UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

RENATO DE SOUZA LIMA JÚNIOR

Análise biomecânica em usuários de cadeiras de rodas durante a fase inicial da autopropulsão.

São Carlos
2019

RENATO DE SOUZA LIMA JÚNIOR

Análise biomecânica em usuários de cadeiras de rodas durante a fase inicial da autopropulsão.

Tese apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como requisito para a obtenção do Título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. José Marques Novo Júnior

VERSÃO CORRIGIDA

São Carlos

2019

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

Lima Júnior, Renato de Souza
L732a Análise biomecânica em usuários de cadeiras de rodas durante a fase inicial da autopropulsão. / Renato de Souza Lima Júnior; orientador José Marques Novo Júnior. São Carlos, 2019.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia e Área de Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, 2019.

1. Cadeira de rodas. 2. Impulsão inicial. 3. Tecnologia Assistiva. 4. Biomecânica. I. Título.

Eduardo Graziosi Silva - CRB - 8/8907

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Renato de Souza Lima Junior

TÍTULO: " Análise biomecânica em usuários de cadeiras de rodas durante da fase inicial da autopropulsão"

Data da defesa: 04/12/2019

Comissão Julgadora	Assinatura	Resultado
Prof(a). Dr(a). José Marques Novo Junior UFSCar		Não votante
Prof(a). Dr(a). Fausto Orsi Medola UNESP		Aprovado
Prof(a). Dr(a). Paulo Roberto Pereira Santiago EEFERP/USP		Aprovado
Prof(a). Dr(a). Daniela Godoi Jacomassi UFSCar		Aprovado
Prof(a). Dr(a). Arlindo Neto Montagnoli UFSCar		Aprovado
Prof(a). Dr(a). Gilberto Eiji Shiguemoto UFSCar		APROVADO

DEDICATÓRIA

A minha esposa Liliane e minha filha Lara pela compreensão, carinho e apoio incansáveis. Aos meus pais Renato e Denise e aos meus irmãos Felipe e Paloma pelo amor incondicional.

AGRADECIMENTOS

A Deus, sempre ao meu lado nos momentos mais felizes, mas que nunca me abandonou nos momentos de solidão, desespero e aflição proporcionados pelas incertezas do futuro.

A minha esposa Liliane e a minha filha Lara que, juntamente com meus amados pais e meu grande irmão, me apoiaram diariamente. Compartilharam comigo os desafios da distância, mas foram sempre otimistas e incentivadores. Amo todos vocês!!!

Ao Prof. Dr. José Marques Novo Júnior e família, pelo acolhimento em São Carlos, onde tudo começou, pelos ensinamentos e incentivos em todas as tomadas de decisão ao longo esta etapa da minha vida.

Em especial ao Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago, que além ser, para mim, um exemplo de profissional, tornou-se uma referência na minha vida pessoal. Faltam palavras para descrever minha admiração e gratidão por tê-lo como membro desta banca, mas principalmente como amigo. Por diversas semanas me acolheu em sua casa sempre com muito bom humor e atenção, que são algumas das inúmeras qualidades que possui. Muito obrigado por tudo meu amigo!

Aos amigos Marcelo Papoti, Rodrigo Aquino, Ricardo Barbieri que sempre me apoiaram e me ajudaram nos momentos de dificuldade entre a vida profissional e acadêmica. Obrigado pelas frequentes palavras de otimismo e incentivo.

Ao Centro Universitário Estácio de Ribeirão Preto por apoiar a qualificação de seus docentes flexibilizando, em alguns momentos, o cumprimento da jornada de trabalho, em função de compromissos acadêmicos da Pós-Graduação.

Em especial a minha gestora acadêmica, Ana Paula Pinto de Souza, que além de uma profissional exemplar que muito me ensinou na carreira profissional, se tornou uma grande amiga e incentivadora desse processo. Saiba que tenho por você um carinho e uma gratidão imensuráveis.

Ao meu grande amigo Anderson Vianna que sempre me apoiou e incentivou minhas incursões acadêmicas e profissionais.

