4,955	2,967	6,265	3,297
	V2	11,820	10,084	1,735	4,217	3,886	0,331
	V3	9,917	11,052	1,135	1,543	5,096	3,553
	V4	6,069	8,013	1,944	1,799	3,623	1,825
	V5	4,708	10,863	6,155	4,037	3,313	0,724
	μ	8,524	11,015	3,185	2,913	4,437	1,946
	O	2,995	2,563	2,225	1,234	1,225	1,460

Tabela 51 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	12,752	10,268	2,484	3,285	27,235	23,951
	V2	11,739	7,851	3,889	3,393	10,499	7,106
	V3	6,379	12,446	6,067	2,703	22,964	20,261
	V4	3,752	17,018	13,266	3,568	5,144	1,576
	V5	2,177	10,632	8,455	3,085	2,352	0,733
	μ	7,360	11,643	6,832	3,207	13,639	10,725
	O	4,720	3,422	4,248	0,332	10,969	10,753
	V1	3,234	6,568	3,335	23,849	18,319	5,529
Joelho	V2	3,931	4,257	0,326	14,583	9,677	4,906
	V3	3,691	5,348	1,657	5,153	17,408	12,255
	V4	2,236	2,609	0,374	34,269	11,497	22,772
	V5	2,223	4,705	2,481	32,307	14,605	17,701
	μ	3,063	4,697	1,635	22,032	14,301	12,633
	O	0,801	1,456	1,314	12,237	3,713	7,726
	V1	6,400	5,938	0,462	24,052	13,328	10,724
	V2	7,723	3,783	3,940	13,262	7,826	5,436
Tornozelo	V3	4,598	3,950	0,648	5,134	10,486	5,352
	V4	2,870	5,943	3,073	33,608	8,659	24,949
	V5	3,588	5,021	1,433	30,384	13,592	16,792
	μ	5,036	4,927	1,911	21,288	10,778	12,651
	O	2,004	1,040	1,532	11,911	2,632	8,328

Tabela 52 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.3 Sujeito 3

6.1.1.3.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor

A ADM membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M1 podem ser observadas nas tabelas 53, 54 e 55, respectivamente. Já nas tabelas 56, 57 e 58 podem ser observados os dados de membros inferiores.

No eixo mediolateral, apenas o punho direito apresentou valores discrepantes em relação às demais articulações dos membros superiores. No eixo craniocaudal foram observados valores médios da diferença entre as tentativas em torno de zero para o cotovelo e o punho. Por sua vez, o eixo anteroposterior apresentou valores próximos para todas as articulações. Já para os membros inferiores, o tornozelo direito apresentou o menor valor médio de diferença entre a melhor e a pior tentativa nos eixos mediolateral e craniocaudal. Os quadris apresentaram valores próximos no eixo anteroposterior para essa mesma variável.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	12,503	9,849	2,654	17,653	28,682	11,029
	V2	5,205	10,198	4,994	30,135	26,885	3,250
	V3	7,824	8,228	0,404	25,039	23,351	1,688
	V4	13,336	17,433	4,097	40,951	39,713	1,238
	V5	11,135	10,469	0,666	18,811	22,116	3,305
	μ	10,001	11,236	2,563	26,518	28,150	4,102
	O	3,406	3,572	2,033	9,507	6,983	3,981
Cotovelo	V1	10,828	4,494	6,334	14,922	13,097	1,825
	V2	4,534	9,129	4,596	15,083	16,117	1,033
	V3	7,210	6,600	0,610	14,237	13,849	0,388
	V4	6,786	3,463	3,323	13,165	12,708	0,457
	V5	3,915	5,215	1,300	20,818	11,737	9,081
	μ	6,655	5,780	3,232	15,645	13,502	2,557
	O	2,727	2,193	2,350	2,989	1,648	3,692
Punho	V1	7,069	3,318	3,750	16,904	14,264	2,641
	V2	4,379	9,380	5,000	12,524	18,125	5,601
	V3	5,998	5,112	0,886	8,815	16,018	7,203
	V4	4,796	2,383	2,413	10,820	19,479	8,659
	V5	3,225	5,201	1,976	10,690	14,170	3,481
	μ	5,093	5,079	2,805	11,951	16,411	5,517
	O	1,484	2,687	1,600	3,065	2,352	2,507

Tabela 53 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	33,539	22,399	11,140	26,461	20,953	5,509
	V2	19,131	7,822	11,309	9,887	21,220	11,333
	V3	14,079	16,535	2,456	20,344	21,322	0,978
	V4	15,138	19,958	4,820	11,163	19,737	8,573
	V5	12,626	16,157	3,531	23,033	15,396	7,637
	μ	18,903	16,574	6,651	18,178	19,726	6,806
	O	8,531	5,526	4,258	7,328	2,502	3,872
Cotovelo	V1	2,133	1,425	0,708	4,011	4,724	0,713
	V2	1,860	2,727	0,867	4,244	4,463	0,219
	V3	2,342	1,495	0,847	4,316	4,032	0,284
	V4	1,243	1,852	0,609	6,082	4,251	1,831
	V5	2,406	1,683	0,723	4,823	4,005	0,818
	μ	1,997	1,836	0,751	4,695	4,295	0,773
	O	0,472	0,525	0,107	0,830	0,303	0,646
Punho	V1	13,799	15,510	1,710	6,017	8,299	2,282
	V2	14,391	15,015	0,624	6,730	4,654	2,075
	V3	13,771	16,096	2,325	4,331	5,263	0,932
	V4	11,520	11,262	0,259	5,436	5,787	0,352
	V5	15,154	14,466	0,688	7,522	4,377	3,145
	μ	13,727	14,470	1,121	6,007	5,676	1,757
	O	1,356	1,892	0,862	1,220	1,565	1,113

Tabela 54 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	25,311	12,600	12,711	22,990	25,282	2,292
	V2	12,900	8,870	4,030	28,393	21,801	6,593
	V3	10,444	17,036	6,592	23,806	12,004	11,802
	V4	11,013	12,576	1,563	37,187	31,393	5,794
	V5	13,426	11,834	1,592	20,026	16,730	3,295
	μ	14,619	12,583	5,297	26,480	21,442	5,955
	O	6,106	2,923	4,635	6,695	7,503	3,712
Cotovelo	V1	13,887	11,076	2,811	14,990	12,473	2,516
	V2	9,800	13,919	4,119	16,736	18,358	1,622
	V3	7,683	15,115	7,432	12,086	16,933	4,847
	V4	7,962	7,276	0,686	13,962	14,574	0,612
	V5	13,123	9,836	3,287	14,136	10,074	4,062
	μ	10,491	11,444	3,667	14,382	14,482	2,732
	O	2,882	3,150	2,457	1,690	3,336	1,733
Punho	V1	7,688	8,834	1,146	11,606	10,774	0,832
	V2	10,775	16,935	6,160	10,633	10,240	0,393
	V3	14,593	11,846	2,747	6,650	13,998	7,348
	V4	7,488	7,626	0,138	7,931	11,182	3,251
	V5	3,569	10,483	6,915	10,420	6,464	3,956
	μ	8,822	11,145	3,421	9,448	10,532	3,156
	O	4,116	3,612	3,005	2,070	2,699	2,796

Tabela 55 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	9,063	3,739	5,324	5,094	14,410	9,316
	V2	3,029	2,554	0,475	5,314	9,402	4,088
	V3	5,968	5,320	0,648	4,642	6,160	1,518
	V4	4,921	5,837	0,916	4,281	4,829	0,547
	V5	5,824	5,322	0,503	3,936	2,497	1,439
	μ	5,761	4,554	1,573	4,654	7,460	3,382
	O	2,186	1,368	2,104	0,567	4,619	3,570
Joelho	V1	3,694	11,340	7,646	6,262	17,233	10,971
	V2	5,270	13,886	8,616	3,132	12,243	9,110
	V3	3,837	5,911	2,074	4,366	7,345	2,979
	V4	5,928	7,653	1,725	5,392	3,239	2,153
	V5	5,338	5,257	0,081	6,657	3,579	3,078
	μ	4,813	8,809	4,028	5,162	8,728	5,658
	O	0,992	3,692	3,835	1,436	5,984	4,070
Tornozelo	V1	5,611	7,239	1,628	7,078	5,703	1,375
	V2	5,093	8,680	3,588	3,751	4,847	1,096
	V3	4,467	4,877	0,409	5,997	7,409	1,412
	V4	3,306	6,126	2,819	6,434	6,227	0,207
	V5	4,714	4,808	0,093	6,124	6,375	0,251
	μ	4,638	6,346	1,708	5,877	6,112	0,868
	O	0,860	1,645	1,506	1,260	0,940	0,596

Tabela 56 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	3,389	8,298	4,909	1,837	4,971	3,134
	V2	3,576	3,162	0,414	3,141	7,141	4,000
	V3	5,121	2,851	2,269	3,000	3,771	0,771
	V4	2,884	3,591	0,707	4,712	3,413	1,299
	V5	4,530	3,700	0,830	2,041	3,131	1,090
	μ	3,900	4,321	1,826	2,946	4,486	2,059
	O	0,906	2,249	1,867	1,141	1,642	1,423
Joelho	V1	3,629	1,549	2,079	5,261	6,014	0,753
	V2	1,637	1,942	0,305	4,756	5,352	0,596
	V3	2,050	1,826	0,224	5,080	7,680	2,601
	V4	2,526	1,852	0,674	5,861	5,238	0,623
	V5	2,467	1,504	0,963	7,936	2,979	4,957
	μ	2,462	1,735	0,849	5,779	5,453	1,906
	O	0,744	0,195	0,749	1,271	1,692	1,903
Tornozelo	V1	13,623	22,167	8,543	4,417	4,084	0,333
	V2	18,663	34,541	15,877	4,995	2,603	2,392
	V3	13,698	22,288	8,590	3,690	6,824	3,135
	V4	11,989	27,399	15,411	2,577	3,424	0,847
	V5	14,175	19,856	5,681	4,439	3,227	1,212
	μ	14,430	25,250	10,821	4,023	4,032	1,584
	O	2,507	5,880	4,561	0,932	1,648	1,152

Tabela 57 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,902	11,134	6,232	6,791	5,878	0,913
	V2	5,248	10,888	5,640	6,561	7,925	1,364
	V3	8,578	5,927	2,651	5,910	9,048	3,138
	V4	14,179	8,750	5,429	8,055	7,357	0,698
	V5	7,406	6,879	0,527	4,742	5,061	0,319
	μ	8,062	8,716	4,096	6,412	7,054	1,286
	O	3,742	2,330	2,426	1,215	1,595	1,102
Joelho	V1	2,362	4,685	2,323	6,501	6,260	0,241
	V2	2,503	6,170	3,667	7,059	3,991	3,068
	V3	2,036	3,200	1,164	3,314	4,079	0,765
	V4	3,078	8,357	5,278	5,418	3,200	2,218
	V5	1,853	2,897	1,044	3,325	1,863	1,462
	μ	2,367	5,061	2,695	5,124	3,878	1,551
	O	0,474	2,257	1,791	1,749	1,601	1,128
Tornozelo	V1	1,995	4,298	2,304	3,575	3,611	0,036
	V2	2,911	8,047	5,136	4,395	1,967	2,428
	V3	2,702	5,423	2,721	2,821	3,799	0,978
	V4	6,204	10,420	4,216	4,452	3,184	1,268
	V5	4,120	4,409	0,289	3,275	1,811	1,464
	μ	3,587	6,520	2,933	3,704	2,874	1,235
	O	1,652	2,652	1,866	0,710	0,928	0,863

Tabela 58 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.3.2. M2 – Marcação de cabeça no público

As amplitudes de movimento (ADM) das articulações dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M2 podem ser observadas nas tabelas 59, 60 e 61, respectivamente. Já nas tabelas 62, 63 e 64 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Na posição M2, a articulação do ombro apresentou médias e desvios padrão diferentes em relação a diferença entre a melhor e pior tentativa no eixo mediolateral. Da mesma forma, os eixos craniocaudal e anteroposterior, os valores médios em relação a diferença entre as tentativas foram mais discrepantes entre os lados direito e esquerdo para a articulação do ombro. Para os membros inferiores, o joelho direito apresentou maior discrepância entre o valor médio e seu respectivo desvios padrão para a diferença entre as tentativas no eixo mediolateral. Já no eixo craniocaudal, a discrepância entre o valor médio e desvio padrão entre a melhor e pior tentativa ocorreu na articulação do tornozelo esquerdo, tendo as demais articulações apresentaram valores muito próximos. As articulações quadril direito, joelho esquerdo e tornozelo direito apresentaram os maiores valores de diferença entre as tentativas no eixo anteroposterior.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	8,598	5,700	2,898	46,554	14,408	32,146
	V2	4,526	10,217	5,690	15,576	15,726	0,151
	V3	8,219	8,887	0,668	79,299	9,224	70,075
	V4	5,413	5,261	0,152	41,592	17,606	23,986
	V5	6,989	6,669	0,320	73,378	51,645	21,733
	μ	6,749	7,347	1,946	51,280	21,722	29,618
	O	1,758	2,129	2,368	25,809	17,015	25,521
Cotovelo	V1	1,893	4,319	2,426	15,211	8,453	6,758
	V2	3,153	4,452	1,299	7,654	6,798	0,856
	V3	8,162	3,901	4,261	23,149	11,768	11,381
	V4	5,951	6,122	0,171	9,206	22,574	13,368
	V5	6,288	3,486	2,802	26,427	19,929	6,497
	μ	5,089	4,456	2,192	16,329	13,904	7,772
	O	2,529	1,005	1,548	8,303	7,004	4,869
Punho	V1	4,701	1,585	3,116	11,088	15,117	4,029
	V2	7,813	2,798	5,015	8,550	9,414	0,864
	V3	5,483	3,411	2,072	9,839	12,588	2,749
	V4	6,045	1,607	4,438	10,459	10,942	0,484
	V5	6,280	2,385	3,894	23,395	15,976	7,418
	μ	6,064	2,357	3,707	12,666	12,807	3,109
	O	1,151	0,785	1,152	6,071	2,758	2,805

Tabela 59 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	19,975	13,204	6,771	28,062	26,912	1,150
	V2	16,081	23,021	6,940	31,225	26,505	4,720
	V3	17,679	17,845	0,166	16,900	29,890	12,990
	V4	13,363	11,544	1,819	20,108	9,949	10,159
	V5	12,403	18,024	5,621	9,388	44,573	35,184
	μ	15,900	16,728	4,263	21,137	27,566	12,841
	O	3,101	4,523	3,085	8,757	12,314	13,314
Cotovelo	V1	2,440	1,680	0,761	6,604	3,668	2,936
	V2	1,511	3,051	1,541	4,403	3,430	0,972
	V3	3,127	2,131	0,996	6,894	4,205	2,689
	V4	2,012	1,168	0,844	7,426	6,925	0,502
	V5	1,722	2,144	0,421	6,551	7,662	1,111
	μ	2,162	2,035	0,913	6,376	5,178	1,642
	O	0,642	0,695	0,409	1,156	1,969	1,096
Punho	V1	9,454	6,746	2,708	10,735	7,079	3,656
	V2	11,891	7,348	4,543	5,710	4,960	0,749
	V3	5,600	9,048	3,447	14,190	7,930	6,259
	V4	13,804	3,890	9,914	7,953	9,847	1,894
	V5	14,553	11,869	2,684	20,279	12,957	7,322
	μ	11,061	7,780	4,659	11,773	8,555	3,976
	O	3,633	2,946	3,033	5,714	3,022	2,795

Tabela 60 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	9,186	10,790	1,603	57,812	17,911	39,901
	V2	12,071	18,130	6,059	36,773	14,430	22,343
	V3	15,824	12,806	3,018	10,743	18,526	7,784
	V4	8,391	5,183	3,208	56,257	33,675	22,582
	V5	13,381	10,399	2,982	66,072	34,480	31,593
	μ	11,771	11,462	3,374	45,531	23,804	24,840
	O	3,050	4,671	1,632	22,219	9,511	11,986
Cotovelo	V1	9,183	5,817	3,366	5,347	7,693	2,345
	V2	7,661	8,306	0,645	8,830	7,274	1,556
	V3	9,067	6,772	2,295	9,103	7,875	1,228
	V4	10,647	4,473	6,174	12,488	5,275	7,212
	V5	11,131	9,792	1,339	31,523	20,646	10,877
	μ	9,538	7,032	2,764	13,458	9,753	4,644
	O	1,382	2,082	2,164	10,410	6,177	4,241
Punho	V1	4,401	3,113	1,288	2,572	4,454	1,882
	V2	15,268	4,706	10,562	3,626	3,451	0,175
	V3	5,598	4,538	1,060	6,077	3,864	2,213
	V4	12,731	2,225	10,506	3,004	2,720	0,284
	V5	6,471	5,211	1,260	5,327	5,300	0,027
	μ	8,894	3,959	4,935	4,121	3,958	0,916
	O	4,803	1,243	5,112	1,514	0,981	1,043

Tabela 61 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,629	3,134	1,494	6,462	12,859	6,397
	V2	4,039	1,555	2,484	5,775	3,025	2,750
	V3	4,534	4,687	0,153	15,079	8,166	6,913
	V4	3,360	4,590	1,231	6,581	5,650	0,930
	V5	8,950	7,523	1,428	5,094	3,705	1,389
	μ	5,102	4,298	1,358	7,798	6,681	3,676
	O	2,209	2,209	0,831	4,113	3,989	2,807
Joelho	V1	10,100	3,873	6,227	10,830	26,867	16,037
	V2	8,888	3,199	5,689	6,415	5,848	0,566
	V3	14,438	2,776	11,662	17,707	4,625	13,082
	V4	6,888	6,270	0,618	7,598	6,238	1,360
	V5	5,010	5,345	0,335	2,458	10,798	8,340
	μ	9,065	4,293	4,906	9,002	10,875	7,877
	O	3,576	1,474	4,671	5,714	9,241	6,888
Tornozelo	V1	3,841	2,565	1,276	6,993	2,670	4,323
	V2	3,746	3,032	0,715	4,623	2,527	2,095
	V3	5,450	2,464	2,986	8,431	1,995	6,437
	V4	3,981	5,437	1,456	5,224	4,129	1,095
	V5	7,086	4,549	2,537	3,550	3,736	0,186
	μ	4,821	3,609	1,794	5,764	3,011	2,827
	O	1,444	1,319	0,938	1,944	0,889	2,539

Tabela 62 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,172	3,672	0,500	3,264	2,643	0,621
	V2	3,274	3,189	0,085	4,915	2,039	2,876
	V3	4,163	4,148	0,015	4,349	1,534	2,814
	V4	3,277	4,694	1,417	4,934	1,807	3,128
	V5	3,942	3,311	0,631	3,949	3,296	0,653
	μ	3,766	3,803	0,530	4,282	2,264	2,019
	O	0,457	0,622	0,562	0,703	0,707	1,266
Joelho	V1	1,747	2,048	0,300	6,200	6,534	0,335
	V2	1,684	2,074	0,390	3,083	4,080	0,997
	V3	2,096	1,259	0,837	3,442	4,443	1,001
	V4	1,864	1,070	0,793	3,638	4,711	1,073
	V5	2,823	1,940	0,883	3,505	4,125	0,620
	μ	2,043	1,678	0,641	3,974	4,779	0,805
	O	0,464	0,476	0,273	1,261	1,014	0,317
Tornozelo	V1	17,501	10,924	6,577	2,880	2,138	0,741
	V2	16,107	6,107	10,000	2,739	1,870	0,869
	V3	17,749	9,033	8,716	3,546	1,233	2,313
	V4	16,283	9,925	6,358	2,583	2,464	0,118
	V5	18,929	9,817	9,112	2,092	3,830	1,738
	μ	17,314	9,161	8,153	2,768	2,307	1,156
	O	1,157	1,835	1,609	0,527	0,964	0,867

Tabela 63 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	5,220	6,281	1,061	8,601	4,757	3,844
	V2	5,886	2,586	3,300	4,941	4,467	0,474
	V3	5,560	5,626	0,066	9,484	3,755	5,729
	V4	6,259	4,794	1,465	4,316	4,588	0,272
	V5	4,737	8,701	3,964	4,903	4,944	0,041
	μ	5,532	5,598	1,971	6,449	4,502	2,072
	O	0,588	2,225	1,616	2,401	0,455	2,570
Joelho	V1	4,999	2,831	2,168	4,018	6,020	2,002
	V2	3,498	1,860	1,639	3,456	1,562	1,895
	V3	3,774	2,002	1,772	4,744	2,153	2,591
	V4	2,753	1,672	1,081	3,058	2,302	0,756
	V5	2,620	1,804	0,817	2,590	4,385	1,795
	μ	3,529	2,034	1,495	3,573	3,284	1,808
	O	0,955	0,461	0,544	0,839	1,865	0,664
Tornozelo	V1	2,642	4,200	1,558	4,495	2,799	1,697
	V2	2,774	2,220	0,554	4,246	2,035	2,210
	V3	3,078	2,959	0,119	4,609	1,601	3,008
	V4	4,929	4,029	0,900	4,572	2,097	2,475
	V5	5,866	2,680	3,186	2,529	2,232	0,297
	μ	3,858	3,218	1,264	4,090	2,153	1,937
	O	1,453	0,862	1,197	0,884	0,432	1,032

Tabela 64 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

5.1.1.3.3. M3 – Marcação de cabeça teto

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M3 podem ser observadas nas tabelas 65, 66 e 67, respectivamente. Já nas tabelas 68, 69 e 70 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Na posição M3, o lado direito apresentou maiores valores angulares médios para todas as articulações do membro superior no eixo mediolateral e no eixo craniocaudal. No eixo anteroposterior, as articulações cotovelos direito e esquerdo e punho esquerdo apresentaram valores médios entre a melhor e pior tentativa muito próximos. Todas as articulações do membro inferior apresentaram valores médios das tentativas entre 2 e 10 graus no eixo mediolateral nesta posição. No eixo craniocaudal apenas o tornozelo esquerdo apresentou valores acima de 10 graus médios para as tentativas melhor e pior no eixo craniocaudal. O eixo anteroposterior também apresentou valores médios angulares abaixo de 10 graus para todas as articulações dos membros inferiores. Os joelhos apresentaram valores muito próximos entre a melhor e pior tentativa.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	24,361	8,377	15,984	15,050	13,119	1,931
	V2	6,518	4,723	1,795	17,315	6,580	10,735
	V3	5,449	4,345	1,103	31,243	18,110	13,134
	V4	6,681	8,296	1,615	8,923	29,869	20,947
	V5	3,934	3,125	0,809	23,981	22,768	1,213
	μ	9,388	5,773	4,261	19,302	18,089	9,592
	O	8,441	2,414	6,565	8,577	8,914	8,241
Cotovelo	V1	5,906	16,132	10,226	19,441	17,672	1,769
	V2	3,308	4,925	1,617	18,540	29,933	11,393
	V3	8,291	4,091	4,200	14,758	16,004	1,246
	V4	5,005	4,951	0,054	20,296	28,030	7,733
	V5	4,155	4,411	0,256	14,669	20,562	5,892
	μ	5,333	6,902	3,271	17,541	22,440	5,607
	O	1,915	5,172	4,225	2,655	6,227	4,238
Punho	V1	2,594	4,102	1,508	12,136	23,074	10,938
	V2	4,091	6,214	2,123	16,269	12,141	4,128
	V3	8,476	2,914	5,562	10,551	12,796	2,245
	V4	3,050	4,041	0,991	23,361	14,717	8,643
	V5	3,181	3,861	0,680	9,509	14,277	4,768
	μ	4,278	4,227	2,173	14,365	15,401	6,145
	O	2,409	1,210	1,972	5,649	4,417	3,549

Tabela 65 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo médiolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	11,225	19,916	8,690	20,044	44,214	24,170
	V2	10,123	22,700	12,578	13,249	28,525	15,276
	V3	13,163	14,821	1,658	21,080	15,666	5,414
	V4	21,061	30,951	9,890	22,672	28,691	6,019
	V5	9,869	29,533	19,664	20,714	20,511	0,203
	μ	13,088	23,584	10,496	19,552	27,521	10,217
	O	4,642	6,721	6,522	3,653	10,848	9,503
Cotovelo	V1	2,761	3,680	0,919	5,464	4,803	0,661
	V2	1,783	1,796	0,013	2,674	4,182	1,508
	V3	1,706	3,463	1,757	6,580	2,356	4,224
	V4	1,965	2,391	0,426	4,546	7,205	2,660
	V5	1,277	3,200	1,923	3,887	5,202	1,315
	μ	1,898	2,906	1,008	4,630	4,750	2,073
	O	0,544	0,789	0,827	1,490	1,753	1,402
Punho	V1	8,046	12,446	4,400	5,035	4,904	0,131
	V2	8,855	8,100	0,755	9,501	27,570	18,069
	V3	14,249	6,262	7,987	10,363	23,370	13,008
	V4	8,321	7,647	0,674	7,302	32,418	25,117
	V5	7,980	8,774	0,794	5,447	18,281	12,834
	μ	9,490	8,646	2,922	7,529	21,309	13,832
	O	2,683	2,315	3,245	2,373	10,550	9,147

Tabela 66 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	10,438	18,808	8,370	24,705	26,799	2,094
	V2	6,394	16,207	9,812	21,200	29,810	8,610
	V3	8,307	11,375	3,068	31,352	45,900	14,548
	V4	18,084	26,103	8,019	17,491	38,666	21,174
	V5	7,272	26,922	19,649	19,263	35,175	15,912
	μ	10,099	19,883	9,784	22,802	35,270	12,468
	O	4,712	6,620	6,073	5,478	7,518	7,323
	V1	8,748	11,661	2,912	11,933	12,791	0,858
Cotovelo	V2	11,177	8,218	2,959	13,703	17,053	3,350
	V3	17,270	7,188	10,082	11,197	6,579	4,618
	V4	10,718	5,764	4,954	12,539	10,300	2,240
	V5	10,150	9,261	0,889	7,323	11,863	4,540
	μ	11,613	8,418	4,359	11,339	11,717	3,121
	O	3,292	2,226	3,507	2,426	3,810	1,597
	V1	3,844	4,862	1,018	12,489	20,222	7,733
	V2	4,139	7,589	3,450	12,792	18,141	5,349
Punho	V3	8,963	6,674	2,290	10,697	16,715	6,018
	V4	5,003	5,965	0,962	10,061	21,165	11,104
	V5	3,558	5,235	1,678	8,100	19,673	11,574
	μ	5,101	6,065	1,880	10,828	19,183	8,356
	O	2,226	1,100	1,032	1,915	1,762	2,863

Tabela 67 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,874	9,036	4,162	7,766	8,543	0,777
	V2	4,434	8,975	4,541	2,716	7,428	4,712
	V3	4,499	7,446	2,947	4,376	4,915	0,539
	V4	5,388	7,462	2,074	3,396	3,691	0,295
	V5	4,909	6,479	1,570	3,049	2,838	0,211
	μ	4,821	7,880	3,059	4,261	5,483	1,307
	O	0,383	1,102	1,286	2,055	2,433	1,917
	V1	8,062	8,718	0,656	4,107	9,970	5,862
Joelho	V2	4,415	8,858	4,442	2,669	7,546	4,877
	V3	6,425	10,705	4,281	1,346	2,621	1,275
	V4	5,576	12,141	6,565	2,921	13,082	10,160
	V5	9,152	6,542	2,610	2,264	5,970	3,706
	μ	6,726	9,393	3,711	2,662	7,838	5,176
	O	1,899	2,130	2,211	1,006	3,963	3,270
	V1	5,187	4,592	0,595	3,444	5,496	2,052
	V2	3,140	5,916	2,775	5,550	8,814	3,263
Tornozelo	V3	3,680	7,117	3,437	3,613	9,809	6,197
	V4	2,887	11,748	8,861	4,017	15,344	11,327
	V5	2,733	5,452	2,719	5,071	10,534	5,463
	μ	3,526	6,965	3,677	4,339	9,999	5,660
	O	0,996	2,825	3,089	0,927	3,556	3,578

Tabela 68 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo médiolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	5,062	10,039	4,977	4,144	5,414	1,270
	V2	2,636	5,977	3,341	2,954	2,109	0,845
	V3	5,554	4,743	0,811	3,264	4,265	1,001
	V4	4,807	7,596	2,789	3,361	4,389	1,028
	V5	3,062	2,704	0,358	3,191	3,954	0,763
	μ	4,224	6,212	2,455	3,383	4,026	0,982
	O	1,293	2,788	1,894	0,451	1,204	0,195
Joelho	V1	3,091	1,402	1,689	2,528	6,337	3,809
	V2	3,375	3,018	0,357	2,652	3,784	1,132
	V3	1,761	2,881	1,120	3,943	3,468	0,476
	V4	1,815	2,454	0,639	2,492	6,476	3,983
	V5	1,791	2,811	1,020	2,817	5,872	3,055
	μ	2,366	2,513	0,965	2,887	5,187	2,491
	O	0,797	0,656	0,507	0,604	1,447	1,596
Tornozelo	V1	12,239	23,166	10,927	2,137	2,164	0,027
	V2	8,193	22,807	14,613	2,564	5,694	3,130
	V3	14,428	22,763	8,335	1,376	6,716	5,340
	V4	10,571	23,412	12,840	2,818	12,688	9,870
	V5	22,922	19,481	3,441	1,959	6,427	4,469
	μ	13,671	22,326	10,031	2,171	6,738	4,567
	O	5,653	1,613	4,359	0,559	3,792	3,585