Aos Laboratórios de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde – LIETEC, da Universidade Federal de São Carlos e o Laboratório de Biomecânica e Controle Motor - LaBioCoM, da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto. Em especial ao sempre solícito e atencioso Eduardo Bergonzoni Junqueira, técnico do LaBioCoM, por todo apoio e ajuda nas coletas de dado e nos esclarecimentos das mais diversas dúvidas.

Ao Prof. Dr. Márcio Pereira Morato, que na época de início deste trabalho, coordenador do Projeto SuperAção, gentilmente me permitiu que entrasse em contato com os integrantes do projeto, entre eles, os atletas do basquete de cadeira de rodas.

A todos os voluntários desta pesquisa, em especial W. B. que, além de não ter hesitado em momento algum de participar, foi o importante elo de comunicação com os demais participantes. Saibam que todas as dificuldades relatadas sempre com muito bom humor e otimismo, me fizeram seguir em frente e tentar buscar uma resposta ainda mais contundente para todos vocês. Em todo esse período de coleta de dados o aprendizado foi todo meu!

Ao programa de Pós-Graduação em Bioengenharia da Universidade de São Paulo – São Carlos, pela oportunidade de fazer parte desta instituição formadora de conhecimento de qualidade. Em especial a secretaria Márcia Maria Hyppolito Geromini, por toda sua gentileza, sabedoria e atenção com alunos e docentes.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pelo apoio financeiro durante a execução deste trabalho.

“Procure ser uma pessoa de valor, em vez de procurar ser uma pessoa de sucesso. O sucesso é consequência”

Albert Einstein

RESUMO

LIMA JÚNIOR, R. S. **Análise biomecânica em usuários de cadeiras de rodas durante a fase inicial da autopropulsão.** 2019. 68 f. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

O presente estudo teve como objetivo uma análise comparativa de variáveis biomecânicas da fase inicial da propulsão manual em situações de partida e retomada. Participaram deste estudo nove voluntários do sexo masculino, com média de idade de 39,4 ± 4,9 anos, paraplégicos em resultado de trauma completo da medula espinhal, entre as vértebras T4 e T12, ocasionados por arma de fogo (um), espancamento (um) e acidente automobilístico (sete), com tempo médio em que ocorreu a lesão de 15,9 ± 7 anos. O experimento foi realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto – SP, em parceria com o Laboratório de Empreendedorismo e Inovação em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde do Departamento de Educação Física e Motricidade Humana – UFSCAR. A coleta de dados se deu em dois momentos diferentes sendo – **Partida -** A primeira situação avaliada neste estudo foi a propulsão manual partindo da posição estática sobre as plataformas de força. Os voluntários com as mãos previamente posicionadas sobre o aro de propulsão e com as rodas da cadeira posicionadas sobre as plataformas de força. No segundo momento caracterizado de **Retomada -** os voluntários foram orientados a iniciarem o deslocamento antes das plataformas de força e efetuarem uma parada repentina exatamente sobre as plataformas de força, de modo que a roda esquerda permaneça sobre a plataforma de número 1 e a roda direita permaneça sobre a plataforma de número 2. Para análise estatística foi utilizado o Teste *t* para amostras pareadas e nível de significância de 5% no *software Statistic Package for the Social Sciences (SPSS) versão 20.0*. Os dados também foram testados quanto a sua normalidade através do teste de uma amostra Kolmogorov-Smirnov com nível de significância de 5%. Os resultados deste estudo apresentaram diferenças significativas durante a propulsão inicial entre as situações de partida e retomada. Ressalta-se um aumento médio de 19,72% da amplitude angular da articulação do ombro direto e 11,19% da amplitude angular da articulação do ombro esquerdo na propulsão inicial ocorrida na retomada, em relação à situação de partida. Também foram encontradas diferenças significativas na ativação dos músculos deltóide posterior direito e esquerdo quando comparadas as propulsões de partida e retomada. Os valores de Fx, Fy e Fz, obtidos com a plataforma de força também apresentaram diferenças significativas entre as duas propulsões. Conclui-se com os achados deste estudo que as propulsões que sucedem paradas bruscas geram modificações mecânicas que podem levar a prejuízo articular e muscular, principalmente em se tratando de uma tarefa repetitiva. Outro fato relevante é sobre a assimetria encontrada neste estudo. Embora muitos trabalhos considerem a propulsão em cadeira de rodas uma tarefa simétrica, o presente estudo ressalta a importância de um olhar mais criterioso para essa variável.