Tabela 69 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	8,854	11,088	2,233	4,829	5,792	0,964
	V2	6,150	7,321	1,171	4,535	5,682	1,146
	V3	3,940	7,645	3,705	3,009	5,455	2,446
	V4	4,566	13,182	8,615	3,535	11,546	8,011
	V5	6,380	5,935	0,445	4,185	11,190	7,006
	μ	5,978	9,034	3,234	4,018	7,933	3,915
	O	1,911	2,995	3,249	0,742	3,141	3,349
Joelho	V1	3,443	3,319	0,123	2,539	2,117	0,423
	V2	2,930	1,919	1,011	2,610	3,905	1,295
	V3	2,424	3,093	0,669	2,314	2,600	0,286
	V4	2,356	5,552	3,196	2,556	3,218	0,662
	V5	1,215	2,539	1,324	1,828	3,944	2,116
	μ	2,473	3,284	1,265	2,370	3,157	0,956
	O	0,829	1,378	1,168	0,323	0,802	0,755
Tornozelo	V1	2,537	3,546	1,009	1,799	2,933	1,134
	V2	2,911	5,468	2,557	2,330	2,957	0,627
	V3	3,816	6,584	2,768	1,495	4,141	2,646
	V4	2,768	5,369	2,601	2,858	5,155	2,297
	V5	3,661	4,525	0,864	1,744	3,800	2,056
	μ	3,139	5,099	1,960	2,045	3,797	1,752
	O	0,566	1,135	0,939	0,547	0,924	0,842

Tabela 70 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.3.4. M4 – Marcação de cabeça no chão

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M4 podem ser observadas nas tabelas 71, 72 e 73, respectivamente. Já nas tabelas 74, 75 e 76 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Na posição M4, o ombro direito apresentou maiores valores angulares médios que o esquerdo no eixo mediolateral. Os cotovelos direito e esquerdo apresentaram os menores valores médios para o eixo craniocaudal dentre os membros superiores. Os cotovelos apresentaram menores valores angulares médios de diferença entre as tentativas. Já para os membros inferiores, os valores angulares médios para melhor e pior tentativas do quadril e tornozelo esquerdos foram os únicos que apresentaram valores maiores para a pior tentativa no eixo mediolateral. O eixo craniocaudal apresentou seus maiores valores médios na articulação do tornozelo esquerdo, sendo eles superiores a dez graus. O quadril e o tornozelo esquerdos e o joelho direito apresentaram maiores diferenças médias entre a melhor e pior no eixo anteroposterior.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	5,262	8,930	3,668	15,757	10,835	4,922
	V2	4,213	3,858	0,355	12,126	12,257	0,130
	V3	5,332	6,129	0,797	16,803	39,958	23,155
	V4	4,458	5,813	1,355	15,427	36,527	21,100
	V5	4,516	3,699	0,817	8,186	36,306	28,119
	μ	4,756	5,686	1,398	13,660	27,177	15,485
	O	0,507	2,123	1,317	3,525	14,351	12,220
Cotovelo	V1	2,834	5,096	2,262	14,828	17,004	2,176
	V2	5,453	4,839	0,614	10,674	16,053	5,379
	V3	2,788	3,307	0,519	13,880	18,173	4,293
	V4	4,554	1,261	3,293	13,779	10,776	3,003
	V5	3,445	2,466	0,979	10,634	13,316	2,682
	μ	3,815	3,394	1,533	12,759	15,064	3,507
	O	1,160	1,613	1,205	1,965	2,994	1,307
Punho	V1	4,394	4,533	0,139	12,583	11,193	1,390
	V2	2,892	2,936	0,044	7,862	15,995	8,133
	V3	2,657	2,187	0,470	8,318	17,903	9,584
	V4	3,594	3,858	0,265	9,492	6,814	2,678
	V5	4,832	2,457	2,376	23,889	12,668	11,221
	μ	3,674	3,194	0,659	12,429	12,915	6,601
	O	0,937	0,982	0,973	6,666	4,319	4,334

Tabela 71 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	12,257	23,600	11,343	28,445	27,290	1,154
	V2	18,874	9,284	9,589	22,671	26,929	4,258
	V3	8,576	17,374	8,798	18,862	30,261	11,399
	V4	12,922	18,805	5,884	12,396	24,722	12,326
	V5	10,099	13,430	3,331	9,795	21,275	11,480
	μ	12,545	16,499	7,789	18,434	26,096	8,124
	O	3,937	5,431	3,178	7,574	3,339	5,079
Cotovelo	V1	1,171	1,882	0,711	5,034	2,785	2,249
	V2	2,074	1,644	0,430	3,562	4,103	0,541
	V3	1,462	1,498	0,035	3,158	7,623	4,465
	V4	1,242	1,715	0,473	2,219	4,928	2,709
	V5	0,632	1,318	0,686	3,284	5,201	1,917
	μ	1,316	1,612	0,467	3,451	4,928	2,376
	O	0,522	0,214	0,272	1,019	1,776	1,420
Punho	V1	15,676	18,239	2,563	16,454	6,023	10,432
	V2	16,634	18,423	1,789	15,688	6,994	8,694
	V3	16,320	17,766	1,447	7,940	6,095	1,845
	V4	16,117	18,597	2,480	11,038	4,837	6,202
	V5	13,861	18,252	4,391	12,097	5,549	6,548
	μ	15,721	18,255	2,534	12,643	5,899	6,744
	O	1,097	0,310	1,139	3,493	0,791	3,230

Tabela 72 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	11,680	20,066	8,387	44,641	17,990	26,651
	V2	13,899	11,281	2,618	26,778	16,628	10,150
	V3	7,219	17,042	9,823	22,432	40,523	18,091
	V4	5,048	12,198	7,150	23,136	38,953	15,817
	V5	6,897	8,098	1,200	18,113	41,840	23,727
	μ	8,949	13,737	5,836	27,020	31,187	18,887
	O	3,687	4,775	3,741	10,320	12,719	6,521
Cotovelo	V1	11,905	12,472	0,568	4,373	12,625	8,252
	V2	11,984	13,097	1,113	7,799	10,231	2,432
	V3	11,360	12,156	0,796	11,351	14,768	3,417
	V4	10,494	14,470	3,975	7,122	13,182	6,059
	V5	9,310	13,649	4,339	14,312	10,582	3,730
	μ	11,011	13,169	2,158	8,991	12,278	4,778
	O	1,121	0,927	1,839	3,877	1,884	2,354
Punho	V1	13,361	8,260	5,100	13,085	9,724	3,361
	V2	8,952	6,491	2,460	12,500	8,015	4,485
	V3	11,652	5,824	5,828	12,559	6,642	5,918
	V4	11,213	7,026	4,187	9,022	6,816	2,206
	V5	13,884	5,345	8,539	27,644	8,295	19,349
	μ	11,812	6,589	5,223	14,962	7,898	7,064
	O	1,953	1,132	2,241	7,271	1,250	7,004

Tabela 73 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo médiolateral (º)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	5,008	9,688	4,680	15,043	4,531	10,512
	V2	4,042	5,530	1,488	11,022	3,973	7,049
	V3	4,148	4,310	0,162	2,757	3,050	0,293
	V4	5,383	5,047	0,336	3,965	2,386	1,580
	V5	5,966	4,783	1,183	7,194	3,223	3,970
	μ	4,909	5,871	1,570	7,996	3,433	4,681
	O	0,819	2,179	1,826	5,078	0,834	4,153
Joelho	V1	11,656	18,161	6,505	14,626	10,332	4,294
	V2	13,423	7,034	6,389	22,940	12,340	10,600
	V3	6,503	4,459	2,044	10,081	3,450	6,631
	V4	8,408	5,382	3,026	4,006	5,265	1,259
	V5	9,453	6,746	2,707	3,093	4,521	1,428
	μ	9,889	8,356	4,134	10,949	7,182	4,843
	O	2,714	5,579	2,141	8,185	3,912	3,910
Tornozelo	V1	6,240	12,154	5,913	4,883	8,632	3,749
	V2	10,102	3,196	6,906	5,254	6,084	0,830
	V3	3,007	4,475	1,468	2,797	4,965	2,168
	V4	3,185	4,645	1,459	7,077	6,343	0,733
	V5	1,104	2,805	1,701	5,434	8,261	2,827
	μ	4,728	5,455	3,490	5,089	6,857	2,061
	O	3,523	3,828	2,690	1,532	1,546	1,297

Tabela 74 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (º)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,724	2,710	2,015	6,953	3,299	3,654
	V2	3,122	3,935	0,813	6,065	4,368	1,696
	V3	2,741	4,410	1,670	2,262	2,232	0,029
	V4	3,519	3,139	0,380	4,218	1,650	2,568
	V5	2,052	2,595	0,543	2,461	1,436	1,025
	μ	3,232	3,358	1,084	4,392	2,597	1,794
	O	0,994	0,789	0,719	2,101	1,226	1,394
Joelho	V1	1,537	2,306	0,769	3,549	4,916	1,367
	V2	1,912	2,297	0,386	3,596	3,366	0,230
	V3	1,502	2,378	0,876	3,787	4,953	1,166
	V4	2,513	3,049	0,536	4,120	3,998	0,122
	V5	1,652	1,984	0,332	4,271	4,524	0,254
	μ	1,823	2,403	0,580	3,865	4,352	0,628
	O	0,418	0,392	0,237	0,319	0,672	0,589
Tornozelo	V1	19,009	18,330	0,679	4,374	5,605	1,231
	V2	20,788	13,806	6,983	7,992	3,673	4,319
	V3	12,103	12,101	0,001	3,577	5,167	1,590
	V4	9,346	11,079	1,733	3,266	4,647	1,381
	V5	11,262	9,280	1,982	2,233	5,735	3,503
	μ	14,502	12,919	2,276	4,288	4,966	2,405
	O	5,066	3,441	2,750	2,208	0,839	1,410

Tabela 75 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	9,348	14,999	5,651	3,612	5,778	2,166
	V2	7,879	9,310	1,431	10,649	4,898	5,751
	V3	7,181	10,454	3,273	5,370	4,130	1,240
	V4	11,378	11,772	0,394	5,053	3,863	1,190
	V5	6,694	8,171	1,477	3,082	2,967	0,115
	μ	8,496	10,941	2,445	5,553	4,327	2,092
	O	1,897	2,633	2,070	3,005	1,065	2,170
Joelho	V1	4,350	5,508	1,157	6,359	5,021	1,337
	V2	4,111	3,146	0,965	9,417	2,242	7,175
	V3	4,900	2,519	2,381	4,971	2,732	2,239
	V4	3,953	3,260	0,692	2,025	2,593	0,568
	V5	2,307	2,816	0,509	3,475	2,051	1,424
	μ	3,924	3,450	1,141	5,249	2,928	2,549
	O	0,973	1,187	0,736	2,838	1,201	2,653
Tornozelo	V1	5,235	4,681	0,554	4,624	3,508	1,116
	V2	1,881	4,867	2,986	4,213	4,289	0,075
	V3	2,103	3,577	1,475	2,686	3,979	1,293
	V4	2,929	4,062	1,133	4,600	2,890	1,710
	V5	3,504	3,825	0,321	2,933	4,299	1,366
	μ	3,131	4,203	1,294	3,811	3,793	1,112
	O	1,344	0,553	1,051	0,933	0,599	0,618

Tabela 76 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.4 Sujeito 4

6.1.1.4.1. M1 – Marcação de cabeça no condutor

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M1 podem ser observadas nas tabelas 77, 78 e 79, respectivamente. Já nas tabelas 80, 81 e 82 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Durante a posição M1, o ombro e cotovelo esquerdos e o punho direito apresentaram as menores médias no eixo mediolateral e craniocaudal. No eixo anteroposterior, o ombro esquerdo e o cotovelo direito apresentaram valores de média menores. Os valores referentes a articulação do punho foram discrepantes em relação às demais articulações. Para os membros inferiores, com exceção da média da melhor tentativa do tornozelo esquerdo, todas as demais médias da lateral esquerda foram menores. A maior parte das diferenças entre as tentativas teve valor entre zero e dois. No eixo craniocaudal, apenas o tornozelo esquerdo apresentou médias maiores do que o membro inferior direito. No eixo anteroposterior, as médias do quadril e tornozelo diretos e do joelho esquerdo foram as menores.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,138	5,644	0,494	20,051	18,969	1,082
	V2	8,294	8,176	0,118	22,282	26,970	4,688
	V3	10,438	10,473	0,034	19,816	18,717	1,099
	V4	5,589	5,535	0,055	24,401	13,975	10,426
	V5	6,778	5,605	1,173	26,259	20,301	5,958
	μ	7,447	7,087	0,375	22,562	19,786	4,650
	O	1,954	2,199	0,484	2,783	4,676	3,886
Cotovelo	V1	6,918	8,891	1,973	19,290	12,693	6,597
	V2	1,891	7,159	5,268	18,753	21,349	2,596
	V3	1,955	5,641	3,686	20,270	23,934	3,664
	V4	3,185	7,240	4,054	24,526	21,290	3,236
	V5	3,027	5,702	2,675	33,863	22,851	11,012
	μ	3,395	6,926	3,531	23,340	20,423	5,421
	O	2,057	1,338	1,272	6,305	4,460	3,482
Punho	V1	37,790	38,608	0,817	10,289	14,823	4,533
	V2	64,695	52,085	12,610	6,607	18,393	11,786
	V3	91,180	23,843	67,337	8,695	8,317	0,378
	V4	10,577	46,516	35,939	7,622	6,996	0,627
	V5	3,747	75,249	71,503	16,200	6,025	10,175
	μ	41,598	47,260	37,641	9,883	10,911	5,500
	O	36,747	18,911	31,678	3,786	5,413	5,298

Tabela 77 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	10,891	7,239	3,652	11,839	21,138	9,299
	V2	10,857	18,446	7,588	19,781	19,757	0,024
	V3	16,070	10,633	5,436	10,620	14,442	3,822
	V4	8,723	7,690	1,033	18,355	22,223	3,868
	V5	10,152	9,714	0,437	26,054	23,911	2,143
	μ	11,339	10,745	3,629	17,330	20,294	3,831
	O	2,787	4,528	2,995	6,292	3,607	3,437
Cotovelo	V1	3,117	2,891	0,227	3,927	3,630	0,297
	V2	2,465	3,447	0,982	5,289	5,720	0,431
	V3	2,138	2,725	0,587	4,110	5,513	1,404
	V4	3,324	3,099	0,225	5,151	5,473	0,322
	V5	3,255	3,362	0,107	9,965	5,785	4,180
	μ	2,860	3,105	0,426	5,688	5,224	1,327
	O	0,528	0,306	0,360	2,466	0,901	1,660
Punho	V1	56,020	52,275	3,746	3,742	6,694	2,952
	V2	20,722	62,736	42,014	4,201	2,720	1,481
	V3	6,684	70,987	64,303	1,565	3,503	1,938
	V4	10,141	74,284	64,143	3,578	3,851	0,274
	V5	3,394	75,265	71,871	4,444	5,000	0,556
	μ	19,392	67,109	49,215	3,506	4,354	1,440
	O	21,485	9,646	27,763	1,139	1,544	1,081

Tabela 78 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	10,917	6,353	4,564	15,368	17,675	2,307
	V2	12,049	18,413	6,364	21,526	25,200	3,674
	V3	12,781	7,419	5,362	12,390	15,881	3,492
	V4	7,527	5,904	1,622	24,665	18,665	5,999
	V5	12,712	11,352	1,359	33,023	26,303	6,720
	μ	11,197	9,888	3,854	21,394	20,745	4,438
	O	2,184	5,227	2,252	8,114	4,694	1,848
Cotovelo	V1	47,642	47,013	0,628	15,140	8,600	6,540
	V2	17,925	58,878	40,953	12,262	17,456	5,193
	V3	6,763	56,341	49,578	16,968	11,749	5,219
	V4	4,116	60,501	56,385	14,709	11,412	3,297
	V5	2,991	62,733	59,742	13,168	9,600	3,568
	μ	15,887	57,093	41,457	14,449	11,763	4,763
	O	18,713	6,099	23,929	1,824	3,436	1,335
Punho	V1	368,460	359,719	8,741	396,328	400,258	3,931
	V2	77,546	201,860	124,314	385,614	386,421	0,807
	V3	102,564	239,066	136,502	345,428	19,433	325,995
	V4	20,377	174,982	154,605	264,841	393,657	128,815
	V5	6,496	159,572	153,076	383,674	7,352	376,322
	μ	115,088	227,040	115,448	355,177	241,424	167,174
	O	147,077	80,069	60,945	54,054	208,265	176,610

Tabela 79 – Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	3,558	1,826	1,732	5,284	10,196	4,912
	V2	3,897	6,023	2,126	1,283	2,474	1,191
	V3	2,622	3,084	0,462	1,640	4,018	2,378
	V4	1,560	1,780	0,221	3,941	3,127	0,814
	V5	2,796	2,365	0,431	2,317	2,795	0,478
	μ	2,886	3,016	0,994	2,893	4,522	1,955
	O	0,910	1,762	0,870	1,681	3,224	1,802
Joelho	V1	3,775	1,977	1,799	3,886	20,150	16,264
	V2	5,807	2,863	2,944	2,576	3,926	1,350
	V3	2,696	3,745	1,049	2,733	6,155	3,422
	V4	1,181	1,566	0,385	5,904	8,675	2,770
	V5	2,373	1,808	0,565	3,265	3,705	0,440
	μ	3,167	2,392	1,348	3,673	8,522	4,849
	O	1,742	0,901	1,046	1,349	6,804	6,487
Tornozelo	V1	4,278	2,452	1,826	2,998	3,715	0,717
	V2	2,870	7,886	5,015	4,682	2,912	1,770
	V3	3,410	3,871	0,461	3,087	4,608	1,521
	V4	5,380	5,290	0,090	3,930	6,913	2,983
	V5	2,879	1,708	1,170	1,856	5,475	3,619
	μ	3,763	4,241	1,713	3,311	4,725	2,122
	O	1,070	2,456	1,963	1,064	1,555	1,166

Tabela 80 – Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	2,662	3,966	1,305	8,466	4,308	4,158
	V2	1,538	4,047	2,509	4,300	5,179	0,879
	V3	1,737	2,246	0,509	4,564	8,235	3,671
	V4	3,312	2,157	1,155	3,213	4,737	1,524
	V5	2,845	3,148	0,303	4,094	6,028	1,934
	μ	2,419	3,113	1,156	4,927	5,697	2,433
	O	0,755	0,904	0,866	2,042	1,555	1,414
	V1	3,032	0,748	2,284	3,501	5,712	2,211
Joelho	V2	3,044	1,388	1,656	4,345	4,120	0,225
	V3	1,703	0,910	0,794	2,192	4,886	2,694
	V4	0,539	1,005	0,466	2,111	2,441	0,330
	V5	1,152	1,173	0,021	2,213	1,607	0,606
	μ	1,894	1,045	1,044	2,872	3,753	1,213
	O	1,123	0,246	0,916	1,005	1,702	1,152
	V1	11,383	7,204	4,179	5,015	3,742	1,273
	V2	14,642	12,961	1,681	4,066	2,782	1,284
Tornozelo	V3	6,811	12,953	6,142	3,611	2,867	0,744
	V4	10,652	12,739	2,087	3,674	5,170	1,496
	V5	9,975	11,353	1,379	3,394	4,008	0,614
	μ	10,692	11,442	3,093	3,952	3,714	1,082
	O	2,813	2,462	2,026	0,642	0,974	0,382

Tabela 81 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	8,221	7,092	1,129	2,710	3,359	0,648
	V2	17,045	6,945	10,100	3,796	2,945	0,851
	V3	3,629	4,221	0,593	2,155	5,142	2,987
	V4	4,283	6,417	2,134	1,781	1,729	0,051
	V5	5,559	4,241	1,318	3,618	2,329	1,288
	μ	7,747	5,783	3,055	2,812	3,101	1,165
	O	5,487	1,439	3,977	0,884	1,297	1,111
	V1	2,113	1,443	0,671	4,705	3,258	1,448
Joelho	V2	3,166	1,663	1,503	4,322	2,551	1,771
	V3	0,907	1,322	0,414	2,504	3,472	0,968
	V4	1,579	1,915	0,336	2,077	3,916	1,839
	V5	2,059	1,394	0,665	3,167	4,100	0,933
	μ	1,965	1,547	0,718	3,355	3,459	1,392
	O	0,828	0,242	0,464	1,135	0,609	0,429
	V1	3,326	3,094	0,233	3,267	2,510	0,757
	V2	7,526	2,901	4,625	3,015	1,925	1,090
Tornozelo	V3	2,030	2,495	0,465	3,543	1,885	1,658
	V4	1,716	2,069	0,354	2,569	3,407	0,838
	V5	3,014	2,099	0,915	2,965	2,635	0,330
	μ	3,522	2,532	1,318	3,072	2,472	0,934
	O	2,335	0,462	1,867	0,363	0,622	0,488

Tabela 82 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.4.2. M2 – Marcação de cabeça no público

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M2 podem ser observadas nas tabelas 83, 84 e 85 respectivamente. Já nas tabelas 86, 87 e 88 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

No eixo médio lateral, as menores médias foram observadas no ombro e cotovelo esquerdos e para no punho direito. As diferenças entre as tentativas mais expressivas foram no punho esquerdo. Para o eixo craniocaudal, as articulações do ombro e cotovelo esquerdos e do punho direito apresentaram valores menores. As maiores amplitudes foram observadas o punho direito. Já no eixo anteroposterior, os punhos apresentaram valores mais discrepantes e as articulações do ombro esquerdo e do cotovelo direito apresentaram menores médias. Em relação aos membros inferiores, as menores médias foram observadas no quadril direito no eixo anteroposterior. Com exceção da pior tentativa do joelho direito, os valores de desvio padrão não foram maiores que 2,5. No eixo craniocaudal, as médias do quadril e joelho esquerdos e do tornozelo direito foram menores. No eixo anteroposterior, o quadril e o tornozelo direitos e o joelho esquerdo apresentaram médias menores.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	24,385	24,893	0,508	12,250	18,504	6,254
	V2	12,064	11,266	0,797	21,976	22,578	0,603
	V3	19,483	6,130	13,353	17,679	17,938	0,260
	V4	13,744	12,718	1,026	17,572	11,595	5,977
	V5	8,378	3,726	4,653	20,076	35,622	15,545
	μ	15,611	11,747	4,067	17,910	21,247	5,728
	O	6,332	8,214	5,458	3,655	8,945	6,182
Cotovelo	V1	9,826	10,005	0,179	22,637	26,324	3,686
	V2	4,837	6,861	2,024	23,537	27,907	4,370
	V3	2,046	4,797	2,751	16,959	22,296	5,337
	V4	6,814	11,982	5,168	17,696	11,426	6,270
	V5	5,670	5,808	0,137	9,597	14,215	4,618
	μ	5,839	7,890	2,052	18,085	20,434	4,856
	O	2,840	3,008	2,084	5,566	7,311	0,986
Punho	V1	42,328	53,883	11,555	11,558	14,293	2,735
	V2	17,091	20,219	3,128	13,629	9,148	4,481
	V3	29,136	57,570	28,434	7,587	4,864	2,723
	V4	63,523	86,649	23,126	12,850	23,792	10,942
	V5	89,644	48,515	41,128	12,489	14,168	1,679
	μ	48,344	53,367	21,474	11,622	13,253	4,512
	O	28,801	23,706	14,768	2,376	7,075	3,732

Tabela 83 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	18,450	18,576	0,126	27,727	37,867	10,140
	V2	9,920	10,021	0,101	30,511	31,884	1,373
	V3	8,654	11,070	2,416	31,654	29,512	2,142
	V4	7,082	13,106	6,023	43,032	44,546	1,514
	V5	9,586	8,143	1,442	7,258	21,402	14,144
	μ	10,738	12,183	2,022	28,036	33,042	5,863
Cotovelo	O	4,449	3,999	2,439	12,999	8,731	5,912
	V1	5,322	9,125	3,803	8,972	9,832	0,861
	V2	6,394	2,665	3,729	9,719	8,729	0,990
	V3	3,704	3,970	0,266	9,336	9,143	0,194
	V4	4,952	3,205	1,747	9,311	3,729	5,582
	V5	5,210	4,859	0,351	4,611	4,106	0,505
Punho	μ	5,116	4,765	1,979	8,390	7,108	1,626
	O	0,962	2,574	1,734	2,129	2,942	2,233
	V1	48,715	68,727	20,012	6,930	7,219	0,289
	V2	29,070	27,538	1,532	4,102	3,557	0,545
	V3	9,102	3,520	5,582	3,818	3,241	0,577
	V4	9,250	9,877	0,628	4,420	4,190	0,230
	V5	80,398	84,852	4,454	4,055	5,056	1,001
	μ	35,307	38,903	6,442	4,665	4,653	0,528
	O	30,073	36,140	7,854	1,284	1,594	0,305

Tabela 84 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	12,825	5,477	7,348	19,434	32,100	12,666
	V2	9,212	14,602	5,389	25,693	20,272	5,421
	V3	11,576	13,708	2,132	15,681	20,706	5,025
	V4	7,353	5,862	1,491	19,314	24,616	5,302
	V5	11,367	7,947	3,420	23,667	40,740	17,073
	μ	10,467	9,519	3,956	20,758	27,687	9,097
Cotovelo	O	2,172	4,346	2,411	3,951	8,703	5,497
	V1	30,629	49,357	18,727	18,601	16,813	1,788
	V2	21,360	15,208	6,152	8,386	11,805	3,419
	V3	8,903	8,631	0,272	11,166	9,821	1,346
	V4	8,564	5,447	3,117	13,814	12,111	1,704
	V5	55,787	63,132	7,345	9,312	13,276	3,964
Punho	μ	25,049	28,355	7,123	12,256	12,765	2,444
	O	19,507	26,159	7,047	4,109	2,582	1,167
	V1	376,081	372,253	3,828	387,925	387,347	0,577
	V2	32,379	34,206	1,827	365,630	382,635	17,005
	V3	35,670	126,456	90,786	388,958	303,711	85,247
	V4	73,116	96,632	23,516	389,129	391,314	2,185
	V5	210,639	270,824	60,185	387,348	383,489	3,859
	μ	145,577	180,074	36,028	383,798	369,699	21,775
	O	147,910	138,097	38,552	10,183	37,049	36,075

Tabela 85 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	5,992	3,852	2,141	4,378	5,006	0,628
	V2	3,711	7,023	3,312	3,261	5,317	2,057
	V3	2,934	4,277	1,343	3,373	4,291	0,918
	V4	3,121	4,070	0,949	2,338	6,886	4,547
	V5	1,838	4,205	2,367	7,830	5,299	2,531
	μ	3,519	4,685	2,022	4,236	5,360	2,136
	O	1,540	1,317	0,923	2,135	0,949	1,560
Joelho	V1	7,626	1,761	5,865	2,288	4,667	2,379
	V2	5,617	6,590	0,973	6,064	13,013	6,948
	V3	2,859	3,805	0,946	1,836	1,439	0,397
	V4	2,634	3,445	0,811	2,204	4,067	1,863
	V5	2,343	4,183	1,840	6,543	6,979	0,436
	μ	4,216	3,957	2,087	3,787	6,033	2,405
	O	2,315	1,739	2,151	2,310	4,372	2,685
Tornozelo	V1	4,972	5,078	0,107	4,066	4,723	0,657
	V2	3,386	8,107	4,721	3,273	5,657	2,384
	V3	2,073	2,760	0,686	2,490	2,958	0,468
	V4	4,527	5,308	0,780	2,502	4,748	2,246
	V5	6,105	7,357	1,252	2,473	4,089	1,616
	μ	4,213	5,722	1,509	2,961	4,435	1,474
	O	1,542	2,105	1,841	0,705	0,997	0,884

Tabela 86 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	2,734	2,006	0,728	7,404	5,869	1,535
	V2	2,637	2,424	0,213	5,202	4,942	0,259
	V3	1,468	4,184	2,716	3,066	3,821	0,755
	V4	2,496	3,294	0,798	3,462	3,801	0,339
	V5	5,964	4,386	1,578	1,995	3,304	1,309
	μ	3,060	3,259	1,207	4,226	4,347	0,839
	O	1,701	1,048	0,975	2,119	1,041	0,570
Joelho	V1	4,382	1,933	2,449	4,338	2,258	2,080
	V2	4,458	1,515	2,944	5,005	2,010	2,995
	V3	1,301	1,322	0,021	2,448	2,153	0,295
	V4	1,592	2,256	0,665	2,608	3,021	0,413
	V5	1,143	0,687	0,455	2,261	2,288	0,027
	μ	2,575	1,543	1,307	3,332	2,346	1,162
	O	1,692	0,600	1,301	1,251	0,393	1,304
Tornozelo	V1	7,158	12,747	5,589	5,558	4,922	0,636
	V2	17,312	14,769	2,543	5,067	5,613	0,547
	V3	9,326	13,777	4,451	2,593	5,648	3,055
	V4	11,044	11,686	0,642	4,258	2,462	1,796
	V5	12,244	12,581	0,338	3,166	2,586	0,579
	μ	11,417	13,112	2,712	4,128	4,246	1,323
	O	3,811	1,187	2,305	1,247	1,599	1,101

Tabela 87 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	10,770	15,500	4,730	3,624	3,950	0,326
	V2	9,457	7,169	2,288	3,832	3,988	0,156
	V3	4,338	6,375	2,037	1,991	2,697	0,706
	V4	7,151	10,883	3,731	3,563	4,439	0,877
	V5	7,122	9,124	2,002	2,024	2,299	0,275
	μ	7,768	9,810	2,958	3,007	3,475	0,468
	O	2,471	3,632	1,220	0,918	0,923	0,308
Joelho	V1	2,313	2,092	0,221	5,741	6,520	0,779
	V2	2,832	2,266	0,566	8,155	3,139	5,016
	V3	1,410	1,808	0,398	3,269	2,705	0,564
	V4	2,510	1,546	0,964	4,898	1,434	3,464
	V5	3,140	3,666	0,526	2,851	2,810	0,041
	μ	2,441	2,276	0,535	4,983	3,322	1,973
	O	0,657	0,824	0,275	2,129	1,902	2,158
Tornozelo	V1	8,364	3,681	4,683	6,370	4,077	2,293
	V2	3,240	4,833	1,592	6,189	5,167	1,022
	V3	2,986	2,731	0,255	4,290	3,001	1,289
	V4	5,169	7,143	1,974	3,920	3,639	0,280
	V5	4,447	3,129	1,318	2,669	3,290	0,621
	μ	4,841	4,303	1,964	4,688	3,835	1,101
	O	2,161	1,773	1,648	1,574	0,846	0,769

Tabela 88 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.4.3. M3 – Marcação de cabeça teto

As amplitudes de movimento (ADM) das articulações dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M3 podem ser observadas nas tabelas 89, 90 e 91, respectivamente. Já nas tabelas 92, 93 e 94 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

Durante a posição M3, as médias do ombro e do cotovelo esquerdos e do punho direito foram menores do que as demais médias no eixo mediolateral. A diferença entre as tentativas mais expressiva foi observada na quinta volta na articulação do ombro direito. Para o eixo craniocaudal, as diferenças mais expressivas observadas foram na articulação do punho direito, que também apresentou médias maiores. No eixo anteroposterior, as médias do ombro esquerdo e do cotovelo direito foram menores. Os valores da articulação do punho foram maiores do que as demais articulações. No eixo mediolateral e no eixo craniocaudal, o quadril e joelho esquerdo e o tornozelo direito apresentaram médias menores. Já para o eixo anteroposterior, o quadril direito e o joelho esquerdo apresentaram as menores médias.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,144	40,021	33,877	14,780	15,915	1,135
	V2	8,254	11,690	3,437	21,583	35,046	13,463
	V3	4,696	12,302	7,606	21,618	34,108	12,490
	V4	3,378	13,569	10,191	34,908	19,656	15,252
	V5	11,980	7,029	4,951	15,006	73,749	58,743
	μ	6,890	16,922	12,012	21,579	35,695	20,217
	O	3,371	13,147	12,492	8,171	22,910	22,239
Cotovelo	V1	5,695	9,697	4,003	18,435	15,677	2,758
	V2	5,289	14,841	9,552	10,789	22,509	11,720
	V3	3,254	9,879	6,625	16,087	13,145	2,942
	V4	3,917	5,737	1,820	16,086	9,936	6,151
	V5	1,824	6,173	4,349	18,272	18,961	0,689
	μ	3,996	9,265	5,270	15,934	16,046	4,852
	O	1,568	3,663	2,938	3,092	4,903	4,308
Punho	V1	30,035	21,829	8,206	12,589	27,786	15,197
	V2	53,764	40,755	13,009	5,732	12,469	6,737
	V3	89,046	38,977	50,070	9,043	5,683	3,359
	V4	10,014	39,909	29,895	4,794	10,376	5,582
	V5	6,015	40,036	34,021	6,222	7,043	0,821
	μ	37,775	36,301	27,040	7,676	12,671	6,339
	O	34,364	8,115	16,874	3,170	8,864	5,443

Tabela 89 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	21,696	14,106	7,589	13,137	27,582	14,445
	V2	24,072	13,011	11,060	19,845	15,174	4,671
	V3	18,727	21,281	2,555	11,650	14,127	2,477
	V4	12,599	11,473	1,126	22,800	31,424	8,624
	V5	37,217	24,349	12,868	14,842	26,514	11,672
	μ	22,862	16,844	7,040	16,455	22,964	8,378
	O	9,101	5,636	5,136	4,702	7,815	4,906
Cotovelo	V1	2,773	6,010	3,237	3,695	3,400	0,294
	V2	3,418	4,899	1,481	3,689	3,711	0,022
	V3	3,068	5,625	2,557	3,527	3,591	0,063
	V4	3,225	9,263	6,037	3,695	4,766	1,071
	V5	2,138	5,129	2,991	4,502	5,060	0,558
	μ	2,924	6,185	3,261	3,821	4,105	0,402
	O	0,499	1,774	1,691	0,387	0,753	0,431
Punho	V1	58,455	38,457	19,998	1,851	4,099	2,249
	V2	73,852	46,753	27,099	2,729	2,291	0,438
	V3	8,942	72,438	63,496	3,017	4,954	1,937
	V4	5,779	73,198	67,419	2,819	6,166	3,347
	V5	5,678	7,978	2,300	2,674	2,179	0,495
	μ	30,541	47,765	36,062	2,618	3,938	1,693
	O	32,988	27,047	28,347	0,448	1,719	1,236

Tabela 90 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	22,160	16,000	6,160	19,366	32,230	12,864
	V2	28,731	19,872	8,858	24,633	43,298	18,665
	V3	22,037	13,824	8,214	34,773	23,722	11,051
	V4	15,417	10,364	5,054	47,204	26,871	20,332
	V5	41,082	14,224	26,858	29,331	70,834	41,502
	μ	25,885	14,857	11,029	31,061	39,391	20,883
	O	9,712	3,468	8,981	10,671	19,088	12,159
Cotovelo	V1	44,921	29,157	15,763	15,847	17,464	1,617
	V2	58,355	44,045	14,310	8,775	13,377	4,602
	V3	8,942	53,694	44,752	11,756	13,497	1,742
	V4	3,263	64,902	61,639	11,042	8,398	2,644
	V5	5,332	9,405	4,073	13,683	8,625	5,058
	μ	24,162	40,241	28,108	12,221	12,272	3,132
	O	25,608	21,664	24,093	2,682	3,807	1,608
Punho	V1	78,735	376,324	297,589	394,065	382,356	11,709
	V2	129,364	392,286	262,923	389,251	382,291	6,960
	V3	102,855	229,748	126,893	297,139	395,281	98,142
	V4	13,159	196,457	183,298	392,271	402,297	10,026
	V5	7,063	171,680	164,616	404,325	419,180	14,855
	μ	66,235	273,299	207,064	375,410	396,281	28,339
	O	54,316	103,561	70,903	44,120	15,421	39,126

Tabela 91 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	5,512	3,004	2,509	3,095	8,524	5,428
	V2	2,364	2,140	0,224	5,009	3,313	1,695
	V3	1,260	3,807	2,548	2,914	6,475	3,561
	V4	0,953	2,928	1,975	1,647	3,604	1,958
	V5	1,702	2,846	1,143	0,943	5,274	4,331
	μ	2,358	2,945	1,680	2,721	5,438	3,395
	O	1,841	0,593	0,992	1,559	2,151	1,581
Joelho	V1	3,877	8,640	4,763	5,128	8,599	3,471
	V2	2,925	5,779	2,853	6,541	5,017	1,524
	V3	3,065	6,213	3,148	3,231	10,068	6,837
	V4	2,703	5,146	2,443	1,780	9,912	8,132
	V5	1,587	6,181	4,593	2,092	7,074	4,982
	μ	2,832	6,392	3,560	3,755	8,134	4,989
	O	0,825	1,328	1,052	2,037	2,119	2,627
Tornozelo	V1	4,472	4,914	0,442	3,443	2,221	1,221
	V2	4,664	3,376	1,288	4,795	3,491	1,304
	V3	2,202	6,842	4,640	3,015	3,251	0,236
	V4	3,630	6,383	2,754	2,084	4,290	2,206
	V5	1,432	5,523	4,091	2,200	4,328	2,128
	μ	3,280	5,408	2,643	3,107	3,516	1,419
	O	1,417	1,360	1,787	1,100	0,867	0,802

Tabela 92 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	4,364	4,392	0,028	1,517	3,650	2,133
	V2	2,893	4,094	1,201	1,779	5,692	3,914
	V3	2,901	2,245	0,655	1,007	1,869	0,861
	V4	1,111	2,149	1,039	2,923	6,794	3,870
	V5	1,547	3,619	2,072	1,464	8,218	6,755
	μ	2,563	3,300	0,999	1,738	5,244	3,507
	O	1,285	1,044	0,751	0,718	2,519	2,221
Joelho	V1	0,958	2,208	1,250	1,587	5,700	4,113
	V2	0,924	1,130	0,207	2,094	3,984	1,889
	V3	2,237	1,067	1,170	1,355	2,716	1,361
	V4	1,053	1,051	0,002	1,697	2,887	1,190
	V5	0,910	0,573	0,337	1,540	2,994	1,453
	μ	1,216	1,206	0,593	1,655	3,656	2,001
	O	0,573	0,603	0,576	0,275	1,245	1,208
Tornozelo	V1	7,910	19,858	11,947	2,006	3,173	1,167
	V2	17,426	8,099	9,327	2,593	2,783	0,190
	V3	12,049	13,633	1,584	2,697	2,997	0,300
	V4	11,115	15,171	4,056	1,763	4,548	2,785
	V5	9,335	8,836	0,499	3,115	1,955	1,160
	μ	11,567	13,119	5,483	2,435	3,091	1,120
	O	3,644	4,833	4,966	0,546	0,938	1,038

Tabela 93 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	8,215	24,181	15,967	2,008	4,927	2,919
	V2	9,987	11,432	1,445	1,930	4,697	2,768
	V3	11,576	7,305	4,272	2,487	3,336	0,849
	V4	7,489	20,455	12,966	1,948	2,942	0,994
	V5	4,588	10,672	6,084	1,914	3,890	1,976
	μ	8,371	14,809	8,147	2,057	3,958	1,901
	O	2,646	7,151	6,094	0,243	0,853	0,965
Joelho	V1	2,797	4,134	1,337	1,284	3,360	2,076
	V2	2,540	1,921	0,618	3,291	2,979	0,312
	V3	1,742	2,054	0,312	2,092	3,035	0,943
	V4	0,912	2,936	2,024	1,160	4,555	3,395
	V5	1,835	2,530	0,694	1,004	2,521	1,518
	μ	1,965	2,715	0,997	1,766	3,290	1,649
	O	0,741	0,890	0,685	0,951	0,768	1,176
Tornozelo	V1	4,207	2,599	1,607	1,540	3,190	1,651
	V2	2,531	2,892	0,361	4,062	3,022	1,039
	V3	1,788	5,050	3,262	6,248	2,389	3,859
	V4	1,577	2,337	0,759	2,306	2,331	0,025
	V5	1,679	2,386	0,707	5,715	1,949	3,766
	μ	2,356	3,053	1,339	3,974	2,576	2,068
	O	1,100	1,138	1,168	2,057	0,516	1,695

Tabela 94 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.4.4. M4 – Marcação de cabeça no chão

A ADM dos membros superiores no eixo mediolateral, craniocaudal e anteroposterior durante a posição M4 podem ser observadas nas tabelas 95, 96 e 97, respectivamente. Já nas tabelas 98, 99 e 100 podem ser observadas a ADM dos membros inferiores.

No eixo mediolateral, as menores médias foram observadas no ombro e cotovelo direitos. Na articulação do punho, apenas a média da diferença entre as tentativas do lado direito foi menor do que as médias apresentadas pelo punho esquerdo. As médias do ombro e cotovelo esquerdos e do punho direito foram as menores no eixo craniocaudal. As diferenças entre as tentativas mais expressivas foram observadas na primeira e segunda volta do punho esquerdo. No eixo anteroposterior, as menores médias foram observadas no ombro e punho direitos e no cotovelo esquerdo. Os valores do punho direito foram os mais discrepantes. Em relação aos membros inferiores, no eixo mediolateral as menores médias foram as da articulação do joelho esquerdo. No eixo craniocaudal, o quadril direito apresentou médias menores. Além disso, apesar de o joelho esquerdo ter apresentado médias menores em relação a melhor e pior tentativa, a média das diferenças entre as tentativas foi maior do que a média do joelho direito. No eixo anteroposterior, o quadril direito e o joelho esquerdo apresentaram médias menores. A maior diferença entre as tentativas foi observada na volta cinco do quadril esquerdo.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	9,857	18,500	8,643	17,640	13,314	4,326
	V2	4,103	6,082	1,979	12,434	17,291	4,857
	V3	2,967	3,858	0,892	13,112	16,528	3,416
	V4	4,762	2,864	1,898	13,419	13,977	0,558
	V5	3,985	3,478	0,507	14,226	13,319	0,907
	μ	5,135	6,956	2,784	14,166	14,886	2,813
	O	2,717	6,566	3,336	2,046	1,886	1,972
	V1	3,803	3,897	0,094	11,979	8,559	3,420
Cotovelo	V2	3,635	5,589	1,954	10,968	7,670	3,298
	V3	2,789	1,482	1,307	12,207	15,224	3,017
	V4	1,937	2,236	0,299	13,173	9,627	3,547
	V5	2,328	5,068	2,740	12,985	9,551	3,435
	μ	2,899	3,655	1,279	12,263	10,126	3,343
	O	0,810	1,770	1,113	0,882	2,960	0,203
	V1	59,104	3,750	55,355	15,566	15,432	0,134
	V2	8,142	6,150	1,992	27,382	9,967	17,415
Punho	V3	5,692	3,087	2,605	12,424	18,674	6,250
	V4	5,169	1,994	3,174	53,957	9,731	44,226
	V5	5,717	50,285	44,568	13,772	11,796	1,976
	μ	16,765	13,053	21,539	24,620	13,120	14,000
	O	23,697	20,869	26,228	17,440	3,853	18,181

Tabela 95 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	4,846	10,387	5,541	21,459	23,486	2,027
	V2	2,855	5,615	2,760	19,741	11,066	8,675
	V3	5,749	3,406	2,342	13,287	12,924	0,363
	V4	4,984	4,498	0,485	13,335	14,058	0,723
	V5	4,294	4,406	0,112	17,865	11,505	6,360
	μ	4,545	5,662	2,248	17,137	14,608	3,630
	O	1,078	2,755	2,167	3,717	5,102	3,694
	V1	4,470	4,463	0,007	3,169	3,239	0,070
Cotovelo	V2	2,558	2,939	0,381	4,608	3,668	0,940
	V3	1,176	2,441	1,265	5,111	3,850	1,261
	V4	1,881	1,344	0,537	3,774	3,637	0,137
	V5	1,836	2,236	0,400	5,963	3,253	2,710
	μ	2,384	2,685	0,518	4,525	3,530	1,023
	O	1,264	1,149	0,462	1,098	0,271	1,073
	V1	56,936	35,052	21,884	3,383	4,046	0,663
	V2	22,562	48,211	25,649	4,057	5,767	1,711
Punho	V3	16,847	24,230	7,384	5,550	5,642	0,092
	V4	21,827	18,077	3,750	10,248	3,986	6,262
	V5	22,184	60,782	38,598	3,251	5,548	2,298
	μ	28,071	37,270	19,453	5,298	4,998	2,205
	O	16,303	17,434	14,169	2,914	0,900	2,427

Tabela 96 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	V1	6,269	13,625	7,355	19,880	17,048	2,832
	V2	4,762	8,312	3,550	12,608	13,530	0,922
	V3	5,513	3,489	2,024	11,200	9,566	1,634
	V4	5,608	2,033	3,576	14,100	5,596	8,505
	V5	3,456	2,551	0,905	13,231	16,940	3,709
	μ	5,122	6,002	3,482	14,204	12,536	3,520
	O	1,074	4,935	2,438	3,344	4,943	2,986
	V1	63,161	34,706	28,455	13,063	7,834	5,229
Cotovelo	V2	20,186	39,700	19,514	11,082	11,704	0,622
	V3	13,860	19,993	6,134	10,277	9,063	1,215
	V4	17,615	15,186	2,429	7,656	4,546	3,110
	V5	18,742	60,153	41,410	7,894	10,071	2,177
	μ	26,713	33,948	19,588	9,994	8,643	2,471
	O	20,510	17,798	16,049	2,267	2,694	1,810
	V1	89,970	31,598	58,372	4,389	357,587	353,198
	V2	19,102	34,749	15,647	396,363	390,687	5,676
Punho	V3	14,416	16,325	1,909	400,521	343,633	56,889
	V4	17,393	18,510	1,117	334,596	278,752	55,844
	V5	16,494	16,714	0,220	168,286	400,434	232,149
	μ	31,475	23,579	15,453	260,831	354,218	140,751
	O	32,743	8,867	24,815	171,501	48,178	146,607

Tabela 97 - Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	6,256	3,077	3,178	6,225	9,148	2,923
	V2	5,212	1,765	3,447	1,412	1,887	0,475
	V3	1,475	4,880	3,404	1,718	1,267	0,451
	V4	2,271	1,873	0,397	1,669	1,206	0,462
	V5	2,378	1,824	0,554	2,422	1,585	0,837
	μ	3,518	2,684	2,196	2,689	3,019	1,030
	O	2,085	1,343	1,575	2,012	3,437	1,071
	V1	6,934	4,764	2,170	4,584	4,424	0,160
Joelho	V2	2,618	2,393	0,225	4,026	3,283	0,743
	V3	2,471	7,765	5,294	2,600	3,988	1,387
	V4	2,049	2,046	0,003	2,535	2,098	0,436
	V5	2,802	3,767	0,965	2,868	2,696	0,173
	μ	3,375	4,147	1,731	3,323	3,298	0,580
	O	2,009	2,297	2,164	0,927	0,941	0,510
	V1	3,547	4,129	0,582	3,640	5,856	2,216
	V2	3,347	4,114	0,767	2,344	2,181	0,163
Tornozelo	V3	3,068	5,379	2,311	3,099	3,594	0,495
	V4	2,876	2,206	0,670	4,441	2,062	2,379
	V5	2,670	3,353	0,682	4,174	2,236	1,938
	μ	3,102	3,836	1,003	3,540	3,186	1,438
	O	0,352	1,165	0,734	0,844	1,618	1,032

Tabela 98 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	5,850	1,779	4,071	10,549	10,851	0,302
	V2	6,476	4,118	2,359	4,958	2,769	2,189
	V3	1,958	3,213	1,255	4,183	2,507	1,675
	V4	2,195	1,537	0,658	5,892	3,300	2,592
	V5	3,634	1,803	1,831	6,095	1,736	4,359
	μ	4,023	2,490	2,035	6,335	4,233	2,224
	O	2,068	1,124	1,304	2,477	3,743	1,474
	V1	2,144	1,014	1,131	4,123	3,779	0,343
Joelho	V2	1,519	0,849	0,670	4,731	2,816	1,915
	V3	0,719	2,651	1,932	2,367	2,041	0,326
	V4	1,789	0,968	0,821	3,092	1,839	1,253
	V5	2,830	1,926	0,903	1,607	1,864	0,257
	μ	1,800	1,482	1,091	3,184	2,468	0,819
	O	0,779	0,782	0,498	1,269	0,834	0,737
	V1	7,102	14,385	7,283	3,373	2,247	1,126
	V2	9,387	14,256	4,870	2,262	2,061	0,201
Tornozelo	V3	9,119	13,993	4,874	2,653	2,650	0,002
	V4	9,418	7,259	2,158	3,489	1,733	1,756
	V5	13,227	10,289	2,938	4,903	3,236	1,668
	μ	9,650	12,036	4,425	3,336	2,385	0,951
	O	2,219	3,168	1,995	1,013	0,579	0,815

Tabela 99 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
Articulação	Volta	Esquerdo			Direito		
		Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	V1	13,033	9,606	3,427	5,364	3,004	2,360
	V2	9,235	7,799	1,436	4,283	1,801	2,483
	V3	4,281	11,983	7,703	3,065	1,586	1,479
	V4	2,857	4,909	2,052	2,013	1,297	0,717
	V5	12,444	5,710	6,734	2,410	1,910	0,500
	μ	8,370	8,002	4,270	3,427	1,920	1,508
	O	4,642	2,884	2,807	1,383	0,650	0,911
	V1	2,646	1,686	0,960	3,473	1,695	1,778
Joelho	V2	2,048	1,841	0,207	2,606	2,919	0,312
	V3	0,945	1,708	0,763	1,609	4,587	2,978
	V4	1,821	1,130	0,691	3,627	1,728	1,899
	V5	1,602	2,287	0,685	4,662	2,555	2,106
	μ	1,812	1,730	0,661	3,195	2,697	1,815
	O	0,622	0,414	0,277	1,149	1,182	0,962
	V1	3,960	5,248	1,289	3,698	2,787	0,912
	V2	3,773	2,840	0,933	4,118	2,406	1,712
Tornozelo	V3	2,037	8,110	6,074	3,613	3,719	0,106
	V4	2,337	3,251	0,914	3,694	3,304	0,390
	V5	4,455	5,327	0,871	4,682	3,513	1,170
	μ	3,312	4,955	2,016	3,961	3,146	0,858
	O	1,063	2,095	2,274	0,449	0,539	0,635

Tabela 100 - Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior

6.1.1.5 Posição

Nas tabelas 101, 102 e 103, estão demonstradas as médias articulares dos membros superiores para cada uma das posições, além das diferenças entre elas. Já nas tabelas 104, 105 e 106, estão descritos os valores para as médias dos membros inferiores.

Em relação aos membros superiores no eixo mediolateral, todas as posições apresentaram médias menores para as piores tentativas na articulação do punho esquerdo. Apenas durante a posição M4 a pior tentativa do cotovelo esquerdo apresentou uma média menor do que a melhor tentativa. Ainda em relação à esse eixo, o ombro direito na posição M2, o cotovelo direito na posição M1 e o punho direito na M4 apresentaram médias menores nas piores tentativas. No eixo craniocaudal, o cotovelo na posição M4 e o punho na posição M2 e M4 do membro superior esquerdo apresentaram médias menores das piores tentativas. Já para o membro superior direito, o cotovelo durante a posição M1 e o punho durante as posições M1 e M4 apresentaram médias menores nas piores tentativas. No eixo anteroposterior, os dados do punho apresentaram números discrepantes dos demais. Para o membro superior direito, o ombro na posição M2 e o cotovelo na posição M4 apresentaram médias menores nas piores tentativas. Para o membro superior direito, o ombro durante as posições M1 e M2 e o cotovelo durante a posição M1 apresentou médias menores nas piores tentativas. Ademais, com exceção da

articulação do punho nos eixos mediolateral e anteroposterior e do cotovelo esquerdo durante a posição M4 no eixo anteroposterior, nenhuma diferença entre as melhores e piores tentativas ultrapassa 6°.

Tratando-se dos membros inferiores, no eixo mediolateral, o membro direito apresentou médias menores nas piores tentativas para as três articulações enquanto, por sua vez, o membro esquerdo apresentou uma média menor para a pior tentativa apenas na articulação do joelho na posição M2. Para o eixo craniocaudal, o quadril esquerdo durante a M4 e o joelho esquerdo durante as posições M1, M2 e M3 apresentaram médias menores nas piores tentativas. Já para o membro direito, o quadril durante as posições M2 e M4 e o tornozelo durante a posição M1 apresentaram médias menores para as piores tentativas. No eixo anteroposterior, o quadril esquerdo e o joelho durante a posição M1 e o tornozelo esquerdo durante as posições M1, M3 e M4, apresentaram médias menores durante as piores tentativas.

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo mediolateral (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Posição	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	M1	10,795	12,128	1,333	25,012	36,161	11,150
	M2	11,115	13,975	2,860	31,143	27,275	3,869
	M3	9,414	11,314	1,900	23,384	28,092	4,708
	M4	8,389	9,029	0,641	24,387	29,341	4,954
	μ	9,928	11,611	1,683	25,981	30,217	6,170
	O	1,264	2,050	0,938	3,506	4,053	3,352
Cotovelo	M1	5,244	5,767	0,522	17,082	14,857	2,225
	M2	6,244	6,376	0,131	15,236	15,959	0,722
	M3	4,054	6,223	2,168	14,702	17,200	2,498
	M4	3,960	3,359	0,601	11,594	12,275	0,681
	μ	4,876	5,431	0,856	14,653	15,072	1,532
	O	1,084	1,405	0,899	2,280	2,096	0,965
Punho	M1	17,763	15,850	1,914	13,621	13,912	0,291
	M2	28,781	18,867	9,914	15,110	18,861	3,751
	M3	13,613	13,496	0,116	11,505	14,861	3,356
	M4	19,536	5,582	13,954	15,679	13,388	2,290
	μ	19,923	13,449	6,474	13,979	15,255	2,422
	O	6,406	5,687	6,558	1,863	2,480	1,549

Tabela 101 - Média da Amplitude de Movimento de Membros Superiores no eixo mediolateral para cada posição

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo craniocaudal (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Posição	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	M1	11,479	14,250	2,771	24,536	28,826	4,291
	M2	10,738	12,183	1,445	28,036	33,042	5,006
	M3	15,407	17,358	1,951	18,375	23,797	5,422
	M4	8,967	10,683	1,716	19,814	23,139	3,325
	μ	11,648	13,619	1,971	22,690	27,201	4,511
	O	2,719	2,890	0,572	4,430	4,649	0,918
Cotovelo	M1	2,292	2,401	0,109	6,147	5,636	0,511
	M2	2,953	3,263	0,310	6,060	6,707	0,647
	M3	2,440	3,545	1,106	4,042	4,287	0,244
	M4	3,348	2,078	1,270	4,212	4,589	0,378
	μ	2,758	2,822	0,698	5,115	5,305	0,445
	O	0,484	0,695	0,575	1,144	1,099	0,173
Punho	M1	24,166	27,610	3,445	5,493	5,219	0,274
	M2	27,533	23,576	3,957	6,997	7,724	0,727
	M3	16,733	21,680	4,947	5,269	8,865	3,596
	M4	23,766	19,279	4,488	7,626	6,122	1,504
	μ	23,049	23,036	4,209	6,346	6,982	1,525
	O	4,537	3,520	0,651	1,147	1,627	1,471

Tabela 102 - Média da Amplitude de Movimento de Membros Superiores no eixo craniocaudal para cada posição

Amplitude de Movimento de Membros Superiores - eixo anteroposterior (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Posição	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Ombro	M1	10,044	10,380	0,337	23,666	23,634	0,032
	M2	11,490	11,091	0,399	28,427	27,753	0,674
	M3	13,717	14,344	0,627	26,063	31,226	5,163
	M4	6,492	7,950	1,458	21,585	23,737	2,153
	μ	10,436	10,941	0,705	24,935	26,587	2,006
	O	3,033	2,637	0,517	2,961	3,639	2,285
Cotovelo	M1	17,620	21,289	3,670	13,324	12,396	0,928
	M2	23,610	17,896	5,714	12,998	13,011	0,012
	M3	13,906	16,995	3,089	11,013	11,370	0,357
	M4	25,074	15,646	9,428	10,409	10,471	0,062
	μ	20,052	17,956	5,475	11,936	11,812	0,340
	O	5,214	2,406	2,866	1,442	1,121	0,421
Punho	M1	127,696	156,855	29,159	182,600	153,985	28,615
	M2	134,050	137,695	3,645	190,959	190,195	0,764
	M3	105,325	127,882	22,557	199,912	247,492	47,579
	M4	125,702	9,501	116,201	182,971	164,973	17,998
	μ	123,193	107,983	42,891	189,111	189,161	23,739
	O	12,433	66,748	50,055	8,168	41,737	19,604

Tabela 103 - Média da Amplitude de Movimento de Membros Superiores no eixo anteroposterior para cada posição

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo mediolateral (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Sujeito	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	M1	3,839	3,953	0,114	3,386	4,714	1,328
	M2	3,623	4,864	1,240	4,938	5,488	0,550
	M3	3,534	5,259	1,725	3,188	4,825	1,638
	M4	3,478	3,830	0,353	4,122	4,001	0,121
	μ	3,619	4,476	0,858	3,908	4,757	0,909
	O	0,159	0,696	0,754	0,795	0,609	0,697
Joelho	M1	3,664	4,630	0,965	4,042	6,134	2,092
	M2	5,817	5,203	0,614	5,416	6,397	0,981
	M3	4,720	7,113	2,393	3,129	5,917	2,787
	M4	4,876	5,162	0,286	5,927	5,133	0,794
	μ	4,769	5,527	1,065	4,628	5,895	1,664
	O	0,882	1,089	0,928	1,278	0,545	0,943
Tornozelo	M1	3,574	4,223	0,649	4,047	4,144	0,096
	M2	3,807	4,485	0,678	3,802	4,109	0,306
	M3	2,686	4,640	1,954	3,060	4,632	1,573
	M4	2,989	3,797	0,809	4,393	3,824	0,569
	μ	3,264	4,286	1,022	3,825	4,177	0,636
	O	0,517	0,369	0,625	0,565	0,335	0,654

Tabela 104 - Média da Amplitude de Movimento de Membros Inferiores no eixo mediolateral para cada posição

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo craniocaudal (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Sujeito	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	M1	3,241	3,466	0,224	3,820	4,556	0,736
	M2	3,332	4,860	1,527	4,677	4,513	0,164
	M3	3,489	4,217	0,728	2,970	4,586	1,617
	M4	3,156	3,040	0,116	4,774	3,514	1,259
	μ	3,304	3,895	0,649	4,060	4,292	0,944
	O	0,142	0,806	0,643	0,844	0,519	0,633
Joelho	M1	2,370	1,874	0,496	4,365	4,606	0,242
	M2	2,639	2,106	0,532	4,343	5,672	1,329
	M3	2,123	2,098	0,025	3,164	5,329	2,165
	M4	2,427	2,535	0,108	4,545	5,957	1,412
	μ	2,390	2,153	0,290	4,104	5,391	1,287
	O	0,212	0,276	0,261	0,633	0,583	0,792
Tornozelo	M1	10,682	14,090	3,408	3,362	3,248	0,114
	M2	11,799	12,440	0,641	2,756	3,194	0,438
	M3	9,561	14,967	5,406	2,407	3,602	1,195
	M4	9,782	13,036	3,254	3,075	3,276	0,201
	μ	10,456	13,633	3,177	2,900	3,330	0,487
	O	1,018	1,121	1,954	0,412	0,185	0,491

Tabela 105 - Média da Amplitude de Movimento de Membros Inferiores no eixo craniocaudal para cada posição

Amplitude de Movimento de Membros Inferiores - eixo anteroposterior (°)							
		Esquerdo			Direito		
Articulação	Sujeito	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
Quadril	M1	8,457	7,722	0,735	4,272	5,119	0,846
	M2	8,053	11,183	3,130	4,195	5,003	0,809
	M3	6,929	11,555	4,626	3,067	6,203	3,136
	M4	7,908	9,932	2,024	4,104	5,593	1,489
	μ	7,837	10,098	2,629	3,909	5,479	1,570
	O	0,648	1,729	1,652	0,566	0,545	1,090
Joelho	M1	3,150	3,398	0,248	6,396	5,556	0,839
	M2	3,541	3,850	0,309	6,841	6,990	0,149
	M3	2,473	4,192	1,719	3,887	4,071	0,183
	M4	3,081	4,181	1,100	9,116	5,335	3,781
	μ	3,061	3,905	0,844	6,560	5,488	1,238
	O	0,441	0,374	0,701	2,143	1,196	1,725
Tornozelo	M1	3,553	4,253	0,699	5,724	4,726	0,999
	M2	4,001	4,333	0,331	5,834	6,887	1,054
	M3	3,335	4,462	1,127	4,334	3,729	0,605
	M4	3,453	4,144	0,691	7,763	4,741	3,023
	μ	3,586	4,298	0,712	5,914	5,021	1,420
	O	0,291	0,134	0,325	1,409	1,331	1,087

Tabela 106 - Média da Amplitude de Movimento de Membros Inferiores no eixo anteroposterior para cada posição

6.1.2. Ângulo de Inclinação

Nas tabelas 107 e 108 podem ser observados as médias do ângulo de inclinação do eixo de movimento em relação ao eixo vertical global no plano sagital. Já as tabelas 109 e 110 apresentam as médias do ângulo de inclinação do movimento em relação ao eixo vertical global no plano frontal.

6.1.2.1. Sujeitos

No plano sagital, o S1 apresentou uma média de inclinação menor na pior tentativa das posições M1 e M2 e uma média de inclinação menor na melhor tentativa das posições M3 e M4. Por sua vez, o S2 apresentou uma média de inclinação menor na pior tentativa durante a posição M4 e na melhor tentativa das posições M1, M2 e M3. O S3 apresentou uma média de inclinação menor na pior tentativa da posição M2 e na melhor tentativa das posições M1, M3 e M4. Já o S4 apresentou uma média de inclinação menor na pior tentativa das posições M3 e M4 e uma média de inclinação menor na melhor tentativa das posições M1 e M2.

No plano frontal, o S1 apresentou média de inclinação menor na pior tentativa da posição M3 e na melhor tentativa das posições M1, M2 e M4 enquanto, por sua vez, o S2 apresentou uma média de inclinação menor na pior tentativa das posições M1 e M2 e na melhor tentativa das posições M3 e M4. O S3 apresentou uma média de inclinação menor na pior tentativa das posições M1, M2 e M4 e na melhor tentativa da posição M3. Por fim, o S4 apresentou uma média de inclinação menor na pior tentativa na posição M4 e na melhor tentativa das posições M1, M2 e M3.

6.1.2.2. Posição

Em relação as médias de inclinação da melhor tentativa da posição M1 no plano sagital, o menor valor encontrado foi o do S2, enquanto o maior valor observado foi do S4. Já na pior tentativa da mesma posição, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S1 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi novamente o sujeito S4. A inclinação média dos sujeitos nessa posição foi de 16,45° na melhor tentativa e 27,15° na pior. Durante a melhor tentativa da posição M2, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S2 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o S3. Na pior tentativa desta posição, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S3 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o sujeito S4. A inclinação média dos sujeitos durante a melhor e pior tentativa foi 25,01° e 22,06°, respectivamente. Para a melhor tentativa da posição M3, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S2 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o S3. Enquanto isso, durante a pior tentativa da M3 o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S4 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o sujeito S3. As inclinações médias foram 19,60° e 28,01° para a melhor e pior tentativa, respectivamente. Para a posição M4, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S2 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o S3 para ambas as tentativas. Ainda nesse sentido, a inclinação média entre os sujeitos foi de 23,97° na melhor tentativa e 25,63° na pior.

No plano frontal, durante ambas as tentativas da posição M1, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S3 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o S1. A inclinação média dos sujeitos durante a melhor tentativa foi de 4,2° e de 4,61° durante a pior tentativa. Para a melhor tentativa da posição M2, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S4 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o S1. Já na

pior tentativa desta posição, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S2 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o sujeito S1. O valor de inclinação média entre os sujeitos durante essa posição foi de 4,15° para a melhor tentativa e de 4,2° para a pior. Na melhor e na pior tentativa da posição M3, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S4 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o S1. Durante a melhor tentativa os sujeitos apresentaram inclinação média de 3,92°, enquanto durante a pior foi observado a inclinação média de 4, 12°. Por sua vez, na melhor tentativa da posição M4, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S4 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi o S3. Em relação a pior tentativa, o sujeito que apresentou a menor média de inclinação foi o S4 e o sujeito que apresentou a maior média de inclinação foi novamente o sujeito S1. A inclinação média dos sujeitos durante essa posição foi de 4,33° e 4,16° para a melhor e pior tentativa, respectivamente.

Inclinação no Plano Sagital (°)						
Posição	M1			M2		
Sujeito	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
S1	16,269	6,135	10,134	31,915	23,004	8,912
S2	5,757	6,864	1,106	4,518	19,248	14,730
S3	14,637	41,089	26,452	32,772	10,040	22,731
S4	29,025	54,507	25,483	30,838	35,969	5,131

Tabela 107 – Inclinação no Plano Sagital durante as posições M1 e M2

Inclinação no Plano Sagital (°)						
Posição	M3			M4		
Sujeito	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
S1	11,289	30,972	19,683	9,390	15,843	6,453
S2	5,131	10,988	5,857	5,986	5,164	0,822
S3	52,803	64,426	11,623	47,692	49,265	1,573
S4	9,182	5,659	3,523	32,799	32,252	0,546

Tabela 108 – Inclinação no Plano Sagital durante as posições M3 e M4

Inclinação no Plano Frontal (°)						
Posição	M1			M2		
Sujeito	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
S1	4,926	7,140	2,214	6,043	7,653	1,610
S2	4,677	3,828	0,849	3,490	2,440	1,050
S3	3,505	3,447	0,059	4,301	4,152	0,149
S4	3,654	4,033	0,379	2,781	2,870	0,090

Tabela 109 – Inclinação no Plano Frontal durante as posições M1 e M2

Inclinação no Plano Frontal (°)						
Posição	M3			M4		
Sujeito	Melhor	Pior	Diferença	Melhor	Pior	Diferença
S1	5,662	5,033	0,629	4,823	5,104	0,281
S2	3,411	3,578	0,167	3,790	4,398	0,608
S3	3,726	4,831	1,104	5,059	3,744	1,315
S4	2,894	3,074	0,180	3,648	3,399	0,249

Tabela 110 – Inclinação no Plano Frontal durante as posições M3 e M4

6.1.3. Deslocamento linear do Centro de Massa

O deslocamento linear do centro de massa nos eixos anteroposterior, craniocaudal e mediolateral está descrito nas tabelas 111, 112 e 113, respectivamente. Os valores de cada uma das tentativas estão apresentados para todos os sujeitos, além da diferença entre a melhor e pior tentativa em cada posição.

6.1.3.1. Sujeitos

Tratando-se do deslocamento linear do centro de massa do corpo no eixo anteroposterior, o S1 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa nas posições M1, M3 e M4, enquanto o S2 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa nas posições M1 e M2. Por sua vez, o S3 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa nas posições M1, M3 e M4. Para o S4, foi observado maior deslocamento na melhor tentativa apenas na posição M3.

No eixo craniocaudal, o S1 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa apenas na posição M1, enquanto o S2 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa nas posições M1 e M4. O S3 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa nas posições M2 e M3 e o S4 maior deslocamento na melhor tentativa apenas na posição M4.

Em relação ao eixo láterolateral, o S1 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa nas posições M2 e M3. O S2 não apresentou maiores deslocamentos durante as melhores tentativas. Para o S3 foram observados, maiores deslocamentos na melhor tentativa das posições M1, M3 e M4. O S4 apresentou um maior deslocamento na melhor tentativa apenas na posição M4.

6.1.3.2. Posição

Durante a posição M1, o maior deslocamento linear no eixo anteroposterior foi apresentado pelo S2 e o menor deslocamento linear foi apresentado pelo S4, ambos na melhor tentativa. As médias da melhor e pior tentativa foram 10,23 cm e 10,10 cm, respectivamente. Para a posição M2, o maior deslocamento linear foi apresentado pelo S1 na pior tentativa e o menor deslocamento linear foi apresentado pelo S3 na melhor tentativa. A média de deslocamento linear na melhor tentativa foi de 10 cm e de 13,66 cm na pior tentativa. Ainda no eixo anteroposterior, durante a posição M3 o maior deslocamento linear foi apresentado pelo S3 na melhor tentativa e o menor deslocamento linear foi apresentado pelo S1 na pior tentativa. As médias foram de 11,29 cm e 11,20 cm, respectivamente. Já para a posição M4, o maior deslocamento linear foi observado pelo S3 na melhor tentativa e o menor deslocamento linear foi apresentado pelo S1 na pior tentativa. As médias observadas foram de 9,28 cm e 9,14 cm para a melhor e a pior tentativa, respectivamente.

Tratando-se do eixo craniocaudal, na posição M1 o maior deslocamento linear foi apresentado pelo S2 na melhor tentativa e o menor deslocamento linear foi apresentado pelo S3 na melhor tentativa. A média na melhor tentativa foi de 2,12 cm e na pior tentativa foi de 2,08 cm. Para a posição M2, o maior deslocamento linear foi apresentado pelo S1 na pior tentativa e o menor deslocamento foi apresentado pelo S4 na melhor tentativa. As médias observadas foram de 2,25 cm e de 3,07 cm na melhor e na pior tentativa, respectivamente. Durante a posição M3, o maior deslocamento linear foi apresentado pelo S1 na pior tentativa e o menor deslocamento foi apresentado pelo S2 na melhor tentativa. A média de deslocamento linear na melhor tentativa foi de 2,22 cm e média de deslocamento linear na pior tentativa foi de 2,79 cm. Na posição M4, o maior deslocamento foi apresentado pelo S3 na pior tentativa e o menor deslocamento foi apresentado pelo S2 na pior tentativa. As médias observadas foram de 2,67 cm e 3,38 cm para a melhor e pior tentativa, respectivamente.

Por fim, o maior deslocamento linear no eixo láterolateral durante a posição M1 foi apresentado pelo S4 na pior tentativa e o menor deslocamento linear foi apresentado pelo S1 na melhor tentativa. A média de deslocamento na melhor tentativa foi de 10,04 cm e de 14,37 na pior tentativa. Para a posição M2, o maior deslocamento linear foi observado no S2 na pior tentativa e o menor foi observado no S3 na melhor tentativa. As médias foram de 9,23 cm e 14,71 cm na melhor e pior tentativa, respectivamente. Na posição M3, o maior deslocamento linear foi apresentado pelo S3 na melhor tentativa e o menor deslocamento linear foi apresentado pelo S1 na pior tentativa. A média na melhor tentativa foi de 12,08 cm e de 10,83

cm na pior tentativa. Já para a posição M4, o maior deslocamento linear foi apresentado pelo S3 na melhor tentativa e o menor foi apresentado pelo S1 na melhor tentativa. As médias observadas foram de 10,20 cm e 9,89 cm para a melhor e pior tentativa, respectivamente.

Deslocamento linear do Centro de Massa eixo anteroposterior (cm)				
Sujeito	Posição	Tentativa	Deslocamento	Diferença
S1	M1	melhor	10,912	0,338
		pior	10,574	
	M2	melhor	9,608	9,575
		pior	19,183	
	M3	melhor	7,203	0,694
		pior	6,509	
	M4	melhor	8,204	1,127
		pior	7,077	
S2	M1	melhor	12,435	0,791
		pior	11,645	
	M2	melhor	10,791	1,128
		pior	9,664	
	M3	melhor	8,347	7,362
		pior	15,710	
	M4	melhor	7,269	4,857
		pior	12,126	
S3	M1	melhor	10,320	0,030
		pior	10,290	
	M2	melhor	7,724	4,329
		pior	12,053	
	M3	melhor	16,500	3,227
		pior	13,274	
	M4	melhor	14,527	6,682
		pior	7,845	
S4	M1	melhor	7,259	0,619
		pior	7,878	
	M2	melhor	11,867	1,865
		pior	13,732	
	M3	melhor	13,107	3,801
		pior	9,305	
	M4	melhor	7,135	2,373
		pior	9,508	

Tabela 111 - Deslocamento linear do Centro de Massa eixo anteroposterior (cm)

Deslocamento linear do Centro de Massa				
eixo craniocaudal (cm)				
Sujeito	Posição	Tentativa	Deslocamento	Diferença
S1	M1	melhor	2,092	0,097
		pior	1,995	
	M2	melhor	2,755	1,737
		pior	4,491	
	M3	melhor	3,250	2,409
		pior	5,658	
	M4	melhor	3,094	0,277
		pior	3,371	
S2	M1	melhor	3,100	1,513
		pior	1,588	
	M2	melhor	2,204	1,317
		pior	3,521	
	M3	melhor	1,277	0,376
		pior	1,653	
	M4	melhor	1,835	0,131
		pior	1,704	
S3	M1	melhor	1,573	0,504
		pior	2,077	
	M2	melhor	2,384	0,545
		pior	1,839	
	M3	melhor	2,801	1,465
		pior	1,336	
	M4	melhor	3,188	2,846
		pior	6,034	
S4	M1	melhor	1,717	0,951
		pior	2,668	
	M2	melhor	1,650	0,774
		pior	2,424	
	M3	melhor	1,553	0,978
		pior	2,531	
	M4	melhor	2,552	0,159
		pior	2,393	

Tabela 112 - Deslocamento linear do Centro de Massa no eixo craniocaudal (cm)

Deslocamento linear do Centro de Massa eixo mediolateral (cm)				
Sujeito	Posição	Tentativa	Deslocamento	Diferença
S1	M1	melhor	6,895	0,396
		pior	7,291	
	M2	melhor	10,460	1,120
		pior	9,339	
	M3	melhor	7,909	1,867
		pior	6,042	
	M4	melhor	6,794	1,966
		pior	8,760	
S2	M1	melhor	8,759	9,120
		pior	17,879	
	M2	melhor	9,036	12,612
		pior	21,648	
	M3	melhor	8,325	7,698
		pior	16,022	
	M4	melhor	9,822	1,995
		pior	11,817	
S3	M1	melhor	14,828	2,113
		pior	12,715	
	M2	melhor	5,515	9,323
		pior	14,838	
	M3	melhor	22,974	13,940
		pior	9,034	
	M4	melhor	15,853	5,131
		pior	10,723	
S4	M1	melhor	9,696	9,912
		pior	19,607	
	M2	melhor	11,905	1,127
		pior	13,032	
	M3	melhor	9,111	3,116
		pior	12,227	
	M4	melhor	8,343	0,091
		pior	8,252	

Tabela 113 - Deslocamento linear do Centro de Massa no eixo mediolateral (cm)

6.2 Aprendizado de máquina

Como mencionado anteriormente, foram utilizadas técnicas de aprendizado de máquina para analisar os dados visando identificar a possibilidade de prever a nota (melhor ou pior) da realização do movimento a partir de variáveis biomecânicas cinemáticas. Além disso, visava-se identificar quais destas variáveis poderiam ser mais importantes para essa previsão. Retomando o que foi mencionado anteriormente, para este estudo, quatro casais realizaram três tentativas para cada uma das quatro posições de cabeça, totalizando doze movimentos para cada casal. O melhor teste recebeu a nota 1, enquanto o pior recebeu a nota 0. O teste intermediário foi descartado de maneira que foram considerados 2 testes x 4 posições de cabeça x 4 casais, totalizando 32 testes. Dessa maneira, foi gerada uma tabela com 102 variáveis preditoras (atributos). As variáveis SUJ e POS receberam um qualificador *dummy*, mas não foram incluídas na análise final, restando 100 variáveis. Por sua vez, a variável de desfecho (ou independente) foi a nota 0 para a pior tentativa e 1 para a melhor. Os atributos com valor negativo foram retificados e todos os atributos foram normalizados para o intervalo de 0 a 1 utilizando a fórmula

$$V_{novo} = \min + \frac{V_{atual} - \min}{\max - \min} (\max - \min) \quad \text{Eq.1}$$

onde $\min=0$ e $\max=1$. A variação dos atributos numéricos pode ser observada na figura 23.

Após isso, foi realizada uma análise inicial utilizando o aplicativo *classification learner* do *Matlab* para testar inicialmente diferentes métodos de classificação utilizando todo o conjunto de dados. Como evidenciado na figura 24, os mais promissores foram a regressão logística e a floresta aleatória (*random forest*).

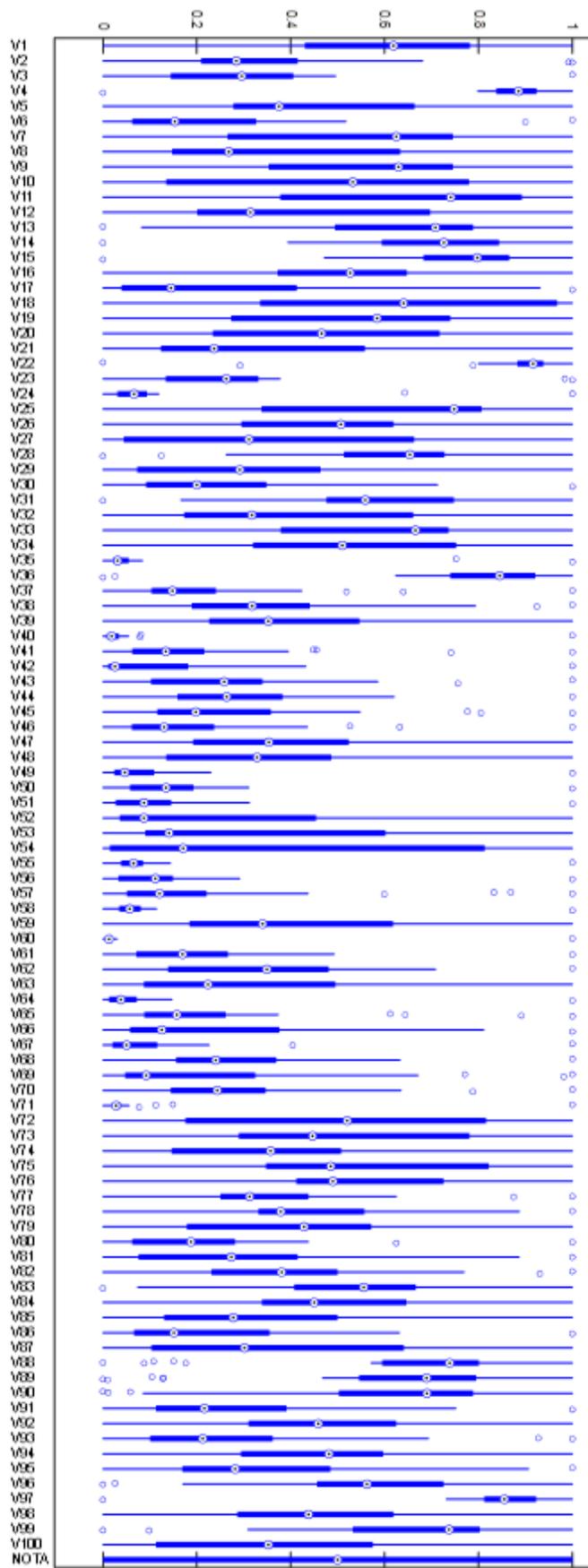


Figura 23 - Variação dos atributos numéricos.

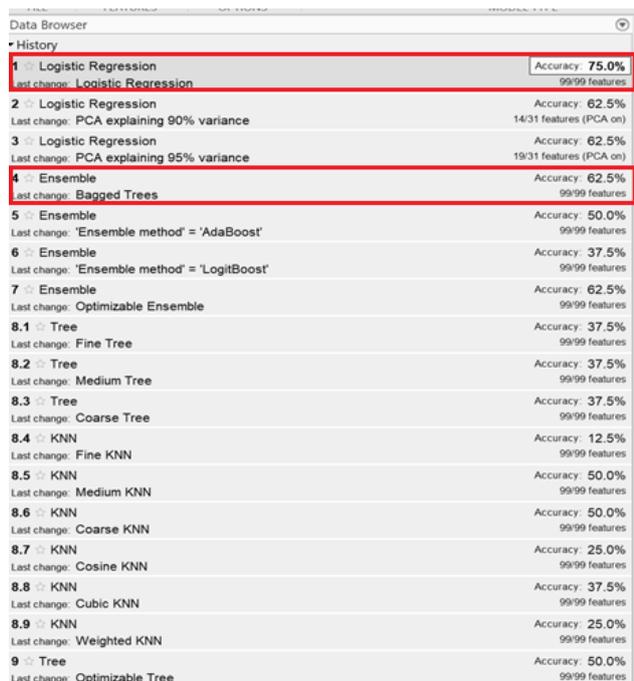


Figura 24 - Análise inicial utilizando o aplicativo *classification learner* do *Matlab*

6.2.1. Resultados da Análise de Componentes Principais (PCA)

Na Tabela 114 podem ser observadas as somas das componentes que foram resultantes da Análise de Componentes Principais (PCA) da tabela das variáveis predictoras. Para a redução no número de variáveis, foram retidas as componentes cuja soma explicava 90% da variabilidade, restando 14 componentes.

Componente	Variabilidade Somada	Componente	Variabilidade Somada
1	19,866	17,000	93,987
2	38,926	18,000	94,840
3	56,087	19,000	95,546
4	66,295	20,000	96,231
5	70,239	21,000	96,875
6	73,657	22,000	97,425
7	76,841	23,000	97,923
8	79,405	24,000	98,374
9	81,838	25,000	98,755
10	84,003	26,000	99,073
11	86,067	27,000	99,321
12	87,848	28,000	99,551
13	89,387	29,000	99,728
14	90,679	30,000	99,879
15	91,897	31,000	100,000
16	93,062		

Tabela 114 – Variabilidade somada das componentes da PCA.

Assim, a matriz de scores foi truncada na 14ª coluna, mantendo todas as linhas. Para que fosse possível ter uma ideia do peso de cada variável na composição da PCA, foi gerado um gráfico de cores da matriz de coeficientes (Figura 25), considerando as 14 primeiras componentes. Os valores dos coeficientes foram elevados ao quadrado e multiplicados pelo sinal original, para realçar os valores maiores (mais positivos e mais negativos), com o objetivo de identificar as variáveis que mais contribuem para a variabilidade das componentes. As primeiras quatro componentes são as principais.

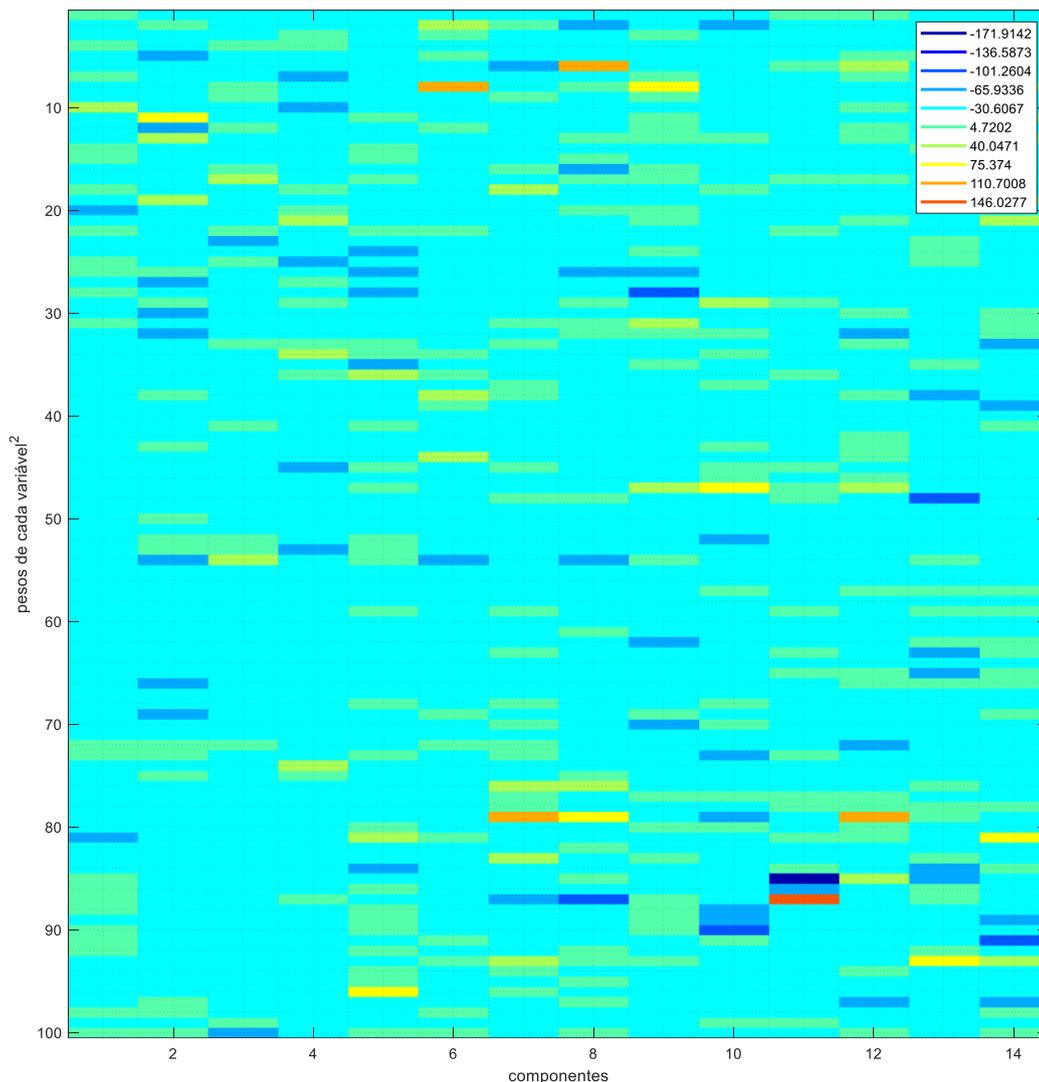


Figura 25 – Gráfico de cores da matriz de coeficientes considerando as 14 primeiras componentes

Os testes iniciais da regressão logística foram feitos a partir de validação cruzada na qual o algoritmo escolhe aleatoriamente parte da mostra para definir o conjunto de treino e de teste. A partir disso, o algoritmo treina a predição com conjuntos de treino diferentes, além de testar o modelo com diferentes conjuntos de teste. Em seguida, foi gerado um modelo de

regressão logística com estrutura inicial linear (sem termos cruzados) e seleção de variáveis por *stepwise*, resultando no modelo abaixo (Figura 26):

Generalized linear regression model:				
$\text{logit}(y) \sim 1 + x6 + x10 + x11 + x13 + x14$				
Distribution = Binomial				
Estimated Coefficients:				
	Estimate	SE	tStat	pValue
(Intercept)	-686.97	3.4372e+06	-0.00019987	0.99984
x6	-3890.6	1.6617e+07	-0.00023413	0.99981
x10	-4652.8	1.9836e+07	-0.00023457	0.99981
x11	-2857.3	1.6517e+07	-0.000173	0.99986
x13	-931.84	3.3519e+07	-2.78e-05	0.99998
x14	-5779	2.4292e+07	-0.0002379	0.99981
25 observations, 19 error degrees of freedom				
Dispersion: 1				
Chi ² -statistic vs. constant model: 34.6, p-value = 1.79e-06				

Figura 26 – Seleção de variáveis por *stepwise*

A contribuição de cada variável está mostrada Tabela 115, a partir do Z-score (*tStat*).

Variável	Z-score
'x14'	3.0688e-04
'x11'	3.0656e-04
'x7'	3.0265e-04
'x6'	3.0091e-04
'x1'	2.9437e-04
'x10'	1.9061e-04
'(Intercept)'	1.6771e-04

Tabela 115 – Z-score das variáveis selecionadas por *stepwise*

A dependência da variável de desfecho (independente, Y) em relação às primeiras 4 variáveis explicativas (CPs) está mostrada abaixo. Os gráficos (Figura 27) demonstram o quanto a nota depende da variação em cada uma das quatro componentes principais. Foram identificados candidatos a pontos de alavancagem (acima do limiar), mas sem outliers.

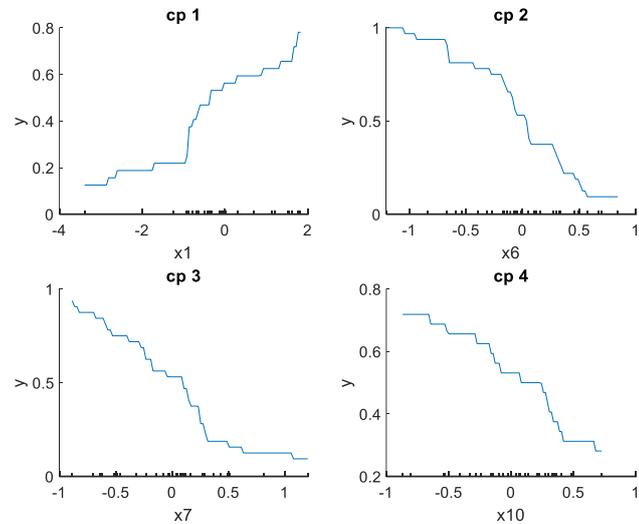


Figura 27 - Importância dos coeficientes da regressão

6.2.1.1 Avaliação do modelo

Fazendo a matriz de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *leave-one-out* (Figura 28) com acurácia de 0,625, sensibilidade de 0,563, especificidade de 0,688 e erro RMS de 0,375, obtém-se:

Matriz de Confusão por Validação Cruzada

	melhor	pior	
nota verdadeira	melhor	9	7
	pior	5	11
		melhor	pior
		nota predita	

Figura 28 - Regressão Logística: Matriz de Confusão com Múltiplos Modelos e Validação Cruzada *Leave-one-out*

Para a matriz de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *k-fold 10* (Figura 29) com acurácia de 0,592, sensibilidade de 0,571, especificidade de 0,615 e erro RMS de 0,469, obtém-se:

Matriz de Confusão por Validação Cruzada

		melhor	pior
nota verdadeira	melhor	16	12
	pior	10	16
		melhor	pior
		nota predita	

Figura 29 – Regressão Logística: Matriz de Confusão com Múltiplos Modelos e Validação Cruzada *K-fold 10*

6.2.2. Resultados da Análise por Floresta Aleatória (*Random Forest*)

Como alternativa à regressão logística, e para ajudar a responder quais as variáveis biomecânicas são as mais importantes, foi realizada uma análise de classificação por *bagging* de árvores de decisão (*Tree Bagging*), sem aglomeração por PCA dos atributos. Foi feita uma busca do erro mínimo de classificação *out-of-bag* em função do número de árvores (*Grow Trees*), resultando em 30 árvores e 10 repetições por árvore, selecionando a com o menor erro predito.

6.2.2.1 Avaliação do modelo

Ao testar o resultado por meio de matriz de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *leave-one-out*, foi obtida a matriz mostrada abaixo (Figura 30), com acurácia, especificidade e sensibilidade com valor unitário e erro RMS de 0.

Matriz de Confusão por Validação Cruzada

nota verdadeira	melhor	16	
	pior		16
		melhor	pior
		nota predita	

Figura 30 – Ranfom Forest: Matriz de Confusão com Múltiplos Modelos e Validação Cruzada *Leave-one-out*

Ao testar o resultado por meio de matriz de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *k-fold 10*, foi obtida a matriz mostrada abaixo (Figura 31), com acurácia de 0,963, especificidade de 1, sensibilidade de 0,93 e erro RMS de 0,058.

Matriz de Confusão por Validação Cruzada

nota verdadeira	melhor	27	2
	pior		25
		melhor	pior
		nota predita	

Figura 31 – Ranfom Forest: Matriz de Confusão com Múltiplos Modelos e Validação Cruzada *K-fold 10*,

Abaixo (Figura 32), pode-se observar o resultado do teste de análise de variância (ANOVA- *Simple One-Way*) realizado para análise da importância das variáveis (320 simulações), com $p=0$. A figura 33 apresenta os *Boxplots* da importância das variáveis. Além

disso, na figura 34 podem ser observados os resultados do teste com post-hoc de Tukey-Kramer realizado por meio da função *multcompare(stats)* no *Matlab*.

Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	46.418	99	0.46887	26.35	0
Error	567.596	31900	0.01779		
Total	614.014	31999			

Figura 32 – Análise de Variância - ANOVA- *Simple One-Way*

Para o limiar 0,025, a ordem de importância das variáveis foi: 45, 65, 37, 44, 38, 39, 85, 77, 68, 48, 86, 70. Elas correspondem respectivamente à dp do ângulo articular do quadril esquerdo no anteroposterior, dp do ângulo articular do joelho direito no eixo craniocaudal, dp do ângulo articular do tornozelo esquerdo no eixo médiolateral, dp do ângulo articular do quadril esquerdo no eixo craniocaudal, dp do ângulo articular do tornozelo esquerdo no eixo craniocaudal, dp do ângulo articular do tornozelo esquerdo no anteroposterior, média da aceleração do centro de massa no eixo médiolateral, dp da velocidade do centro de massa no eixo médiolateral, dp do ombro direito no eixo médiolateral, dp do ângulo articular do joelho esquerdo no eixo anteroposterior, média da aceleração do centro de massa no eixo craniocaudal e dp do punho direito no anteroposterior.

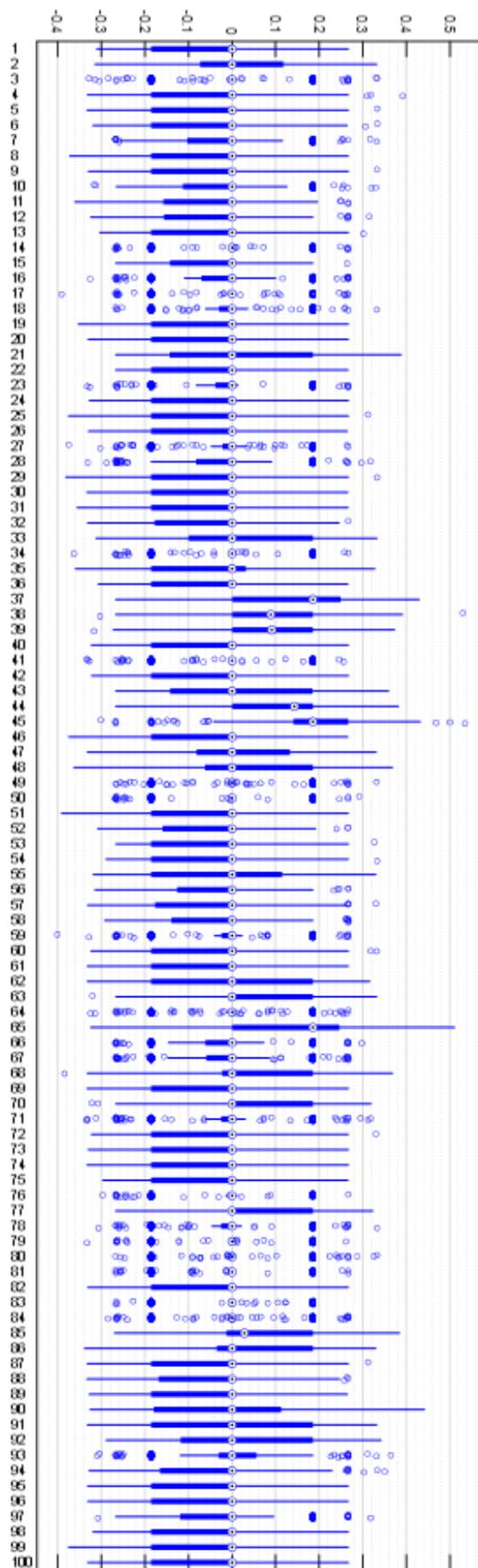


Figura 33 – Random Forest: importância das variáveis

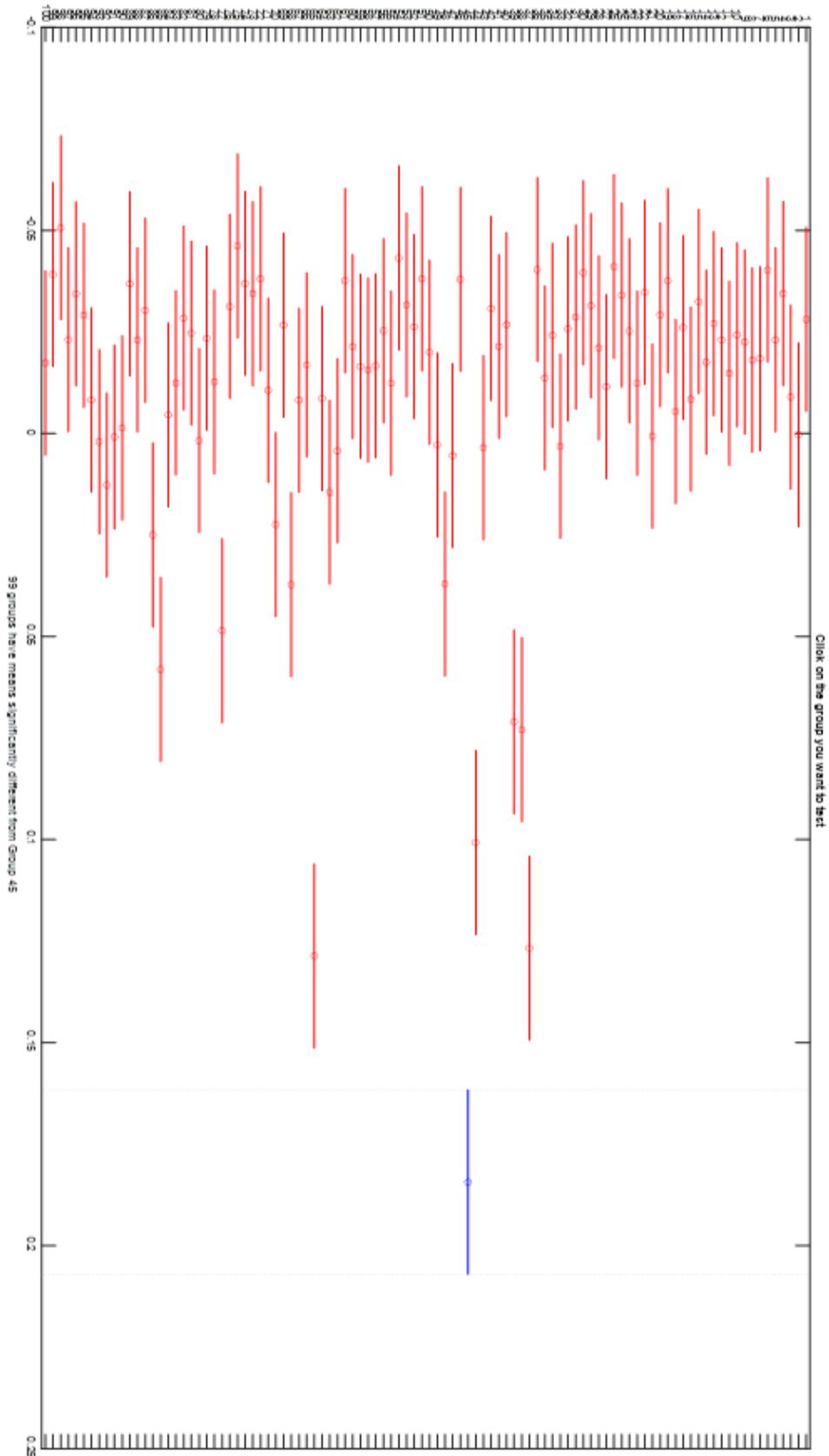


Figura 34 - Post-hoc de Tukey-Kramer

6.2.3 Variáveis selecionadas pela PCA e pelo post-hoc de Tukey-Kramer

As variáveis que foram selecionadas por meio da Análise de Componentes Principais e pelo post-hoc de Tukey-Kramer podem ser observadas na tabela (116) a seguir:

Nº	Classe	Variável	
38	ANG. ART.	LANKLE Y	DP
45	ANG. ART.	LHIP Z	DP
85	ACC CM	CM X	MÉDIA
86	ACC CM	CM Y	MÉDIA

Tabela 116 – Variáveis selecionadas pelos modelos de predição

7. Discussão

Assim como os resultados, a discussão também foi dividida em duas partes para facilitar a compreensão. O item 7.1 apresenta a discussão dos dados observados a partir da estatística descritiva, enquanto o item 7.2 aborda os resultados encontrados nos testes de aprendizado de máquina realizados.

7.1 Estatística Descritiva

Ao inspecionarmos as médias das **amplitudes de movimento** encontradas para cada uma das posições, com exceção da articulação do ombro direito durante a posição M1 e da articulação do punho nos eixos mediolateral e craniocaudal, as diferenças entre a melhor e a pior tentativa foram menores do que 6°. Esse fato demonstra que os sujeitos possuíam domínio dessa variável durante a realização do gesto (KIEFER, 2011; GRANT, 2012; LIN, 2014). Além disso, esse resultado condiz com as orientações dadas pelos professores e mestres de Zouk Brasileiro aos seus alunos. Baseados em seus conhecimentos empíricos, os profissionais defendem que o bailarino conduzido deve manter as musculaturas contraídas para que a força imprimida pelo bailarino condutor mova o corpo como um todo no espaço (LIN, 2014). Ainda sobre a amplitude de movimento, destaca-se que os ombros demonstram padrões diferentes para os três eixos de movimento. Assim, como era esperado, o ombro direito apresenta amplitudes maiores do que o ombro esquerdo. Esse resultado é possivelmente justificado pelo fato de que o giro está sendo impulsionado pelo bailarino condutor por meio do membro superior direito da bailarina conduzida. Desse modo, é provável que a força imprimida gere oscilações maiores nessa articulação, visto que os bailarinos precisam controlar o contato entre suas mãos durante todo o movimento. Dentro do campo da Dança esse contato é muitas vezes nomeado como a conexão entre os bailarinos. Essa variação entre as lateralidades também é observada na diferença entre a melhor e pior tentativa. Já para os membros inferiores, a diferença entre as lateralidades mais expressiva é observada na articulação do tornozelo esquerdo no eixo craniocaudal. É provável que o movimento de rotação/torção do pé em relação a perna seja resultante do atrito gerado entre o pé da bailarina e o solo, visto que o membro inferior esquerdo foi utilizado como suporte (MIZUMURA, 2015).

Em relação ao **ângulo de inclinação** no plano sagital, destaca-se que o S2 realizou a menor média de inclinação em todas suas melhores tentativas. Além disso, o casal não demonstrou médias de inclinações maiores que 5° durante todas as tentativas no plano frontal, demonstrando que possui o domínio dessa variável durante a realização da volta. Ainda sobre o ângulo de inclinação, pode-se destacar que o S1 demonstrou maiores médias de inclinação no plano frontal em todas as piores tentativas. Entretanto, o valor dessa inclinação nesse plano não ultrapassou 8°. Sobre esse aspecto, os valores observados para as médias entre os sujeitos não ultrapassaram 5° no plano frontal. Já no plano sagital, as inclinações foram maiores. Como exemplo, podemos mencionar a pior tentativa da posição M3, que demonstrou um valor médio de 18,01°. Por tanto, pode-se dizer que os bailarinos demonstraram médias melhores no plano frontal. Salienta-se ainda que, apesar de os ângulos de inclinação em relação ao eixo vertical global não parecerem expressivos à primeira vista, a bailarina conduzida está apoiada sobre os dedos e metatarsos de apenas um de seus pés, ou seja, sobre uma área bastante pequena. Nesse caso, uma mínima perturbação pode ser suficiente para levá-la ao desequilíbrio. Ademais, cabe destacar que as maiores médias de inclinação no plano sagital foram dos indivíduos que não possuem uma rotina de treinamento juntos. Em outras palavras, as maiores inclinações no plano sagital foram dos indivíduos que, apesar de serem profissionais, não eram parceiros de dança. Possivelmente, esses valores são justificados pela força de impulsão do gesto (LAW, 2002). Uma vez que as danças de salão acontecem por meio de um diálogo entre os corpos (por exemplo, um bailarino propõe uma força, um gesto ou uma velocidade que é respondida ou não pelo outro bailarino), é provável que os casais desse estudo que eram parceiros conheçam melhor as respostas de sua dupla por ensaiarem muitas horas juntos. Segundo Lin e colaboradores (2019), por serem movimentos complexos, as voltas exigem um treinamento apurado, visto que a qualidade de seu desempenho está relacionada ao nível de habilidade do dançarino. Tratando-se de voltas com dois bailarinos, a conexão entre ambos se faz importante. Por isso, é possível concluir que os casais que treinavam junto demonstraram uma melhor conexão e controle quando se trata do ângulo de inclinação do eixo do movimento em relação ao eixo vertical global nesse estudo.

Tratando-se do **deslocamento linear do centro de massa** no eixo anteroposterior, apesar de o S1 ter apresentado um maior deslocamento nas melhores tentativas das posições M1, M3 e M4, a diferença entre a melhor e a pior tentativa para essas posições foi inferior a 1,2 cm. Para os outros casais, a diferença entre a melhor e a pior tentativa foi inferior a 5 cm em quase todas as posições, com exceção da posição M3 para o casal S2 e da M4 para o casal S3.

No eixo craniocaudal, as diferenças entre o deslocamento do centro de massa durante a melhor e a pior tentativa foram menores do que 3 cm para todos os sujeitos em todas as posições. As maiores diferenças entre as tentativas no eixo mediolateral foram observadas nas posições M1, M2 e M3 no S2, M2 e M3 no S3 e M1 no S4. Ademais, as médias de deslocamento foram inferiores a 13,7 cm, 3,5 cm e 15 cm para os eixos anteroposterior, craniocaudal e mediolateral, respectivamente. Assim, os dados demonstram a possibilidade de os bailarinos utilizarem o deslocamento nos eixos anteroposterior e mediolateral como estratégia de manutenção da volta. É provável que o deslocamento do centro de massa acompanhe o deslocamento do centro de pressão, estratégia já identificada em estudos sobre voltas de dança (LOTT, 2019; KIEFER, 2011). Em acréscimo, é comum que durante as competições e bailes de Zouk Brasileiro os bailarinos utilizem talco no chão para que o atrito entre o calçado e o solo seja reduzido e, conseqüentemente, os movimentos aconteçam com mais facilidade. No estudo piloto deste trabalho os bailarinos sinalizaram a dificuldade de girar sobre a plataforma de força na ausência do talco, visto que estavam acostumados com esse artifício. Por tanto, é possível afirmar que os deslocamentos do centro de massa e do centro de pressão também são utilizados como estratégia para essa volta (MIZUMURA, 2015).

7.2 Aprendizado de Máquina

O principal achado deste estudo é que o modelo gerado por meio da Floresta Aleatória (do inglês, *Random Forest*) demonstrou uma maior capacidade de prever a melhor e a pior tentativa do movimento de Giro no Eixo quando comparado ao modelo gerado por Regressão Logística.

Para esse estudo foram gerados dois modelos, regressão logística e floresta aleatória, para avaliar a possibilidade de prever a nota (melhor ou pior) da realização de um giro no eixo a partir de variáveis biomecânicas e identificar quais variáveis seriam importantes nessa predição. Os modelos foram avaliados por meio de matrizes de confusão com múltiplos modelos e dois métodos de validação cruzada, sendo eles o *leave-one-out* e o *k-fold 10*. No modelo de **Regressão Logística**, foi verificada a melhor combinação de variáveis. Assim, foram identificadas cinco variáveis de interesse, sendo elas: x1, x6, x7, x11, x10 e x14. Entretanto, não foi identificada diferença significativa na variável de predição quando estas variáveis foram analisadas separadamente. Ou seja, as variáveis identificadas não parecem ser

capazes de explicar a nota quando analisadas de maneira isolada. Apesar disso, como demonstrado por meio do *p-value* do Qui-quadrado, ao utilizar a combinação de variáveis selecionadas o modelo aparentava ser capaz de explicar a nota. Desse modo, para que fosse possível evidenciar a importância de cada variável na predição foi obtido o valor referente ao *Z-score*. De acordo com os dados observados, em ordem decrescente de importância as variáveis podem ser apresentadas na seguinte ordenação: x14, x1, x7, x6, x1 e x10. Todavia, os valores do *Z-score* parecem ter uma magnitude pequena para o *p-value* encontrado, o que pode indicar que esse não é um bom critério para medir a importância das variáveis. Para confirmar essa hipótese, seria necessária uma avaliação mais detalhada desses resultados iniciais. Ao avaliar o modelo por meio de uma matriz de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *leave-one-out* (Figura 28) e *k-fold* (Figura 29) modelo demonstrou resultados não satisfatórios para a classificação dos movimentos, visto que a acurácia e o erro RMS indicam que o modelo possui menos de 65% de chances de acertar a classificação. O erro RMS e a acurácia são métricas consistentes para avaliação, visto que seus valores representam uma média obtida por meio da repetição exaustiva de testes do modelo. Por sua vez, a avaliação do modelo gerado por meio da **Floresta Aleatória** (*Random Forest*) realizada por meio de matriz de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *leave-one-out* (Figura 30) demonstrou a capacidade de prever 100% dos resultados de maneira correta. Ainda nesse sentido, a avaliação realizada por meio de matriz de confusão com múltiplos modelos e validação cruzada *k-fold 10* (Figura 31) também concordou com esse resultado, indicando 96% de chance de prever a nota. Dessa maneira, ao compararmos o erro RMS e a acurácia entre os dois modelos, a análise por Floresta Aleatória demonstrou uma capacidade de generalização maior do que o modelo de Regressão Logística. Nesse sentido, é possível afirmar que a Floresta Aleatória possui uma maior probabilidade de acertar a classificação de novos dados de teste.

Ademais, cabe destacar que esse resultado demonstra a possibilidade de prever a nota da realização do movimento de Giro no Eixo a partir de variáveis cinemáticas biomecânicas por meio do aprendizado de máquina. Dessa maneira, é provável que esse resultado também possa ser obtido em outros movimentos de dança, além de esportes nos quais a avaliação da técnica de realização de um gesto é importante, como a ginástica e o skate. Tratando-se do Zouk Brasileiro, é importante destacar que os critérios de julgamento não envolvem apenas a técnica envolvida no movimento (40% da nota final). Outros fatores como a musicalidade (20%), trabalho em equipe/conexão entre os bailarinos (20%), apresentação (10%) e dificuldade (10%), contribuem para o resultado das apresentações durante as competições (BZDC, 2019b). Assim,

ao relacionar computadores com arte, ainda nos deparamos com a questão filosófica sobre a possibilidade de computadores produzirem/avaliarem experiências estéticas. Essa questão não será aprofundada nesse momento, pois é complexa o suficiente para gerar um novo trabalho. Entretanto, tratando-se de arte e, especificamente de dança, é importante não esquecer o caráter estético envolvido nas apresentações artísticas mesmo quando em situação de competição.

Ainda sobre essa temática, quatro variáveis foram selecionadas por ambos os modelos, sendo elas: o desvio padrão do ângulo articular do quadril esquerdo no eixo mediolateral, do tornozelo esquerdo no eixo craniocaudal e a média da aceleração do centro de massa nos eixos anteroposterior e craniocaudal. Uma vez que o membro inferior esquerdo das bailarinas conduzidas foi utilizado como suporte, é provável que esse resultado seja decorrente do atrito do pé com o chão. Tratando-se das voltas nas aulas de dança, uma das recomendações gerais é que os bailarinos devem ativar a musculatura do CORE e dos membros inferiores para que, com exceção da cabeça, o corpo gire em bloco. Em outras palavras, os bailarinos acreditam que os seguimentos corporais devem ser movidos em conjunto e sem atrasos. Nesse caso, supõe-se que uma pequena variabilidade dos dados articulares do membro de suporte no eixo craniocaudal favoreça as voltas. Em acréscimo, cabe ressaltar que as variáveis selecionadas por meio da Floresta Aleatória estão relacionadas com o membro inferior esquerdo (base de suporte do giro, nesse estudo), com o membro superior direito (utilizado para impulsão) e com a altura do centro de massa e sua aceleração. De acordo com as entrevistas iniciais realizadas com bailarinos e mestres de Zouk Brasileiro, efetuadas a fim de reconhecer o conhecimento empírico dos profissionais sobre o movimento, o controle dessas variáveis havia sido apontado como estratégia de manutenção da volta. Assim, o modelo de Floresta Aleatória conseguiu selecionar variáveis de interesse para o Giro no Eixo.

7.3 Limitações do estudo

Para o estudo das variáveis cinemáticas do movimento de Giro no Eixo, o método utilizado possui algumas limitações. Uma delas pode ser observada pelos valores inconsistentes da amplitude de movimento da articulação do punho. Possivelmente, esses resultados são decorrentes de oscilações causadas pela velocidade do movimento e pela oclusão de marcadores. Uma vez que essa volta é impulsionada por um segundo bailarino, a visualização dos marcadores reflexivos é dificultada. Além disso, devido a necessidade de isolamento social causada pela pandemia do COVID-19, a amostra desse estudo foi pequena.

8. Considerações Atuais

Os resultados desse estudo sugerem que os bailarinos possuem um bom controle da amplitude de movimento na realização do Giro no Eixo nas quatro condições de cabeça (condutor, para frente, no teto e no lateral esquerda baixa). Eles convergem com as orientações fornecidas pelos professores e mestres da modalidade. Ainda, os resultados confirmam a hipótese de que o membro superior utilizado para a impulsão do giro e o membro inferior utilizado como suporte demonstram padrões diferentes quando comparados aos membros gestuais. Sobre o eixo de inclinação do movimento em relação ao eixo vertical global, pode-se dizer que os bailarinos desse estudo controlaram de maneira mais eficaz a inclinação no plano frontal do que no plano sagital. Além disso, os casais que eram parceiros de dança controlaram melhor a variável no plano sagital, enquanto os casais que não eram parceiros controlaram melhor a inclinação no plano frontal. Os dados demonstram ainda que os bailarinos utilizam o deslocamento nos eixos anteroposterior e mediolateral como estratégia de manutenção da volta. Em relação ao aprendizado de máquina, o modelo gerado por meio da Floresta Aleatória superou modelo da Regressão Logística demonstrando uma maior capacidade de prever a nota. Além disso, o modelo de Floresta Aleatória foi capaz de selecionar variáveis que podem influenciar na avaliação do movimento. Dessa maneira, esse trabalho apresenta resultados iniciais que podem vir contribuir para o melhor entendimento das variáveis cinemáticas envolvidas na realização do movimento de Giro no Eixo e com o processo de ensino-aprendizagem dele. Devido as limitações de uma amostra reduzida, sugere-se a replicação desse estudo com um número maior de casais, para que os resultados possam ser extrapolados.

Referências

- AGRESTI, A. *Categorical Data Analysis*. 2^{nc} ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2002.
- ALLEN, M., MCILHNY, K. & GENTRY, S., 2011, “Optimization and Pose Selection for a Lindy Hop Partnered Spin”, American Control Conference on O’Farrell Street, San Francisco, CA, USA.
- ARGOLO, R. & CARINA, I., 2016, “História do Zouk Brasileiro”. In: Apostila do Curso de Professores do Método Renata Peçanha.
- BOUCIER, 2001, A história da Dança no Ocidente, Ed. Martins Fontes. 339p.
- BRONNER, S. & OJOFEITIMI, S., 2006, “Gender and Limb Differences in Healthy Elite Dancers: Passé Kinematics”, *Journal of Motor Behavior*, 38, pp. 71–79.
- BZDC, 2019a. Results. Disponível em: <https://www.brazilianzoukcouncil.com/registry/>. Acesso em: dezembro de 2019.
- BZDC, 2019b. Judging criteria. Disponível em: <https://www.brazilianzoukcouncil.com/competitors/judging-criteria/>. Acesso em: dezembro de 2019.
- BZDC, 2019c. History of Brazilian Zouk. Disponível em: <https://www.brazilianzoukcouncil.com/dance-education/history-of-brazilian-zouk/>. Acesso em: dezembro de 2019
- CALDAS, D., 2011, ““Vai descendo até o chão, fazendo ‘nhéconhéco’ no salão” a comunicação das bandas de lambadão em Cuiabá e Várzea Grande”. Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade Cândido Rondon, Cuiabá, 81p.
- CHEN, C. & CHOU, L., 2010, “Center of mass position relative to the ankle during walking: a clinically feasible detection method for gait imbalance”, *Gait Posture*, 31, pp. 391–393.
- CLIPPINGER, K., 2007, *Dance Anatomy and Kinesiology*, Editora: Human Kinetics, 533p.
- DENARDI, R., 2013, “Effects of Instructional Focus on Learning a Classical Ballet Movement, the Pirouette”, *Journal of Dance Medicine & Science*, 13, n. 1, pp. 18-23.
- GOLOMER, E., GRVENHORST, R. & TOUSSAINT, Y., 2009, “Influence of vision and motor imagery styles on equilibrium control during whole-body rotations”, *Somatosensory and Motor Research*, 26, n. 4, pp. 105-110.
- GRANT, G., 2012, *Technical Manual and Dictionary of Classical Ballet*, Editora Dover Publications, 259p.
- HALL, S., 2016, *Biomecânica Básica*. Ed. Guanabara Koogan. 432p.
- HASS, J., 2011, *Anatomia da Dança*. 1 ed. Ed. Manole. 206p.

- HOPPER, D., 2014, “The effects of vestibular stimulation and fatigue on postural control in classical ballet dancers”, *Journal of Dance Medicine & Science*, 18, n. 2, pp. 67-73.
- IMURA, A., 2018, “Regulation of hip joint kinetics for increasing angular momentum during the initiation of a pirouette en dehors in classical ballet”, *Human Movement Science*, 60 pp. 18–31.
- JOLIFFE, I. T., CADIMA, O., 2016, "Principal component analysis: a review and recent developments" *Phil. Trans. R. Soc. A*, 2016, v. 374
- KIEFER, A., RILEY, M., SHOCKLEY, K. *et al.*, 2011, “Multi-segmental postural coordination in professional ballet dancers” , *Gait & Posture*, 34, pp. 76–80.
- KIM, J., WILSON, M. SINGHL, K *et al.*, 2014, “Generation of vertical angular momentum in single, double, and triple-turn pirouette en dehors in ballet”, *Sport Biomech*, Sep13(3), pp.215-229
- KOUTEDAKIS, Y., OWALABI, E., APOSTOLOS, M., 2008, “Dance Biomechanics: A Tool for Controlling Health, Fitness, and Training”, *Journal of Dance Medicine & Science*, 12, n. 3, pp83-90.
- KRASNOW, D., 2011, “Biomechanical Research in Dance: A Literature Review”, *Medical Problems of Performing Artists*, 26, n.1, pp. 3-23.
- LAMEN, D., 2018, Reflexões Críticas sobre a Lambada, identidade cultural e o mito fundador da Amazônia Caribenha. In: Sociedade e saberes na Amazônia / Organização de Marco Antônio da Costa Camelo et. al. – Belém: EDUEPA, 2018. 271p.
- LAWS, K. & FULKERSON, L., 1992, “The slowing of pirouettes”, *Kinesiol Med Dance*, 15, pp. 72–80.
- LAWS, K., 1978, An Analysis of Turns in Dance, *Dance Research Journal*, 11, pp.12-19.
- LAWS, K., 1998, “Momentum transfer in dance movement”, *Med Probl Perform Art*, 13, n. 4, pp. 136–145
- LAWS, K., 2002, *Physics and the Art of Dance*. Oxford University, New York, 257p.
- LIN, C., CHEN, S., WU, H. *et al.*, 2014, “Differences of Ballet Turns (Pirouette) Performance Between Experienced and Novice Ballet Dancers”, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, v. 85, n. 3, pp. 330-340.
- LIN, C., SU, F., LIN, C., 2019, Kinematic Analysis of Postural Stability During Ballet Turns (pirouettes) in Experienced and Novice Dancers, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 7, artigo 290.

- LOTT, M. & LAWS, K., 2012, The physics of toppling and regaining balance during a pirouette. In: *Journal of Dance Medicine Science*, 2012, n.16, v.4, pp. 167-74.
- LOTT, M., 2019, Translating the Base of Support A Mechanism for Balance Maintenance During Rotations in Dance, *Journal of Dance Medicine & Science*, 23, n. 1, pp. 17-25.
- MATSUDO, S., ARAUJO, T., MATSUDO, V., & *et al.*, 2001, Questionário Internacional de Atividade Física (I PAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. In: *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*, v. 6, n. 2.
- McMILLAN, M., 1972, “A cinematographic analysis of characteristic likenesses and differences between skilled, semi-skilled, and non-skilled performances of pirouettes”, Denton, TX, Texas Women’s University.
- MEYER, A., 2002, A poética da deformação do espaço.
- MIZUMURA, M. & YOSHIDA, Y., 2015, “Ground Reaction Force and kinematic characteristics of Pirouette in ballet in flat shoes versus pointe shoes”, In: 33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France, June 29 - July 3.
- MORAES, L., 2019, Análise Cinemática do Movimento Acrobático “panqueca” na Dança de Salão, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 102p.
- MOTTA, M., 2006, *Teoria Fundamentos da Dança: uma abordagem epistemológica à luz da Teoria das Estranhezas*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal Fluminense, Niterói, Rio de Janeiro, Brasil, 241p.
- NAVARRO, A. C., SEIDLER, L. & AZEVEDO, S. A., 2018, CONSIDERAÇÕES BIOMECÂNICAS DAS POSIÇÕES DE MEMBROS INFERIORES COM BASE NA TEORIA FUNDAMENTOS DA DANÇA: um olhar sobre a progressão do movimento através da fotogrametria, Trabalho de Conclusão do Curso de Licenciatura em Dança, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 82p.
- NAVARRO, A. C. & AZEVEDO, S. A. , 2019, “Estabilidade nas posições de membros inferiores da Teoria Fundamentos da Dança de Helenita Sá Earp”. In: *Anais do 6º Encontro Científico Nacional de Pesquisadores em Dança*. Salvador. Campinas, Galoá. Disponível em: <<https://proceedings.science/anda/anda-2019/papers/estabilidade-nas-posicoes-de-membros-inferiores-da-teoria-fundamentos-da-danca-de-helenita-sa-earp>>. Acesso em: abril de 2021.
- NUNES, M., 2017, Modelo biomecânico de corpo inteiro com coordenadas naturais para análise de movimento humano, Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2017, 257p.

- OLIVEIRA, P. & JUNIOR, L., 2010, "Processos de hibridização cultural na lambada-zouk", In: Efdeportes. Revista Digital, Buenos Aires, ano 15, n.145.
- PAL, M, 2007, "Random forest classifier for remote sensing classification". Taylor & Francis Online, 22 de fevereiro de 2007, pp. 217-222.
- PARK, Y., 2007, "The Effect of Upper Extremity Usage and Length of Training to the Function of Dance Turn", *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17, pp. 175-184.
- PAULA, D., 2008, Dança de salão : história e evolução, Rio Claro: UNIFESP, 2008. Trabalho de Conclusão de Curso.
- PEÇANHA, 2015, Historia do Zouk Brasileiro, Brazilian Zouk Dance Council, History of Zouk by Renata Peçanha (7 min). Publicado pelo canal Kadu & Larissa. Disponível em: <https://youtu.be/A0JY5XfkT00>. Acesso em: dezembro de 2019
- QUEIROZ, L., 2016, Lambada Boys, o esquadrão da morte das Filipinas. Disponível em: <https://veja.abril.com.br/mundo/lambada-boys-o-esquadrao-da-morte-das-filipinas/> Acessado em: 18/12/2019
- ROBERTSON, D., CALDWELL, G., HAMILL, J. *et al.*, 2013, Research Methods in Biomechanics: Second edition. Editora, Human Kinetics, Whittlesey, 440p.
- SUGANO, A. & LAWS, K., 2002, Physical Analysis as a Foundation for Pirouette Training, *Medical Problems of Performing Artists*, 17, n. 1.
- VOLP, C., 1994, Vivenciando a dança de salão na escola. São Paulo: USP, 1994. Tese de doutorado apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo. Instituto de Psicologia USP, 1994.
- ZAFERIOU, A., WILCOX, R. & GRAY, M, 2016, "Modification of Impulse Generation during Pirouette Turns with Increased Rotational Demands", *Journal of Applied Biomechanics Human Kinetics*, v.0.
- ZAFERIOU, A., FLSHNERM, H., WILCOX, R. *et al.*, 2017, "Lower extremity control during turns initiated with and without hip external rotation" , *Journal of Biomechanics*.

Anexos

Anexo 1: Trabalho apresentado no XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

Link da apresentação: <https://youtu.be/K0TI7RPS6qM>

Comparison Between the *Passé* and *Coupé* Positions in the Single Leg Turn Movement in a Brazilian Zouk Practitioner: a Pilot Study

A. C. Navarro¹, A. P. Xavier², J. C. Albarello³, C. P. Guimarães² and L. L. Menegaldo¹

¹ Federal University of Rio de Janeiro/Biomedical Engineering Program, Rio de Janeiro, Brazil

²National Institute of Technology, Rio de Janeiro, Brazil

³Muscular Biomechanics Laboratory - EEFD / UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil

Abstract— There are different types of dance turns, such as *pirouettes*, *fouettés*, and single leg turns. Besides, these turns can be performed with different body positions and combinations. Therefore, this study aimed to compare displacement of the center of mass (CoM) of the body, head and thigh, and knee flexion of the gesture leg, between the positions of the *coupé* and *passé* legs during the Single Leg Turn of the Brazilian Zouk, in which the follower dancer performs a rotation along its longitudinal axis conducted by the leader dancer. The Single Leg Turn is an important movement in competitions and the location of the CoM is essential for maintaining the dynamic balance of the turn. The movement of a follower dancer was recorded by 18 cameras (Prime 13, 240 Hz), OptiTrack system, Motive software (version 1.10.0 Beta 1), for acquiring and digitizing trajectories of reflective markers. Datas were processed using Visual 3D software (version 5.02.11) and average of the attempts was analyzed. The evidence found suggests the occurrence of adaptive changes to maintain the dynamic balance in the Single Leg Turn in relation to the displacement of the CoM of the entire body in the mediolateral axis and in the flexion of the right knee in *coupé* and *passé* positions, which can be linked to the pattern of the dancer herself or to the conduction by the partner.

Keywords— dance, Brazilian Zouk, Single Leg Turn, kinematics, biomechanics

I. INTRODUCTION

Dance modalities have techniques that require different physical valances from the dancer, such as flexibility, agility, strength, balance, and coordination. In general, the specificity of the movements is linked to what Helenita Sá Earp, a pioneer in conducting dance studies within Brazilian universities, called Dance Parameters, in the Theory of Principles and Open Connections in Dance. They are: Movement, Space, Form, Dynamics, and Time [1]. These elements can be observed in the Brazilian Zouk.

Originating in Lambada, Brazilian Zouk is a ballroom dance that has been showing growth for the past 20 years. This fact can be evidenced through creation of the Brazilian Zouk Dance Council (BZDC), responsible for regulating and monitoring congresses and competitions, in addition to internationally ranking participants in dance. In competitions, there is an increasing demand for dancers to have intense training, in which they are able to perform all elements with high precision. Besides the expressive technique, the intensity and complexity of the combinations

of movements, linked to the different conditions of supports, balances and postural controls must be mastered for better results. The literature demonstrates that, when related to their modality, the motor coordination of dancers is more efficient [2].

Currently, in ballroom dancing, the terms "lady" and "gentleman" have been replaced by follower and leader respectively since dancing in each of these positions has ceased to be a gender-related issue. In the Single Leg Turn (SLT), the follower performs a rotation movement along its longitudinal axis, generally supported on the metatarsal of one of the feet (*demi pointé*) to reduce friction [3]. This movement is propelled by the leader, who holds one of his hands. The leader makes a circle around the head of the follower, which in turn must keep the arm and trunk muscles active so that the force is transmitted to his body and the rotation takes place (Fig. 1). It is an important movement from the competitive point of view, and it is present in different types of ballroom dancing. The body position assumed by the follower during the movement varies according to the desired aesthetic, thus, the positions of the lower limbs may vary (e.g. *attitude*, *passé*, *coupé*, *tendu*), as well as the position of the head (e.g. looking up, diagonal low left, "spotting" on the leader or the audience) and the spine (e.g. lateral flexion, hyperextension). It is possible to affirm that there is not a single position to be maintained by the person being conducted. The clipping of the study in Brazilian Zouk practitioners occurs from the place where research is inserted, since Rio de Janeiro is the main stage for the creation of this dance modality. In this way, this research is intertwined with the context of the city.



Fig. 1 Single Leg Turn in *passé* position. Source: Image acquired at Movement Studies Center (CEMOV)

In sports, digital technology has acted together with biomechanics, contributing to the improvement of training [4]. However, much of the knowledge in the field of dance is empirical. Thus, scientific literature requires studies involving this problem so that the teaching and training of dance movements are not based exclusively on personal experiences. As soon, this research is an experimental biomechanical study of the movement known as SLT using such methodologies in Dance. The displacement of the center of mass (CoM) is an important variable for maintaining dynamic balance in the SLT. Because of this, it is relevant to investigate whether the positioning of the gesture leg can influence the displacement of the center of mass. Therefore, the objective of this study was to verify the influence of the position of the gesture leg on the displacement of the CoM of the follower during the SLT movement. In this sense, the displacements of the CoM of the whole body, head and thigh were compared, as well as the flexion of the knee of the gesture leg, between the positions of the *coupé* and *passé* legs in a Brazilian Zouk follower. It is hoped that this study will contribute to a better understanding of the movement, helping in the training of professional dancers, dance technicians and practitioners, as well as in the improvement of teaching methodologies for its realization.

II. MATERIAL AND METHODS

The pilot project (CAAE: 31957420.6.0000.5257) was carried out with a professional Zouk Brazilian follower (32-years-old, 1.65 m tall, 56.4 kg total body mass) with 9 years of dance practice and 5 years of practicing Brazilian Zouk with his current dance partner. According to the BZDC, the dancer was considered a professional for having won more than 40 points in the advanced category in competitions [5]. Data collection was carried out at the Movement Studies Center (CEMOV), located in *Vila Olímpica da Mangueira* in partnership with the National Institute of Technology and the *Mangueira do Futuro* Institute. Participants signed an informed consent form prior to participating in the study; this was prepared in accordance with the Declaration of Helsinki and resolution 466/12 of the National Health Council (2012).

The follower was instrumented with 57 reflective markers placed at specific anatomical points, following the Biomech marker set. She was accompanied by her dance partner (leader) and, after the specific warm-up used by the pair in their rehearsal routine; the SLT movement was performed in two lower limb positions, namely *coupé* and *passé* in parallel rotation (Fig. 2). In both positions, the neck was rotated towards the left shoulder and slightly flexed, so that the follower's look was projected to the ground. The leader pushed the movement counterclockwise. In relation to the body of the follower, the movement happened with unipodal support on the left limb, rotating on the vertical axis from right to left, characterizing this turn as an *en dedans* movement. The knee of the follower's support leg was

slightly flexed. The turning movements were recorded by 18 cameras (Prime 13, 240 Hz), using the OptiTrack system and Motive software (version 1.10.0 Beta 1) for data acquisition and digitization. After digitization, the data was processed using Visual 3D software (version 5.02.11). The x, y and z coordinates were considered for the anteroposterior, vertical, and mediolateral axis, respectively.

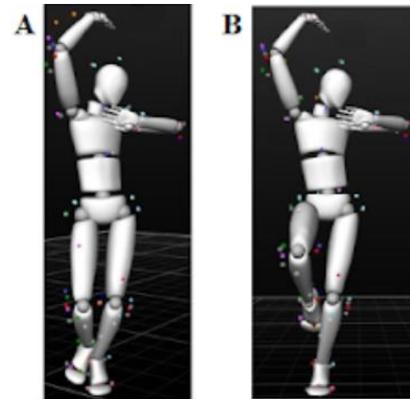


Fig. 2 Turning with the head marking downwards, in the different positions of the legs, *coupé* (A) and *passé* (B). Source: Image acquired at Movement Studies Center (CEMOV)

The dancers performed the turns in the most natural way possible, without controlling the number of turns or speed of movement over a specific area for the movement to take place. For analysis, a SLT movement was selected, consisting of six complete turns (2.160°) performed in sequence. However, it is common that during the first complete lap (first 360°) adjustment movements occur in the amplitude of the upper and lower limbs by the follower and the leader (initial phase of the turn), thus, this first lap was discarded and the next five laps (swing maintenance phase) were analyzed, since they have different characteristics. The attempt selected for analysis was chosen in relation to its execution during the phase of completion of the movement. In this sense, attempts in which the dancers were interrupted by the loss of balance were not considered, since an important criterion of the competitions is that they correctly perform each phase of the movement. The average of the 5 laps was calculated for the values related to the duration of the movements, greater and lesser displacement of the CoM from the body, head and right leg and angles of the right knee (gesture leg).

III. RESULTS

The average values of displacement selected for each variable can be seen in Table (1). Negative values on the anteroposterior axis indicate that the displacement occurred behind the demarcated location, while positive values indicate that the displacement occurred in front of the

demarcated location to movement. In the same sense, on the mediolateral axis, negative values indicate that the follower has shifted to the left and positive values indicate to the right. In relation to the mean of the greatest displacement of the CoM of the body, the value of -1.45 ± 0.02 m was observed in the *coupé* position and -1.45 ± 0.01 m for the *passé* position on the x axis. On the y axis, the values observed for this variable were 1.05 ± 0.01 m and -1.45 ± 0.01 m for the *coupé* and *passé* positions, respectively, while on the z axis was observed 0.09 ± 0.02 m for *coupé* and -0.02 ± 0.02 m for *passé*. The mean of the smallest displacement of the CoM of the body in *coupé* was -1.49 ± 0.02 m on the x axis, 1.03 ± 0.01 m on the y axis and 0.06 ± 0.02 m on the z axis, while for *passé* the values observed were -1.50 ± 0.02 m, 1.05 ± 0.01 m and -0.07 ± 0.02 m for the x, y and z axes respectively. Greatest displacement of the CoM of the head in the *coupé* position was -0.85 ± 1.28 m in x axis, 1.55 ± 0.01 m in y axis and 0.11 ± 0.01 m in z axis, while in the *passé* position the values observed for the x, y and z axes were, respectively, -1.44 ± 0.02 m, 1.54 ± 0.01 m and 0.01 ± 0.02 m. Smallest displacement of the CoM of the head were -1.57 ± 0.03 m on the x axis, 1.53 ± 0.01 m on the y axis and -0.11 ± 0.03 m on the z axis for *coupé* position. In *passé*, the values found were -1.56 ± 0.01 m on the x axis, 1.53 ± 0.01 m on the y axis and -0.11 ± 0.03 m on the z axis. Greatest displacements of the CoM of the right thigh (gesture leg) in *coupé* were -1.33 ± 0.03 m on x axis, 1.54 ± 0.01 m on y axis and 0.28 ± 0.01 m on z axis, while for *passé* position the average found for this variable on x axis was -1.36 ± 0.02 m, 1.52 ± 0.01 m on y axis and 0.15 ± 0.02 m on z axis. Finally, smallest displacement of the CoM of the right thigh was -1.71 ± 0.03 m on x axis, 1.43 ± 0.03 m on y axis and -0.15 ± 0.03 m on z axis in *coupé* and -1.69 ± 0.02 m, 1.44 ± 0.01 m and -0.20 ± 0.03 m on x, y and z axes respectively in *passé*.

Table 2 shows the averages of the highest angular values for flexion and extension of the right knee (gesture leg) and the average duration of each of the movement turns. Regarding the highest degree of knee flexion, the value of 74.22 ± 3.80 was found in the *coupé* position and in the *passé* position 107.46 ± 0.60 . The highest degree of knee extension of the gesture leg was 74.22 ± 3.80 and 107.46 ± 0.60 for the *coupé* and *passé* positions, respectively. The average duration in seconds for each lap of the movement was 0.63 ± 0.05 in *coupé* and 0.64 ± 0.04 in *passé*.

Table 1 Mean and standard deviation of the displacement of the center of mass of the body, head and right thigh for Single Leg Turn in *coupé* and in *passé* positions

Variables	Axis	<i>Coupé</i> (m)	<i>Passé</i> (m)
Greater displacement of the center of mass of the body	anteroposterior (x)	-1.45 ± 0.02	-1.45 ± 0.01
	vertical (y)	1.05 ± 0.01	1.07 ± 0.01

Smallest displacement of the center of mass of the body	mediolateral (z)	0.09 ± 0.02	-0.02 ± 0.02
	anteroposterior (x)	-1.49 ± 0.02	-1.50 ± 0.02
	vertical (y)	1.03 ± 0.01	1.05 ± 0.01
Greater displacement of the center of mass of the head	mediolateral (z)	0.06 ± 0.02	-0.07 ± 0.02
	anteroposterior (x)	-0.85 ± 1.28	-1.44 ± 0.02
	vertical (y)	1.55 ± 0.01	1.54 ± 0.01
Smallest displacement of the center of mass of the head	mediolateral (z)	0.11 ± 0.01	0.01 ± 0.02
	anteroposterior (x)	-1.57 ± 0.03	-1.56 ± 0.01
	vertical (y)	1.53 ± 0.02	1.53 ± 0.01
Greater displacement of the center of mass of the right thigh	mediolateral (z)	-0.02 ± 0.03	-0.11 ± 0.03
	anteroposterior (x)	-1.33 ± 0.03	-1.36 ± 0.02
	vertical (y)	1.54 ± 0.01	1.52 ± 0.01
Smallest displacement of the center of mass of the right thigh	mediolateral (z)	0.28 ± 0.01	0.15 ± 0.02
	anteroposterior (x)	-1.71 ± 0.03	-1.69 ± 0.02
	vertical (y)	1.43 ± 0.03	1.44 ± 0.01
	mediolateral (z)	-0.15 ± 0.03	-0.20 ± 0.03

Table 2 Average angular amplitude of the right knee and average duration of movement in the *coupé* and *passé* positions

Variables	<i>Coupé</i>	<i>Passé</i>
Greater angular flexion of the right knee (°)	74.22 ± 3.80	107.46 ± 0.60
Greater angular extension of the right knee (°)	50.67 ± 8.20	110.07 ± 0.88

Average duration of each movement
(s) 0.63 ± 0.05 0.64 ± 0.04

IV. DISCUSSION

Evidence of differences between the *coupé* and *passé* positions in the SLT movement was found in relation to the displacement of the body's CoM in the mediolateral axis and the flexion of the right knee (gesture leg) of the follower. In reference to the greater displacement of the CoM of the body, it is possible to verify that, in the *passé* position, the follower performed the movement to the left of the place demarcated for its performance on the mediolateral axis (z), justifying the negative value found. The displacement variation that occurred on the mediolateral axis to the left in the *passé* position may have been influenced due to the greater degree of flexion of the right knee (gesture leg) of follower. It is also possible that this happened due to the force imposed by the leader to make the turn happen. Still regarding this variable, in the vertical (y) and anteroposterior (x) axes, a similarity is identified regarding the values described.

A smaller displacement of the CoM of the head on the mediolateral axis (z) was identified for the two leg positions, this data can be justified by the initial position of the head rotated to the left side in anterior flexion. It is common that in pirouettes of Classical Ballet, the dancer marks a fixed point of the gaze in space with the objective of minimizing oscillations and vertigo [6, 7 and 8]. This technique is known as "spotting" and consists of keeping your eyes at a fixed point in space as long as possible when starting the rotation [9]. However, for the position chosen for this study, the head followed the movement of the trunk, that is, it remained "in block" with the rest of the body throughout the execution of the movement [6].

In relation to the right thigh (gesture leg), the values of displacement from its CoM were similar in both positions (*passé* and *coupé*). Although the follower tilted her body to the left during the movement of the *passé*, the CoM of the right thigh did not follow the trend of the CoM of the body as a whole. This suggests the occurrence of a compensatory mechanism for maintaining balance. Although the displacements of the CoM occur on the scale of centimeters, it is important to emphasize that the area of the follower's support base is reduced to the metatarsals of one of her feet, therefore, a minimum alteration may be sufficient to disturb the dynamic balance of the movement, as highlighted Hopper and Golmer in their studies [10 and 11].

Both positions require the follower to flex the knee of the gesture leg. In *passé*, a reduced angular amplitude was observed in this joint in relation to the *coupé* position. This difference may have been caused by the follower's constant attempts to adjust her body position to maintain speed and stability of movement.

V. CONCLUSIONS

This pilot study analyzed only the displacement of centers of mass and the knee flexion angles of the gesture leg of a Brazilian Zouk dancer. The evidence found suggests the occurrence of adaptive changes to maintain the dynamic balance in the Single Leg Turn in relation to the displacement of the CoM of the entire body in the mediolateral axis and in the flexion of the right knee to the *coupé* and *passé* positions. Such variations may be linked to the pattern of the follower itself, as well as to the conduct of the leader. Thus, investigating other variables such as the reaction force of the ground, the joint amplitude of the upper limbs and the influence of the leader on the Single Leg Turn in a larger number of participants will allow a deeper understanding of the movement. From this, technical improvements can be established to assist the teaching-learning process of the Single Leg Turn.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thank FAPERJ, the CNPQ and FINEP for financial support for carrying out this work. The present work was carried out with the support of the Improvement of Higher Education Personnel - Brazil (CAPES) - Financing Code 001. Besides, the authors would like to thank the *Mangueira do Futuro* Institute for athletic support.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that there is no conflict of interest.

REFERENCES

1. Motta M (2006) Teoria Fundamentos da Dança: uma abordagem epistemológica À luz da Teoria das Estranhezas. UFF, Niterói
2. Bronner S, Ojofeitimi S (2006) Gender and Limb Differences in Healthy Elite Dancers: Passé Kinematics. In:Journal of Motor Behavior, v38, pp 71–79.
3. Lott. M (2019) Translating the Base of Support A Mechanism for Balance Maintenance During Rotations in Dance. J Dance Med Sci Mar 15;23(1):17-25.
4. Bandejas C (2019) Technology in Biomechanics Sports. IEEE Potentials v38 n3 pp 8-10 DOI 10.1109/MPOT.2019.2897276.
5. BZDC at <https://www.brazilianzoukcouncil.com>
6. Lin C et al. (2014) Differences of Ballet Turns (Pirouette) Performance Between Experienced and Novice Ballet Dancers. Research Quarterly for Exercise and Sport, 85:3, 330-340
7. Amblard B et al (2001). Voluntary head stabilization in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed before, during and after a prolonged period of weightlessness. Experimental Brain Research, 137, 170–179
8. Chatfield S et al (2007). A descriptive analysis of kinematic and electromyographic relationships of the core during forward stepping in beginning and expert dancers. Journal of Dance Medicine and Science, 11, 76–84

9. Grant G (1967) Technical Manual and Dictionary of Classical Ballet. Dover Publications Ed 3rd.
10. Hopper D (2014) The effects of vestibular stimulation and fatigue on postural control in classical ballet dancers. J Dance Med Sci. 2014 18(2):67-73
11. Golomer E. (2008) Influence of vision and motor imagery styles on equilibrium control during whole-body rotations. Somatosens Mot Res Dec;26(4):105-10

Enter the information of the corresponding author:

Author: Ana Carolina Navarro
Institute: Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ
City: Rio de Janeiro
Country: Brazil
Email: carolnavarro@peb.ufjf.br

Anexo 2: Trabalho apresentado no XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
Link da apresentação: <https://youtu.be/vCIpbeimm8M>

Análise Cinemática do Giro no Eixo em Bailarina Profissional de Zouk Brasileiro: estudo piloto

A.C. Navarro¹, A. P. Xavier², J.C. Albarello³, C. P. Guimarães² e L. L. Menegaldo¹

¹ Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

² Instituto Nacional de Tecnologia, Rio de Janeiro, Brasil

³ Laboratório de Biomecânica Muscular - EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

Resumo— As posições corporais assumidas pelo conduzido no movimento de Giro no Eixo influenciam nas notas atribuídas em competições. Uma vez que as amplitudes angulares dos membros superiores e inferiores interferem na manutenção e na velocidade de outras voltas, como piruetas e *fouettés*, torna-se relevante investigar estas variáveis nesse movimento amplamente utilizado em competições de Zouk Brasileiro. O objetivo deste estudo foi verificar a influência da posição da perna de gesto, quando mantida em *coupé* e em *passé*, sobre as amplitudes articulares de flexão dos ombros, cotovelos, quadris e joelhos do corpo do conduzido. Utilizando o *marker set Biomech*, uma bailarina profissional (32 anos; 1,65 m; 56,4 kg) com 9 anos de experiência foi instrumentada com 57 marcadores reflexivos. Dezoito câmeras (Prime 13, 240 Hz) registraram os movimentos por meio do sistema *OptiTrack* e do *software Motive*. O giro foi realizado nas posições de *coupé* e *passé* sobre o membro inferior esquerdo da conduzida. Em ambas as posições, o pescoço dela se manteve rotacionado em direção ao ombro esquerdo e levemente flexionado. O giro foi impulsionado pelo condutor no sentido anti horário por meio do braço direito da conduzida. Os ângulos articulares referentes aos membros superiores (ombro e cotovelo) e aos membros inferiores (joelho e quadril) foram calculados e processados no *software Visual 3D*. Os resultados sugerem que, do lado direito, as articulações do ombro e joelho são importantes para manutenção do movimento em ambas posições. Tais variações podem estar relacionadas ao padrão da conduzida, bem como do condutor. Assim, a investigação de outras variáveis em um número maior de participantes, permitirá uma compreensão mais profunda da técnica utilizada para realização do movimento. A partir disso, melhorias técnicas poderão ser estabelecidas para construções de metodologias didáticas, auxiliando bailarinos, técnicos e amadores.

Palavras-chave— giros, dança, biomecânica, cinemetry, zouk brasileiro.

Abstract— The positions assumed by the follower in the Single Leg Turn movement influence the scores awarded in competitions. Since the angular amplitudes of the upper and lower limbs influence the maintenance and speed of other turns, such as *pirouettes* and *fouettés*, it is relevant to investigate these variables in this movement widely used in Brazilian Zouk competitions. The aim of this study was to verify the influence of the position of the gesture leg, when kept in *coupé* and *passé*, on the joint amplitudes of flexion of the shoulders, elbows, hips and knees of the body of the follower. Using the *Biomech marker set*, a professional dancer (32 years old; 1.65 m; 56.4 kg) with 9 years of experience was instrumented with 57 reflective markers. Eighteen cameras (Prime 13, 240 Hz) recorded movements using the *OptiTrack* system and the *Motive* software. The rotation was performed in the *coupé* and *passé*

positions on the left lower limb of the follower. In both positions, her neck was rotated toward the left shoulder and slightly flexed. The turn was propelled by the leader in a counterclockwise direction through the right arm of the follower. The joint angles referring to the upper limbs (shoulder and elbow) and to the lower limbs (knee and hip) were calculated and processed in the *Visual 3D* software. The results suggest that the right shoulder and right knee joints are important for maintaining movement in both positions. Such variations may be related to the pattern of the follower, as well as the leader. Thus, the investigation of other variables in a larger number of participants, will allow a deeper understanding of the technique used to perform the movement. From this, technical improvements can be established to build didactic methodologies, assisting dancers, technicians and amateurs.

Keywords - turns, dance, biomechanics, cinemetry, Brazilian Zouk.

I. INTRODUÇÃO

Na Teoria de Princípios e Conexões Abertas na Dança, as Famílias da Dança são compostas por movimentos do corpo global (corpo como um todo) a partir de similaridades cinemáticas [1]. Assim, tarefas semelhantes são agrupadas de acordo com as seguintes classificações: transferência, locomoção, saltos, voltas, quedas e elevações [1]; movimentos comuns às diferentes modalidades de dança [2]. No que diz respeito às voltas, a pirueta tem sido recorrentemente estudada dentro do *Ballet Clássico* [2, 3, 4, 5]. Este movimento consiste em uma rápida rotação do corpo, em apoio unipodal somente com as falanges do pé (*pointé/ponta*) ou nos metatarsos (*demi-pointé/meia ponta*) [4] e as posições dos membros inferiores e superiores podem influenciar no torque produzido para início do movimento. Exemplificando, uma pirueta iniciada a partir de uma quarta posição, na qual os pés estão mais afastados, produz um torque maior do que uma iniciada em quinta posição, na qual os pés estão unidos [2, 6, 7]. Em relação aos membros superiores foi observado que, quando o movimento era realizado com o auxílio das extremidades, a velocidade angular do corpo era significativamente maior do que a condição sem auxílio, indicando, portanto, que a volta realizada com ajuda dos membros superiores é a maneira mais eficaz de girar [3]. Existem ainda piruetas nas quais um bailarino realiza a volta com o suporte de um parceiro. No

Ballet Clássico, é comum que a mão do bailarino (condutor) esteja na cintura da bailarina (conduzida), podendo auxiliar no fornecimento de torque para iniciar ou finalizar o movimento, bem como na manutenção do equilíbrio [2]. Tratando-se das Danças de Salão, uma das voltas amplamente utilizada dentro das competições é o movimento de Giro no Eixo, presente em modalidades como o *Zouk* Brasileiro e a Salsa.



Fig. 1 Realização do movimento de Giro no Eixo em *passé*

O Giro no Eixo consiste em uma rotação da conduzida em seu eixo longitudinal, geralmente sobre apoio unipodal em meia ponta, sendo que o condutor segura a mão da conduzida e impulsiona o giro realizando movimentos circulares (Fig. 1). Para que a força aplicada pelo condutor seja capaz de manter um padrão de movimento adequado, apoiados em seus conhecimentos empíricos, bailarinos e técnicos acreditam ser necessário que o corpo da conduzida se mantenha em bloco, ou seja, que não haja grandes variações articulares, principalmente em relação ao membro superior e ao tronco da conduzida [4, 8]. Além disso, existem diferentes possibilidades de posições corporais que podem ser assumidas pela conduzida durante o Giro no Eixo, em que a escolha quanto ao posicionamento de membros inferiores e superiores, cabeça e coluna varia de acordo com a estética e complexidade desejadas nas competições.

Do ponto de vista competitivo, o Giro no Eixo é um movimento importante, dado que seu nível de dificuldade é considerado na pontuação final da coreografia [9]. Dessa forma, tendo em vista que as posições corporais assumidas pela conduzida influenciam nas notas atribuídas pelos jurados, e que as amplitudes angulares dos membros superiores e inferiores podem interferir na manutenção e velocidade das voltas [3, 4, 10, 11, 12], torna-se relevante investigar estas variáveis no Giro no Eixo. Ademais, apesar do elevado número de estudos envolvendo o *Ballet* Clássico, grande parte do conhecimento acerca do Giro no Eixo do *Zouk* Brasileiro ainda é empírico. Assim, a literatura científica carece de estudos sobre esta modalidade, em que um maior número de evidências poderia tornar possível a implementação de estratégias de treinamento embasadas cientificamente. Portanto, o objetivo deste estudo foi verificar a influência da posição da perna de gesto, quando

mantida em *passé* e em *coupé*, no que tange as amplitudes articulares de flexão dos ombros, cotovelos, quadris e joelhos do corpo da conduzida. Espera-se que estes resultados e futuras investigações acerca deste movimento forneça aos bailarinos detalhes relevantes para que eles aprimorem a capacidade de realização do Giro no Eixo.

II. MATERIAS E MÉTODOS

Uma bailarina profissional de *Zouk* Brasileiro (32 anos; 1,65 m; 56,4 kg) com nove anos de prática de dança, sendo praticante da modalidade há cinco anos e dançando com seu atual parceiro também há cinco anos participou do estudo piloto (CAAE: 31957420.6.0000.5257), na posição de conduzida. De acordo com o Brazilian *Zouk* Dance Council, responsável por regulamentar as competições internacionais e ranquear os participantes, a bailarina foi considerada profissional por ter conquistado mais de 40 pontos na categoria avançado [9]. Além disso, a bailarina atua reconhecidamente como jurada em competições da modalidade. Os dados foram coletados no Centro de Estudos do Movimento (CEMOV), situado na Vila Olímpica da Mangueira (em parceria entre o Instituto Nacional de Tecnologia e a Instituto Mangueira do Futuro, Rio de Janeiro - RJ).

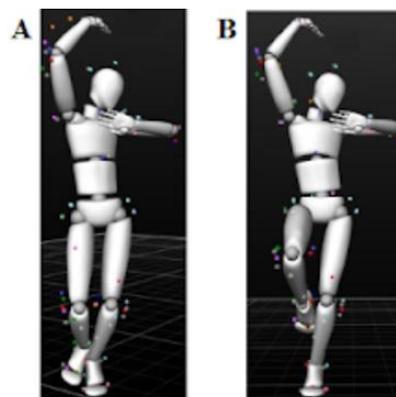


Fig. 2 Realização do giro com a cabeça marcando para baixo, nos diferentes posicionamentos das pernas, *coupé* (A) e em *passé* (B)

Utilizando o *Marker set Biomech*, a bailarina foi instrumentada com 57 marcadores reflexivos. Acompanhada de seu parceiro de dança, após o aquecimento específico utilizado pela dupla em sua rotina de ensaios foi realizado o movimento de “Giro no Eixo” em duas posições de membros inferiores (*coupé* e *passé*), ambas em rotação paralela (Fig. 2). A ordem de realização dos movimentos foi determinada de maneira aleatória. Para este estudo, o pescoço da conduzida se manteve rotacionado em direção ao ombro esquerdo e levemente flexionado, de modo que o olhar da bailarina fosse projetado para o solo. O condutor impulsionou o movimento no sentido anti-horário. Em relação ao corpo da

conduzida, o movimento ocorreu com apoio unipodal no membro esquerdo (perna de suporte/apoio), girando no eixo vertical, da direita para a esquerda, caracterizando a volta como um movimento *en dedans*. O joelho da perna de suporte da conduzida estava levemente flexionado.

Os bailarinos realizaram os giros de forma habitual sobre uma área determinada e sem controle da quantidade de giros ou velocidade do movimento. Dezoito câmeras (*Prime 13*, 240 Hz) registraram o movimento por meio do sistema *OptiTrack* e *software Motive* (versão 1.10.0 Beta 1) para aquisição e digitalização dos dados. Para o processamento foi selecionado um movimento, composto por seis voltas completas (2.160°) realizadas em sequência. Entretanto, é comum que durante a primeira volta completa (primeiros 360°) ocorram movimentos de ajustes por parte da conduzida e do condutor (fase inicial do giro), assim, estes dados iniciais foram descartados, sendo analisadas as cinco voltas seguintes (fase de manutenção do giro). Para cada posição foram realizadas três tentativas (total de 6), em que a tentativa selecionada para análise foi escolhida em relação a sua execução durante a fase de finalização do movimento. Nesse sentido, tentativas nas quais os bailarinos foram interrompidos pela perda de equilíbrio não foram consideradas, visto que um critério importante das competições é de que estes realizem de maneira correta cada fase do movimento [9]. Os ângulos articulares referentes aos membros superiores (ombro e cotovelo) e aos membros inferiores (quadril e joelho) foram calculados e processados no software Visual 3D (versão 5.02.11). Os valores de flexão e extensão angulares de cada articulação são apresentados para cada uma das cinco voltas e a média da amplitude angular delas foi utilizada para apresentação e discussão dos resultados encontrados. Para a articulação do ombro, o zero inicial foi atribuído à 180° de flexão partindo da posição anatômica (Fig. 3).

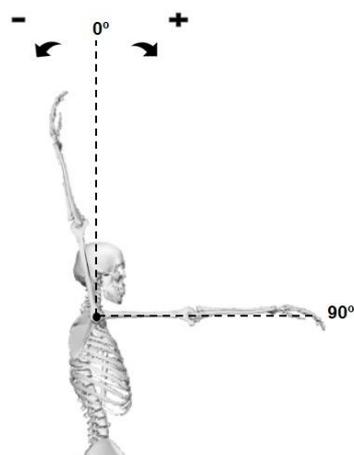


Fig. 3 Referência da articulação do ombro

III. RESULTADOS

A duração média de cada ciclo foi de $0,63 \pm 0,05$ segundos para posição de *coupé* e $0,64 \pm 0,04$ segundos para posição de *passé*. Os valores angulares das articulações dos membros superiores podem ser visualizados na tabela 1, e das articulações do membro inferior na tabela 2.

Na tabela 1, observa-se que os valores angulares máximos de quatro dos cinco ciclos para o ombro direito apresentaram flexão para as posições de *coupé* e *passé*. Em ambas as condições, os valores mínimos se apresentaram em extensão. A média das amplitudes angulares foram de $69,15^\circ$ para o movimento em *coupé* e $51,60^\circ$ para o movimento em *passé*, apresentando uma diferença entre os movimentos de $17,55^\circ$. O ombro esquerdo apresentou padrões de movimento semelhantes para os tipos de posição de perna no giro, sendo ambos apresentados em flexão. A amplitude angular para o movimento em *coupé* foi de $17,14^\circ$ e para o movimento em *passé* foi de $11,77^\circ$, tendo uma diferença de $5,37^\circ$.

O cotovelo direito se manteve flexionado durante os cinco ciclos e a amplitude apresentada pelo movimento realizado em *coupé* foi de $11,51^\circ$ e de $6,51^\circ$ em *passé*, apresentando uma diferença de 5° . Da mesma maneira, o cotovelo esquerdo apresentou flexão durante todo o movimento, porém apresentou uma diferença menor entre as amplitudes angulares que o cotovelo direito, tendo $1,26^\circ$ devido a amplitude do movimento em *coupé* ser de $3,83^\circ$ e do movimento em *passé* ser de $5,09^\circ$.

Tabela 1 Valores máximos e mínimos de flexão e extensão das articulações do membro superior nas posições *Coupé* e *Passé*

Articulação	Ciclo	<i>Coupé</i>		<i>Passé</i>	
		Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Ombro direito (°)	1	-03,29	-41,87	30,60	-32,03
	2	31,69	-41,93	02,21	-33,11
	3	39,97	-39,36	-17,84	-39,52
	4	41,93	-29,62	26,88	-41,77
	5	41,63	-41,05	38,10	-31,65
Ombro esquerdo (°)	1	83,27	70,60	87,21	69,09
	2	84,26	72,66	86,60	77,21
	3	84,22	64,34	86,10	77,18
	4	84,15	69,35	89,31	78,00
	5	86,03	59,28	85,26	74,15
Cotovelo direito (°)	1	109,60	99,98	102,48	96,41
	2	108,63	97,29	103,81	98,67
	3	116,59	101,28	102,62	95,38
	4	109,27	102,63	101,02	95,64
	5	122,23	107,57	107,80	99,08
Cotovelo esquerdo (°)	1	122,28	112,83	124,01	114,82
	2	122,63	119,67	121,12	117,98
	3	121,08	117,94	120,89	116,28
	4	119,12	117,01	119,61	115,24
	5	117,66	116,17	117,26	113,10

Na tabela 2, observa-se que para o Giro no Eixo realizados em *coupé*, os cinco ciclos apresentaram uma amplitude angular na articulação do quadril direito que foi mantida em flexão, de $9,81^\circ$ e no giro realizado em *passé* de

3,18°, apresentando uma diferença entre as amplitudes de 6,63°. Na articulação do quadril esquerdo, da mesma forma, ambos os tipos de posicionamento de pernas apresentaram-se em flexão. A amplitude para o movimento realizado em *coupé* foi de 6,77° e em *passé* de 5,86°, resultando numa diferença entre elas de 0,91°.

Os joelhos da perna de suporte e de gesto apresentaram flexão durante os cinco ciclos. O joelho direito apresentou valores de amplitude angular para o movimento em *coupé* de 23,55° e em *passé* de 2,61° apresentando uma diferença entre os tipos de posicionamento de pernas de 20,94°. O joelho esquerdo apresentou amplitude angular de 7,67° para o movimento em *coupé* e de 6,19° para o movimento em *passé*, demonstrando uma diferença de 1,48°.

Tabela 2 Valores máximos e mínimos de flexão e extensão das articulações do membro inferior nas posições *Coupé* e *Passé*

Articulação	Ciclo	<i>Coupé</i>		<i>Passé</i>	
		Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Quadril direito (°)	1	39,38	32,71	75,89	73,33
	2	43,72	34,70	78,57	72,90
	3	44,50	34,46	81,32	77,59
	4	41,16	26,59	80,30	78,13
	5	44,14	35,37	78,95	77,16
Quadril esquerdo (°)	1	37,39	29,11	34,27	27,66
	2	38,08	31,52	36,75	30,65
	3	38,07	31,39	36,96	33,43
	4	37,17	32,30	36,73	32,70
	5	39,64	32,17	40,20	31,16
Joelho direito (°)	1	70,04	52,68	110,66	108,19
	2	73,81	52,56	109,50	107,02
	3	78,83	45,33	109,67	107,82
	4	77,28	40,63	109,20	106,70
	5	71,14	62,16	111,30	107,55
Joelho esquerdo (°)	1	54,63	46,34	49,94	42,22
	2	54,22	46,73	52,16	48,94
	3	56,43	49,74	51,25	48,90
	4	58,78	51,01	52,97	48,77
	5	60,07	51,96	58,13	44,67

IV. DISCUSSÃO

A. Membros Superiores

Com relação aos membros superiores, o principal achado do presente estudo foi de que o ombro direito apresentou uma maior diferença entre as amplitudes angulares quando comparadas as posições de *coupé* e *passé*. A maior variação nessa articulação pode ser justificada por ajustes realizados pela conduzida em relação à força aplicada pelo condutor durante as voltas. Uma vez que o giro é impulsionado, predominantemente, por meio do membro superior direito, é esperada uma variação próxima da flexão máxima desta articulação (definida como 0°), considerando que a força imposta pelo condutor tende a realizar uma flexão horizontal do ombro da conduzida que, por sua vez, realiza uma força

contrária. Além disso, é possível que a rotação do pescoço para o lado esquerdo e a projeção do olhar da conduzida, conforme observado por Golomer e colaboradores [13] e por Janura e colaboradores [14] em piruetas realizadas no *Ballet Clássico*, possam ter contribuído para tal variação. Ainda nesse contexto, existem relatos na literatura sobre a influência da posição da cabeça em piruetas realizadas por bailarinos de *Ballet Clássico* [15, 16].

Entre as duas posições de *coupé* e *passé*, o cotovelo direito apresentou uma diferença de amplitude angular sutil, demonstrando um bom domínio do movimento não só por parte da bailarina, mas também do condutor. Como mencionado anteriormente, o membro superior direito é responsável por fazer a conexão entre os corpos dos bailarinos, por isso, caso o condutor modifique seu padrão (aplicando uma força de maior magnitude ou alterando sua trajetória), isso poderá refletir na posição e angulação do braço da conduzida para manutenção do giro [2].

A diferença na amplitude angular do ombro esquerdo entre os tipos de posicionamento de membros inferiores é, possivelmente, justificada pelo fato de que essa articulação se mantém durante todo o movimento na mesma posição. Nesse contexto, estudos sugerem que, quando se trata de piruetas realizadas no *Ballet Clássico*, os membros superiores influenciam na realização do movimento: permitindo mais voltas, estabilizando-o em relação ao centro de massa e alterando sua velocidade [2, 3, 4, 5]. Assim, é provável que o cotovelo esquerdo possa auxiliar na estabilidade e controle de velocidade à medida que altera o posicionamento do centro de massa e o momento de inércia. Entretanto, não foram encontrados estudos que analisassem tais variáveis no movimento de Giro no Eixo. Dessa forma, as baixas variações observadas entre as posições de *coupé* e *passé* para as articulações do membro superior esquerdo podem estar atreladas ao fato de que o movimento não foi determinado por uma métrica musical, assim, a velocidade se manteve próxima nos cinco ciclos. Geralmente, em coreografias realizadas em competições de *Zouk Brasileiro*, os movimentos associam-se com a música de forma com que a velocidade do Giro no Eixo seja modulada de acordo com a interpretação musical dos bailarinos em relação às variações como ritmo e melodia [9], característica diferente do que acontece no *Ballet Clássico*, no qual as piruetas normalmente acompanham o pulso musical [11, 18]. Portanto, a conduzida demonstrou ter bom domínio da técnica, realizando a posição do membro superior esquerdo com pouca variação angular. Sob o mesmo ponto de vista, a ausência de uma grande variação nas articulações do membro superior esquerdo podem ser resultantes do longo período de treinamento em dança da conduzida, confirmando uma boa execução do movimento [17].

B. Membros Inferiores

No tocante aos membros inferiores, o principal achado do estudo foi de que o joelho direito apresentou uma maior

diferença entre as amplitudes angulares das posições de *coupé* e *passé*. Essas diferenças sugerem que as articulações do membro inferior direito (perna de gesto) apresentam uma variação maior do que as articulações do membro inferior esquerdo (perna de suporte). Embora neste estudo piloto os bailarinos não tenham realizado o movimento alternando os membros inferiores nas condições de gesto e suporte, estudos anteriores não identificaram diferenças significativas quando considerada a lateralidade em piruetas realizadas por bailarinos de *Ballet* Clássico e de Dança Moderna [17]. Dessa forma, é provável que esta variável também não influencie no Giro no Eixo realizado por bailarinos de *Zouk* Brasileiro. Ainda neste sentido, a diferença identificada entre as posições de *coupé* e *passé* nos quadris direito e esquerdo sugere que, a variação da amplitude angular dos quadris não está relacionada ao posicionamento de pernas. Bronner e Brownstein [19] e Sandow e colaboradores [20] identificaram, respectivamente, uma translação do tronco precedente a atividade da perna de gesto e um controle postural antecipatório por parte de bailarinos profissionais durante a realização da posição de *passé* para manutenção do equilíbrio [21]. Assim, é possível que essa pequena variação identificada nos quadris tenha decorrido de um deslocamento do centro de massa na fase inicial do giro.

O joelho esquerdo apresentou uma pequena variação no grau de flexão para as posições de *coupé* e *passé*, sendo ela menor que 2°. Por sua vez, o joelho direito apresentou uma diferença maior quando comparadas as duas posições. É possível que este resultado seja influenciado pela referência adotada em cada um dos posicionamentos para a perna de gesto. A posição de *passé* é definida em relação a pontos anatômicos, diferente da posição *coupé*, definida apenas em referência a parte distal do membro de suporte [8]. Como esperado, a posição *passé* demonstrou maiores graus de flexão dessa articulação do que a posição *coupé*.

V. CONCLUSÕES

Esse estudo piloto analisou a variação de amplitudes articulares dos membros superiores e inferiores de uma bailarina conduzida de *Zouk* Brasileiro. As evidências encontradas sugerem a ocorrência de alterações adaptativas para manutenção do equilíbrio dinâmico em relação às articulações do ombro e joelho, ambos do lado direito, durante o Giro no Eixo realizado nas posições de *coupé* e *passé*. Em especial, o membro superior direito parece ser de grande importância, visto que o movimento é impulsionado por meio dele. Tais variações podem estar relacionadas ao padrão do conduzido, bem como do condutor. Assim, a investigação de outras variáveis, como o deslocamento do centro de massa, o sequenciamento no início do movimento (proximal-distal ou distal proximal) e a influência do condutor no movimento de Giro no Eixo em um número maior de participantes, permitirá uma compreensão mais profunda da técnica utilizada para realização do movimento.

A partir disso, melhorias técnicas poderão ser estabelecidas para construções de metodologias didáticas, contribuindo ainda com uma maior atenção à preparação física de conduzidos, tornando assim os movimentos de giro mais estáveis e com menor risco de sobrecarga e lesões nas estruturas envolvidas com o movimento.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer à FAPERJ, ao CNPQ e à FINEP pelo apoio financeiro para a realização deste trabalho. O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

CONFLITO DE INTERESSE

Os autores declaram que não há conflito de interesse.

REFERÊNCIAS

1. Motta M (2006) Teoria Fundamentos da Dança: uma abordagem epistemológica À luz da Teoria das Estranhezas. UFF, Niterói
2. Laws K (2002) Physics and the Art of Dance. Oxford University, New York
3. Park Y (2007) Korean Journal of Sport Biomechanics 17: 175-184
4. Lin C et al. (2014) Differences of Ballet Turns (Pirouette) Performance Between Experienced and Novice Ballet Dancers. Research Quarterly for Exercise and Sport, 85:3, 330-340
5. Laws K (1978) An Analysis of Turns in Dance. Dance Research Journal 11: 12-19
6. Hall S (2016). Biomecânica básica Guanabara Koogan, 7ed.
7. Navarro A C (2019) Estabilidade nas posições de membros inferior da Teoria Fundamentos da Dança de Helenita Sá Earp. Anais do 6º Encontro Científico Nacional de Pesquisadores em Dança. Salvador. Campinas, Galoá.
8. Grant G (1967) Technical Manual and Dictionary of Classical Ballet. Dover Publications Ed 3rd.
9. BZDC at <https://www.brazilianzoukcouncil.com>
10. Mizumura M et. al (2015) Ground Reaction Force and kinematic characteristics of Pirouette in ballet in flat shoes versus pointe shoes. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France, June 29 - July 3
11. Zaferiou A. et. al (2016) Modification of Impulse Generation during Pirouette Turns with Increased Rotational Demands. Wilcox RR, McNitt-Gray JL Journal of Applied Biomechanics Human Kinetics
12. Sugano A, Laws K. (2002) Physical Analysis as a Foundation for Pirouette Training. Medical Problems of Performing Artists, v 17, n 1, p 29.
13. Golomer E. et. al (2008) Influence of vision and motor imagery styles on equilibrium control during whole-body rotations. Somatosens Mot Res Dec.26(4):105-110
14. Janura, M. et. al (2019) Standing balance of professional ballet dancers and non-dancers under different conditions. PLOS ONE 14(10) doi:10.1371/journal.pone.0224145

15. Schärli, A et. al (2018). Balance control in pirouettes – what role does spotting play? (Unpublished). In: 14. Kongress für Tanzmedizin. Frankfurt am Main (Deutschland). 1.06.2018-3.06.2018.
16. Teixeira M et al. (2017) External Focus of Attention Enhances Children's Learning of a Classical Ballet Pirouette. *J Dance Med Sci.* 21(4):179-184. doi:10.12678/1089-313X.21.4.179
17. Bronner S e Ojofeitimi S (2006) Gender and Limb Differences in Healthy Elite Dancers: Passé Kinematics, *Journal of Motor Behavior*, 38:1, 71-79, DOI: 10.3200/JMBR.38.1.71-79
18. Hopper D (2014) The effects of vestibular stimulation and fatigue on postural control in classical ballet dancers. *J Dance Med Sci.* 2014 18(2):67-73
19. Bronner S e Brownstein B (1998) A kinematic analysis of the passé in skilled dancers [abstract]. *J Dance Med Sci*;2(4)149
20. Sandow E et. al (2003) A kinematic comparison of a dance movement in expert dancers and novices [abstract]. *J Orthop Sports Phys Ther* 33(2):A-25
21. Krasnow D et. al (2011) Biomechanical research in dance: a literature review. *Med Probl Perform Art* 26(1):3-23.

Correspondência:

Autora: Ana Carolina Navarro
 Instituto: Programa de Engenharia Biomédica (COPPE/UFRJ)
 Rua: Av. Horácio Macedo 2030, Centro de Tecnologia,
 COPPE/UFRJ, Bloco H, Sala 327, Cidade Universitária.
 Cidade: Rio de Janeiro
 País: Brasil
 Email: carolnavarro@peb.ufrj.br

Anexo 3: Trabalho apresentado no 43º Simpósio Internacional de Ciências do Esporte e 3º Simpósio Internacional de Atividade Física e Comportamento Sedentário "Atividade Física: Mais é Menos? Menos é Mais?" (CELAFISCS).

Comparação de variáveis cinemáticas entre as posições de *coupé* e *passé* durante o Giro no Eixo de uma bailarina Profissional de Zouk Brasileiro

Ana Carolina Navarro, Ana Paula Xavier, Carla Patricia Guimarães, Luciano Luporini Menegaldo

Introdução: embora o Giro no Eixo seja amplamente utilizado em competições de Zouk Brasileiro e Salsa, o conhecimento sobre este movimento é empírico. Em decorrência disso, pouco se conhece sobre os ajustes que a bailarina realiza em seu movimento para a manutenção deste. Objetivo: comparar o deslocamento no eixo vertical do centro articular da mão, do cotovelo e do marcador da tuberosidade da tíbia entre as posições de *coupé* e *passé*, associando-as à amplitude articular do cotovelo direito e do joelho esquerdo. Materiais e métodos: uma bailarina profissional de Zouk Brasileiro (32 anos; 1,65 m; 56,4 kg) foi instrumentada com 57 marcadores reflexivos, de acordo com o *marker set Biomech*. Acompanhada por seu parceiro de dança, foi realizado o movimento nas posições de *coupé* e *passé*. O membro inferior esquerdo da bailarina foi usado como suporte. Em ambas as posições, o pescoço dela se manteve rotacionado em direção ao ombro esquerdo e levemente flexionado. O giro foi impulsionado pelo bailarino no sentido anti-horário através do braço direito da bailarina e não houve controle sobre o número de voltas ou velocidade. Os movimentos foram gravados por 18 câmeras (*Prime 13*, 240 Hz), utilizando o sistema *OptiTrack* e o *software Motive*. Os dados foram processados no *software Visual 3D* (versão 5.02.11). Para análise, foi selecionado um movimento de Giro no Eixo, composto por cinco voltas completas (1.800°) realizadas em sequência. A amplitude das 5 voltas foi calculada para cada variável. Resultados: a média de deslocamento no eixo vertical do marcador localizado na tíbia esquerda foi de 0,02 m e 0,03 m enquanto a variação da amplitude articular na articulação do joelho foi de $23,55^\circ$ e $2,61^\circ$ para as posições de *coupé* e *passé*, respectivamente. O centro articular da mão direita variou 0,10 m e 0,09 m enquanto o centro articular do cotovelo variou 0,17 m e 0,14 m para as posições *coupé* e *passé*. A amplitude da articulação do cotovelo direito foi de $11,51^\circ$ na posição de *coupé* e $6,51^\circ$ em *passé* (TABELA 1). Conclusões: os resultados sugerem que os ajustes realizados pela bailarina na fase de manutenção do movimento ocorrem de forma mais acentuada no membro superior e na posição de *coupé*, demonstrando que a bailarina apresenta estratégias diferentes para os membros inferiores e superiores na realização dos giros. Sugere-se a replicação deste piloto com um número maior de participantes para que os resultados possam auxiliar no treinamento dos bailarinos.

Tabela 1. Máximos e mínimos da variação angular articular do cotovelo direito e do joelho esquerdo e do deslocamento no eixo vertical dos centros articulares da mão e cotovelo direito e do marcador da tuberosidade da tíbia esquerda

Variável	Ciclo	<i>Coupé</i>		<i>Passé</i>	
		Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Cotovelo direito (°)	1	109,59	99,98	102,48	96,41
	2	108,63	97,29	103,81	98,67
	3	116,59	101,28	102,62	95,38
	4	109,27	102,63	101,02	95,64
	5	122,23	107,57	107,8	99,08
Joelho esquerdo (°)	1	54,63	46,34	49,94	42,22
	2	54,22	46,73	52,16	48,94
	3	56,43	49,74	51,25	48,9
	4	58,78	51,01	52,97	48,77
	5	60,07	51,96	58,13	44,67
Centro articular da mão direita (m)	1	1,792	1,693	1,811	1,705
	2	1,775	1,699	1,783	1,699
	3	1,769	1,647	1,766	1,680
	4	1,768	1,676	1,777	1,703
	5	1,757	1,624	1,774	1,672
Centro articular do cotovelo direito (m)	1	1,647	1,541	1,654	1,500
	2	1,647	1,501	1,639	1,509
	3	1,649	1,447	1,625	1,481
	4	1,649	1,453	1,624	1,519
	5	1,649	1,450	1,627	1,476
Tuberosidade da Tíbia esquerda (m)	1	0,484	0,458	0,474	0,449
	2	0,481	0,466	0,483	0,458
	3	0,476	0,464	0,481	0,455
	4	0,48	0,453	0,477	0,448
	5	0,472	0,452	0,470	0,452

Aplicação de tecnologias digitais modernas em estudos biomecânicos de dança

Ana Carolina Navarro (COPPE/UFRJ)

Luciano Luporini Menegaldo (COPPE/UFRJ)

Dança e Tecnologia

Resumo: estudos dedicados à biomecânica da dança podem contribuir para a prevenção de lesões e melhora da performance na medida que fornecem informações relevantes sobre aspectos físicos envolvidos na realização de um gesto. Este estudo objetivou contribuir com o diálogo sobre as possíveis relações entre dança e tecnologia, bem como demonstrar a aplicabilidade dos estudos biomecânicos da dança para prevenção de lesões e melhora da performance. Espera-se ainda que novas experimentações e observações sejam estimuladas, visando a ampliação do debate. Para isso, foram consultadas fontes bibliográficas adequadas nas plataformas *Scielo*, *Pudmed* e *Anais ANDA*, a fim de fundamentar o ponto de vista aqui apresentado. Quando se trata de dança, apesar do receio da substituição do corpo por aparatos tecnológicos, a tecnologia vem sendo aplicada em pesquisas cênicas e biomecânicas. Tais pesquisas ajudam a construir um corpo de conhecimentos fundamentados por eixos abertos e inerentes a diferentes aspectos da corporeidade. Nesse sentido, a epistemologia da Dança é ampliada e passa a auxiliar o desenvolvimento de sensibilidades e habilidades. Por fim, cabe-se destacar que o conhecimento produzido a partir de tecnologias digitais não substitui, mas é somado ao conhecimento empírico dos bailarinos.

Palavras-chave: TECNOLOGIA. BIOMECANICA. DANÇA. ANALISE DE MOVIMENTO. EPISTEMOLOGIA DA DANÇA.

Application of modern digital technologies in biomechanical dance studies

Abstract: studies dedicated to the biomechanics of dance can contribute to the prevention of injuries and performance improvement as they provide relevant information about the physical aspects involved in performing a gesture. This study aimed to contribute to the dialogue about the possible relationships between dance and technology, as well as demonstrate the applicability of biomechanical dance studies for injury prevention and performance improvement. It is also expected that new experiments and observations will be stimulated, aiming at broadening the debate. For this, adequate bibliographic sources were consulted on the *Scielo*,

Pudmed and Anais ANDA platforms, in order to substantiate the point of view presented here. When it comes to dance, despite the fear of replacing the body with technological devices, the technology has been applied in scenic and biomechanical research. Such research helps to build a body of knowledge based on open axes inherent to different aspects of corporeality. In this sense, the epistemology of Dance is expanded and starts to help the development of sensibilities and skills. Finally, it is noteworthy that the knowledge produced from digital technologies does not replace, but is added to the empirical knowledge of the dancers.

Keywords: TECHNOLOGY. BIOMECHANICS. DANCE. MOVEMENT ANALYSIS. EPISTEMOLOGY OF DANCE.

1. Introdução

A superação dos limites do corpo desperta um determinado fascínio em diferentes práticas corporais. Como exemplo disso, é possível citar os atletas de fisiculturismo, ginastas, artistas circenses e dançarinos. Nesta essa perspectiva, a exploração dos limites corporais parece deslocar o corpo de sua dimensão humana à medida que o extraordinário⁴ é apresentado.



Figura 1: Demonstrações de práticas corporais que demandam grandes esforços corporais.

A rotina de dançarinos profissionais inclui uma longa carga horária de aulas e ensaios, fazendo com que a preparação corporal para a dança demande uma condição cardiorrespiratória e metabólica elevada. Uma vez que o treinamento demanda dos corpos uma excelente condição física e uma alta eficiência, além de artistas, os dançarinos profissionais podem ser considerados atletas devido ao grande

⁴ Definição de “extraordinário”: que foge do usual ou do previsto; que não é ordinário; fora do comum. (Oxford Languages, 2021)

volume de treinamento (CARDOSO, 2017). Nesse contexto, torna-se comum o relato de dores e lesões ao longo de suas carreiras devido às altas exigências. Por sua vez, esses relatos costumam ser justificados pela carga estressante do nível de atividade física em busca do aperfeiçoamento da performance.

Apesar de possuírem um treinamento tão intenso quanto o dos atletas de elite, os bailarinos profissionais não recebem a mesma assistência quanto à prevenção de lesões, preparo técnico e fisioterapêutico de outras modalidades, principalmente no aparecimento e tratamento de lesões (CARDOSO, 2017).

Somado ao alto volume de treinamento para o desenvolvimento de valências físicas⁵, está o fato de que muitas vezes os dançarinos iniciam seus treinamentos muito jovens. Nesse sentido, a imaturidade corporal para a realização de determinados movimentos poderia contribuir para a incidência de lesões agudas e crônicas. Sobre esses aspectos, para que seja possível ampliar o cuidado com os corpos, os mantendo saudáveis para a prática de dança, é necessário a ampliação dos conhecimentos a respeito das estruturas corporais e da mecânica do movimento. Por isso, os estudos dedicados à biomecânica da dança podem contribuir para a prevenção de lesões e melhora da performance na medida que fornecem informações relevantes sobre aspectos físicos envolvidos na realização de um gesto (KOUTEDAKIS, Y. et al., 2008). Consequentemente, as tecnologias digitais modernas utilizadas nestes estudos se apresentam como uma forte aliada para os dançarinos.

Com o advento da modernidade e o desenvolvimento de instrumentos tecnológicos adequados, a importância dos testes utilizados para avaliação de parâmetros corporais tem aumentado (AQUINO, C. et al., 2007). Ademais, pode-se dizer que existe uma crescente demanda na área da saúde para que a prática seja embasada em evidências científicas. Apesar disso, ainda há uma resistência por parte de profissionais mais tradicionais sobre a inserção de tais aparatos tecnológicos no campo da Dança (AMOROSO, 2004). Este estudo objetiva contribuir com o diálogo sobre as possíveis relações entre dança e tecnologia, bem como demonstrar a aplicabilidade dos estudos biomecânicos da dança para prevenção de lesões e melhora da performance. Espera-se ainda que novas experimentações e

⁵ Qualidades físicas que podem ser adquiridas por meio do treinamento. Como exemplo podemos citar a força, a flexibilidade, a resistência, o equilíbrio, a velocidade, a agilidade, a coordenação e a mobilidade (MOTTA, 2006).

observações sejam estimuladas, visando a ampliação do debate. Para isso, foram consultadas fontes bibliográficas adequadas nas plataformas *Scielo*, *Pubmed* e nos Anais ANDA, a fim de fundamentar o ponto de vista aqui apresentado.

2. Dança, ciência e tecnologia

Atualmente, a Dança é compreendida para além de uma visão reduzida exclusivamente à mera repetição de movimentos. Em outras palavras, ela não está limitada à reprodução e realização de passos e padrões de movimentos pré estabelecidos. Para Earp (2010), a Dança não deve ficar restrita a uma lógica linear do pensamento e, por conta disso, é importante que o conhecimento sobre ela seja um meio para expansão das possibilidades corporais e não uma técnica fechada. Meyer (2012) defende que a análise de movimento, a partir dos princípios e referenciais criados por Laban, permitiu que as pessoas experimentassem certa liberdade na criação de sequências gestuais. Ainda segundo o autor, durante o século XX, Rudolf Laban teria sido o responsável por unir a ciência e a dança por meio dos quatro Fatores do Movimento: Tempo, Espaço, Peso e Fluência (Apêndice 1). Do mesmo modo, seguindo um raciocínio científico, Helenita Sá Earp identificou princípios geradores e diversificadores das ações corporais integrando habilidades motoras, interpretativas e criadoras (MEYER, 2012). Dessa forma, a relação entre os Parâmetros do Movimento (Movimento, Espaço, Forma, Dinâmica e Tempo), possibilita inúmeras combinações de gestos, ampliando o repertório dos corpos dançantes (Anexo 1).

Além disso, a Dança Moderna e a Dança Contemporânea apresentaram novas questões para essa área, expandindo o campo e abrindo possibilidade para utilização de tecnologias digitais em cena. Amoroso (2004) identificou que o medo da substituição do corpo por tais aparatos tecnológicos seria responsável pelo incômodo gerado no campo da Dança. Superada essa questão, além da criação de obras artísticas de dança que envolvem sua utilização, tecnologias digitais modernas estão sendo utilizadas em áreas da saúde para estudo do movimento. Como exemplo disso, podemos citar pesquisas sobre movimentos do Ballet Clássico e as alterações que a prática desta modalidade pode causar no corpo dos bailarinos ao longo do tempo. Tais alterações incluem diferenças no padrão de marcha, falta de alinhamento entre

as estruturas dos membros inferiores e lesões musculoesqueléticas, especialmente relacionadas ao *plié*, rotações e *fouettés* (Teplá, 2014; Gontijo, K., 2015; Quanbeck, A., 2016; Imura, A., 2010).

3. Biomecânica e Dança

Segundo sua etimologia, de origem grega, a palavra biomecânica pode ser dividida em três partes. São elas: “*bios*”, que pode ser traduzido como vida; “*mekhane*”, um sinônimo para máquina e o sufixo “-ico”, usado para indicar relação. O termo foi adotado pelos cientistas no início dos anos 70 para descrever estudos sobre os aspectos mecânicos de organismos vivos. Assim, a Biomecânica é uma disciplina na qual são estudados os princípios mecânicos do movimento (HALL, 2016), podendo ser dividida em cinemática (o estudo sobre aspectos que conseguimos observar visualmente, geralmente ligados à técnica), ou cinética (estudo das forças envolvidas na realização do movimento).

Segundo HALL (2016), a medicina do esporte é um termo utilizado para estudos que abrangem aspectos clínicos e científicos do esporte. De forma semelhante, a medicina da dança tem sido desenvolvida ao longo das últimas décadas. A Associação Internacional de Medicina da Dança e Ciência (International Association for Dance Medicine & Science - IADMS), fundada em 1990, é um exemplo de organização que promove discussões com o objetivo de melhorar a saúde, o treinamento e o desempenho de dançarinos por meio da interação entre ciência, medicina e fatores educacionais. Nesse aspecto, o *Journal of Dance Medicine & Science* reúne artigos sobre as diversas temáticas envolvidas por essa área.

Ken Laws, bailarino profissional e físico, em “*Physics and the Art of Dance: understanding movement*” (LAWS, 2002) fornece alguns experimentos para dançarinos ao lado da bailarina Arleen Sugano. Seu livro é dividido em “o que você vê”, onde são descritas as formas como os princípios físicos formam a estrutura dentro da qual alguns movimentos existem; e em “o que você faz”, que permite aos dançarinos experimentar como essas análises físicas podem fornecer um meio mais eficiente de aprender como realizar os movimentos. A análise do movimento tem contribuído de forma eficiente na melhora da proficiência técnica e do

desenvolvimento profissional, não só no esporte como também na dança, adicionando o fator estético a essa última.

É possível afirmar que o aprofundamento sobre o conhecimento das variáveis físicas envolvidas na realização de movimentos também contribui para a prevenção de lesões. Em outras palavras, os estudos de movimentos de dança por meio de uma perspectiva biomecânica podem contribuir não só para um aperfeiçoamento da performance e da técnica, bem como para redução dos riscos de danos corporais. A importância de um movimento que esteja em consonância com a morfologia do organismo e com as leis da Física aplicadas a ele, dá-se no fato de que movimentos repetitivos realizados de maneira errada podem sobrecarregar articulações e contribuir para lesões agudas e crônicas. Ademais, pode-se dizer que por meio desses estudos é possível ainda que os dançarinos e os professores aumentem sua compreensão e sua capacidade de detectar erros durante a realização dos movimentos (KOUTEDAKIS, 2008). A respeito dessa temática, Fotaki (2020) defende que as estratégias utilizadas para a prevenção de lesões também podem auxiliar os dançarinos a atingirem seus objetivos.

Na Biomecânica da Dança, as técnicas de medida mais comuns incluem a cinemetria, eletromiografia e a dinamometria (KOUTEDAKIS, 2008). Estes estudos permitem a mensuração da posição dos segmentos, da força, da velocidade e, conseqüentemente, auxiliam na prescrição de exercícios para melhora da performance.

4. Cinemetria

No final do século XIX, Eadweard Muybridge começou a utilizar câmeras para análises de movimentos humanos e de outros animais. Na época, havia uma curiosidade sobre a possibilidade das quatro patas do cavalo ficarem fora do ar durante seu trote em algum instante de tempo. Com o objetivo de responder essa indagação, Eadweard utilizou câmeras alinhadas e um disparo eletromagnético para capturar fotos em sequência (Figura 2). Tendo feito séries de fotografias de movimentos humanos e de outros animais, seus estudos contribuíram, por exemplo, para os estudos de marcha (Figura 3) (HALL, 2016).

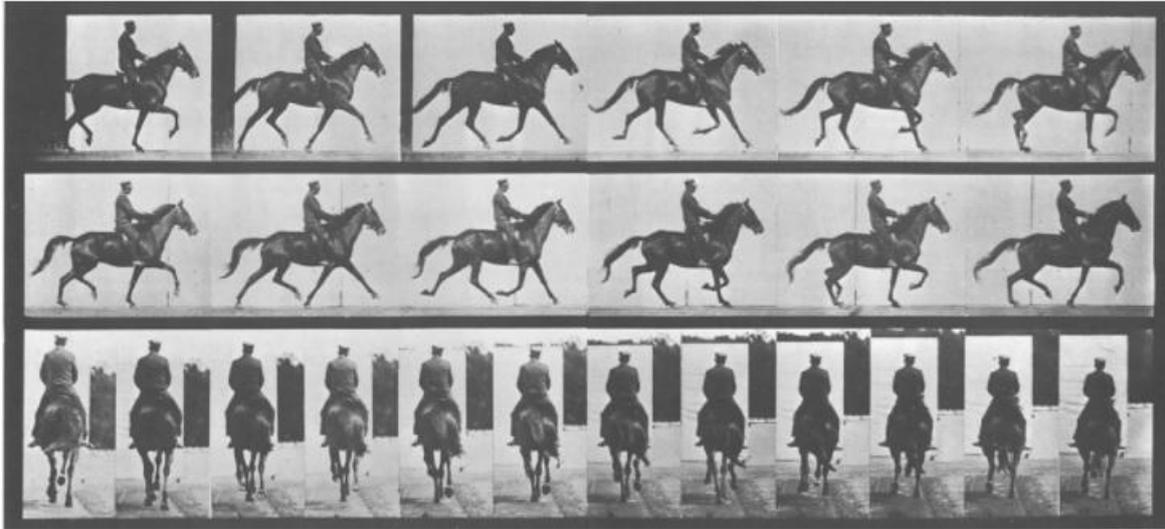


Figura 2: Cavalo trotando (MUYBRIDGE, 1985)

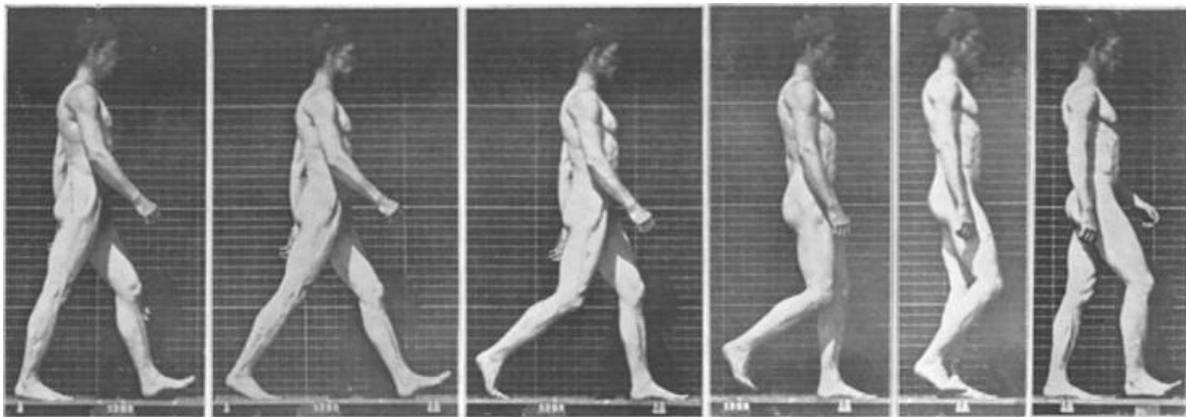


Figura 3: Some phases in the walk of an athlete. (MUYBRIDGE, 1907)



Figura 4: Dancing Girl - A pirouette (MUYBRIDGE, 1907)

A Cinemetria é composta por métodos de medição de parâmetros cinemáticos como, por exemplo, a posição, velocidade e aceleração. Atualmente, existem diferentes equipamentos e sistemas para estudos cinemáticos de análise de movimento. Segundo Hall (2016) os “sistemas de captura de vídeo digital projetados para a análise do movimento humano estão disponíveis comercialmente com taxas de quadros de até 2.000 Hz”. Em síntese, utiliza-se câmeras para a coleta dos dados que, posteriormente, são processados em softwares apropriados. O processo de aquisição dos dados é composto pelas seguintes etapas: calibração do espaço, colocação de marcas reflexivas e realização do movimento. Os marcadores reflexivos são utilizados para reconstruir o movimento em um ambiente virtual (Figura 5).



Figura 5: Movimento no espaço real (esquerda) e no espaço virtual (direita)

5. Eletromiografia

A Eletromiografia é uma técnica utilizada para a detecção e análise do sinal eletromiográfico (EMG), um sinal elétrico produzido durante a contração muscular. Segundo De Luca (2006), a eletromiografia teve origem com os gregos ao utilizarem enguias elétricas para tratar o corpo. Apesar disso, esse sinal teria sido estudado com mais detalhes apenas em 1666. Nas décadas seguintes foi descoberta a possibilidade de detectar o EMG durante a contração, mas apenas anos mais tarde, com o desenvolvimento de novas tecnologias, o sinal pode ser melhor estudado. Na figura 6, pode ser observado um exemplo de sinal eletromiográfico (De Luca, 2006). Em geral, conforme o número de fibras

musculares recrutadas aumenta durante uma maior produção de força, a amplitude do sinal acompanha esse aumento.

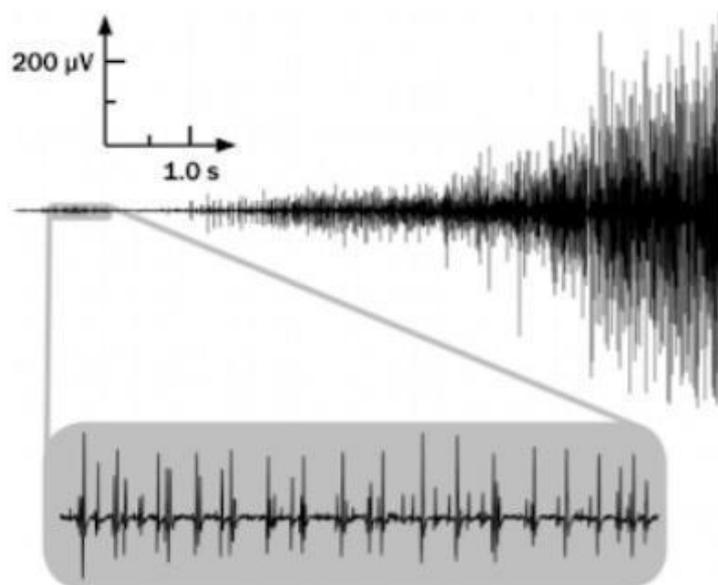


Figura 6: Sinal eletromiográfico (De Luca, 2006)

6. Dinamometria

A dinamometria é um método utilizado na biomecânica do movimento humano para medição de parâmetros relacionados à força produzida pelo músculo de maneira dinâmica. Essa mensuração é obtida por meio dos instrumentos conhecidos como dinamômetros e pode ser medida em quilograma-força ou em Newton. De acordo com Aquino (2007), esses instrumentos foram desenvolvidos na década de 70 e difundidos nos anos 80. Assim, uma vez que é possível conhecer a capacidade muscular máxima por meio dele, esse aparelho vem sendo utilizado em diferentes áreas do conhecimento como, por exemplo, a Dança, a Educação Física e a Fisioterapia. Ainda segundo o autor, um elevado número de trabalhos utiliza a dinamometria isocinética para estudos de atletas, populações que possuem danos cerebrais, idosos e crianças.



Figura 7: Dinamômetro isocinético da empresa Biodex.

Em síntese, os dinamômetros fornecem uma resistência ao movimento articular de interesse durante uma amplitude determinada. Existem três diferentes tipos de testes que podem ser realizados com esses equipamentos, sendo eles os modos: isocinético, isotônico e isométrico. No modo isocinético a força muscular máxima é estimulada durante todo o movimento. Isso acontece porque o aparelho (Figura 7) oferece uma força de resistência igual a força realizada pelo participante da pesquisa, ou seja, a força de resistência se adapta a força fornecida pelo indivíduo. Nesse caso, a velocidade do movimento se mantém constante durante toda a amplitude e é controlada por um valor estabelecido previamente. Assim, pode-se dizer que as contrações isocinéticas são as contrações realizadas pela musculatura em velocidade constante. Algumas variáveis que podem ser estudadas por meio desse modo são o torque, o trabalho, a potência e a fadiga (AQUINO, 2007). Como exemplo, pode-se citar o estudo sobre assimetrias entre os lados direito e esquerdo. Por sua vez, a principal característica dos testes isométricos é a medição da contração muscular de maneira estática. Assim, após a definição de uma amplitude de interesse é realizada uma contração muscular

sem movimento articular. Esses dados podem ser registrados por instrumentos analógicos ou digitais (FIGURA 8) (LEME, 2013). Já no modo isotônico, o valor da carga se mantém constante durante todo o movimento.



Figura 8: Dinamômetro Hand-held (LEME, 2013)

3. Conclusão

A dança exige dos bailarinos diferentes habilidades. Quando se trata dessa arte, faz-se necessário que além dos interesses estéticos envolvidos nas composições das obras, exista um cuidado com a realização dos movimentos em relação à saúde dos organismos. Nesse sentido, apesar da dança não estar exclusivamente atrelada aos aspectos físicos envolvidos nos gestos, é importante não ignorá-los, visto que eles podem contribuir para os cuidados com os corpos. Assim, os estudos biomecânicos sobre dança podem contribuir para sua prática.

As demandas físicas exigidas na atividade profissional da dança são altas devido a elevada carga de treinamento. Uma vez que é requerido que os bailarinos desenvolvam habilidades físicas como coordenação motora, flexibilidade, resistência, agilidade e equilíbrio, pode-se afirmar que os conhecimentos produzidos a partir de metodologias que utilizam as tecnologias digitais modernas para análise de movimento se apresentam como facilitadores das potencialidades corporais por fornecerem subsídios para o desenvolvimento de capacidades e valências físicas dos indivíduos.

Além disso, este conhecimento pode favorecer o processo de ensino aprendizagem dos gestos à medida que contribui para a ampliação da conscientização dos fatores envolvidos em sua realização. Cabe-se destacar que o conhecimento produzido a partir de tecnologias digitais não substitui, mas é somado ao conhecimento empírico dos bailarinos. A partir disso, a dança constrói um corpo de conhecimentos fundamentados por eixos abertos e inerentes a diferentes aspectos da corporeidade, apresentando uma epistemologia ampliada e que suporta o desenvolvimento de sensibilidades e habilidades.

Ana Carolina Navarro
COPPE/UFRJ
E-mail: carolnavarro@peb.ufrj.br

Licenciada em Dança (UFRJ), Mestranda em Engenharia Biomédica (UFRJ), Pós graduanda em Estudos Contemporâneos em Dança (UFBA) e Graduanda em Teoria da Dança (UFRJ).

Luciano Luporini Menegaldo
COPPE/UFRJ
E-mail: lmeneg@peb.ufrj.br

Possui graduação e mestrado em Engenharia Mecânica pela Universidade Estadual de Campinas, doutorado em Engenharia Mecânica pela Universidade de São Paulo (2001) e pós-doutorado na Università degli Studi Roma Tre, Itália (2008). Atualmente, é Professor Titular do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ e do Curso de Graduação em Engenharia Mecânica.

Referências:

- AMOROSO, D. 2004. Dança e Tecnologia: Pós Graduação em Política Científica e Tecnológica/Daniela Maria Amoroso- Campinas, SP:[s.n.], 2004.
- AQUINO, C.F. VAZ, D. V. BRÍCIO, R. S. SILVA, P.L.P. OCARINO, J.M. FONSECA, S.T. A Utilização da Dinamometria Isocinética nas Ciências do Esporte e Reabilitação. R. bras. Ci e Mov. 2007; 15(1): 93-100
- BRONNER, S.; OJOFEITIMI, S. Gender and Limb Differences in Healthy Elite Dancers: Passé Kinematics. In: Journal of Motor Behavior, 2006, v. 38, p. 71–79.
- CARDOSO, A. 2017. Injuries in Professional Dancers: a systematic review. Rev Bras Med Esporte – Vol. 23, No 6 – Nov/Dez, 2017
- EARP, A. C. 2010. Princípios de conexões dos movimentos básicos em suas relações anátomocinesiológicas na dança segundo Helenita. VI Cong de Pesquisa e Pós Graduação em Artes Cênicas.
- FOTAKI, A. 2020 The science of biomechanics can promote dancers' injury prevention strategies. In: PHYSICAL THERAPY REVIEWS
- GONTIJO, K. N. S.; CANDOTTI, C. T.; FEIJÓ, G. dos S.; RIBEIRO, L. P.; LOSS, J. F. Kinematic Evaluation of the Classical Ballet Step “Plié.”. In: Journal of Dance Medicine & Science, 2015, v. 19(2), p . 70–76.
- IMURA, A.; IINO, Y.; KOJIMA, T. Kinematic and Kinetic Analysis of the Fouetté Turn in Classical Ballet. In: Journal of Applied Biomechanics, 2010, v. 26(4), p. 484–492.
- KOUTEDAKIS, Y. et al., 2008, “Dance Biomechanics: A Tool for Controlling Health, Fitness, and Training”, Journal of Dance Medicine & Science, v. 12, n. 3
- LAWS, K. Physics and the Art of Dance. Oxford University Press, New York, 2002.
- LEME, G. Medida de Torque na Articulação do Joelho através de dinamômetro isométrico de baixo custo./Dissertação de Mestrado. Guaratinguetá: Unifesp, 2013.
- MEYER, A. Dança e Ciência: Estudo acerca de Processos de Roteirização e Montagem Coreográfica baseados em Formas e Padrões de Organização Biológicos. Rio de Janeiro: UFRJ, 2012.
- MOTTA, M. Teoria Fundamentos da Dança: uma abordagem epistemológica à luz da Teoria das Estranhezas / Dissertação de Mestrado: Maria Alice Motta. – Niterói: UFF/ IACS, 2006.
- MUYBRIDGE, E. The human figure and motion. 1907.
- MUYBRIDGE, E. Horses and other animals in motion. 1985.

NAVARRO, A. C et al. 2020. Análise Cinemática do Giro no Eixo em Bailarina Profissional de Zouk Brasileiro: estudo piloto. Anais do XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

QUANBECK, A.; RUSSELL, J.; HANDLEY, S.; QUANBECK, D. Kinematic analysis of hip and knee rotation and other contributors to ballet turnout. In: Journal of Sports Sciences, 2016, v. 35(4), p. 331–338.

TEPLÁ, L.; PROCHÁZKOVÁ, M.; SVOBODA, Z.; JANURA, M.; Kinematic analysis of the gait in professional ballet dancers. In: Acta Gymnica, 2014 v. 44(2), p. 85-91.

Anexo 4: Trabalho apresentado no 44º Simpósio Internacional de Ciências do Esporte (CELAFISCS 2021).

Comparação de deslocamento entre competidores de coreografias e competidores Jack & Jill de Zouk Brasileiro durante o Giro no Eixo

Ana Carolina Navarro, Ana Paula Xavier, Carla Patricia Guimarães, Luciano Luporini Menegaldo

Introdução: o movimento de Giro no Eixo é utilizado nas competições de Zouk Brasileiro. Para as competições de coreografias, os casais ensaiam durante longos períodos para uma apresentação, enquanto no formato Jack & Jill os competidores participam como indivíduos e os parceiros e músicas são designados aleatoriamente. **Objetivo:** comparar o deslocamento dos marcadores reflexivos localizados no punho do bailarino condutor e no pé da bailarina conduzida em um casal competidor de coreografia e um casal competidor de Jack & Jill. **Materiais e métodos:** o movimento foi realizado na posição de *passé* e o pescoço da bailarina conduzida se manteve rotacionado em direção ao ombro esquerdo e levemente flexionado. O giro foi impulsionado pelo bailarino no sentido anti-horário e não houve controle sobre o número de voltas ou velocidade. Os movimentos foram gravados por 18 câmeras (*Prime 13*, 240 Hz), utilizando o sistema *OptiTrack* e o *software Motive*. Os dados foram processados no *software Visual 3D* (versão 5.02.11). Para análise, foi selecionado um movimento de Giro no Eixo, composto por cinco voltas completas (1.800°). O deslocamento para as 5 voltas foi calculado para cada eixo. **Resultados:** a amplitude de deslocamento dos dois marcadores no eixo vertical (y) durante as cinco voltas para ambas as condições foi menor do que as variações observadas nos eixos ântero-posterior (x) e médio-lateral (z). Para ambos os casais, os valores máximos e mínimos de cada volta são observados no momento que o bailarino condutor impulsiona o movimento para realização da volta. Entretanto, para o casal de coreografia os valores máximos são observados nos primeiros 180° de cada volta, enquanto que para os indivíduos competidores de Jack & Jill os valores máximos para cada volta são observados na segunda metade de cada volta. Assim, é possível observar que o pico de deslocamento do marcador da conduzida nos competidores de coreografias acontece após o pico de deslocamento do marcador do punho do condutor (GRÁFICO 1A). Já para os competidores de Jack & Jill, o pico de deslocamento do marcador da conduzida aparece adiantado em relação ao pico de deslocamento do marcador do condutor (GRÁFICO 1B). **Conclusões:** os resultados sugerem que o casal que possui uma rotina de treinamento juntos realiza ajustes diferentes dos realizados pelo casal que não possui o hábito de treinar juntos. Além disso, a impulsão realizada pelo bailarino condutor parece ser um ponto de interesse para a manutenção do movimento. Sugere-se a replicação deste piloto com um número maior de participantes para que os resultados possam auxiliar no treinamento dos bailarinos.

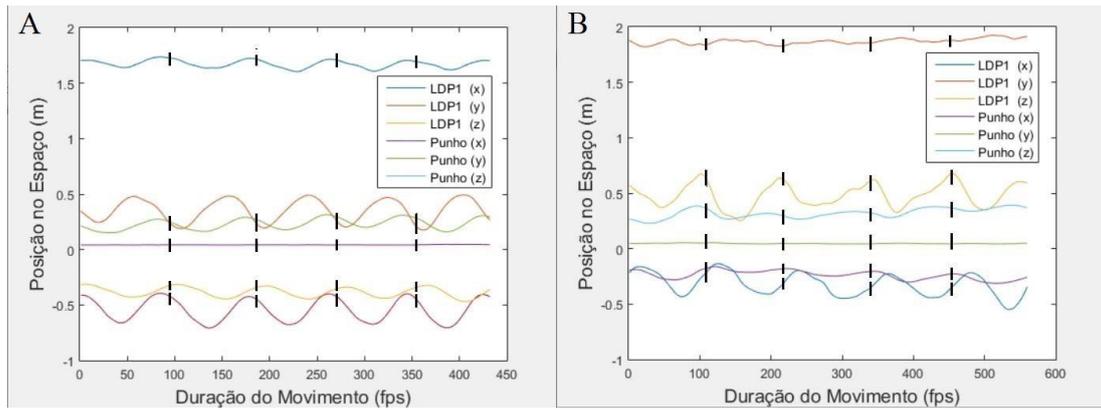


Figura 1 - Posicionamento dos marcadores do pé esquerdo da bailarina conduzida e do punho do bailarino condutor durante cinco voltas do movimento de Giro no Eixo (A- Competidores de Coreografias/ B- Competidores de Jack & Jill).