Palavras-chave: Cadeira de rodas. Impulsão inicial. Tecnologia assistiva. Biomecânica.

ABSTRACT

LIMA JÚNIOR, R. S. **Biomechanical analysis in wheelchair users during the initial phase of self-propulsion.** 2019. 68 f. Tese (Doutorado) – Inter-unit Graduate Program in Bioengineering at the São Carlos Engineering School - Ribeirão Preto Medical School and São Carlos Institute of Chemistry, University of São Paulo, São Carlos, 2019.

The present study aimed at a comparative analysis of biomechanical variables from the initial phase of manual propulsion in starting and resuming situations. Nine male volunteers with a mean age of 39.4 ± 4.9 years, paraplegic as a result of complete spinal cord trauma, between the T4 and T12 vertebrae, caused by firearm (one), beaten, participated in this study. (one) and automobile accident (seven), with an average time of injury of 15.9 ± 7 years. The experiment was carried out at the Laboratory of Biomechanics and Motor Control of the School of Physical Education and Sports of Ribeirão Preto - SP, in partnership with the Laboratory of Entrepreneurship and Innovation in Assistive Technology, Sport and Health of the Department of Physical Education and Human Motricity - UFSCAR. The data collection took place in two different moments, being - Departure - The first situation evaluated in this study was the manual propulsion starting from the static position on the force platforms. The volunteers with their hands previously positioned on the propulsion ring and with the wheels of the chair positioned on the force platforms. In the second characterized moment of Resumption - the volunteers were instructed to start the displacement before the force platforms and to make a sudden stop exactly on the force platforms, so that the left wheel remains on the number 1 platform and the right wheel remains on platform number 2. Statistical analysis was performed using the t-test for paired samples and a significance level of 5% in the Statistical Package for Social Sciences (SPSS) version 20.0 software. Testing a Kolmogorov-Smirnov sample with a significance level of 5% also tested data for normality. The results of this study showed significant differences during the initial propulsion between the starting and resuming situations. An average increase of 19.72% in the angular amplitude of the direct shoulder joint and 11.19% of the angular amplitude of the left shoulder joint in the initial propulsion occurred in the resumption, in relation to the starting situation, is highlighted. Significant differences were also found in the activation of the right and left posterior deltoid muscles when the starting and resuming propulsions were compared. The values of Fx, Fy and Fz, obtained with the force platform also showed significant differences between the two propulsions. It is concluded with the findings of this study that the propulsions that follow sudden stops generate mechanical modifications that can lead to joint and muscular damage, mainly in the case of a repetitive task. Another relevant fact is about the asymmetry found in this study. Although many studies consider wheelchair propulsion to be a symmetrical task, the present study highlights the importance of a more careful look at this variable.

Keywords: Wheelchair. Initial boost. Assistive Technology. Biomechanics

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Exemplos dos quatro padrões de propulsão da cadeira de rodas tipicamente observados em cadeirantes. Arc: arcing; SC: semicircular; SLOP: single loop over propulsion; DLOP: double loop over propulsion. 17

Figura 2 - A) Marcador esférico refletivo; B) Base flexível de EVA para fixação no participante. 21

Figura 3 - Visão anterior dos marcadores posicionados no tronco e nos membros superiores. 21

Figura 4 - Visão posterior dos marcadores posicionados no tronco e nos membros superiores. 22

Figura 5 - (A) Posicionamento dos marcadores refletivos no encosto da cadeira de rodas - (B) Posicionamento dos marcadores refletivos nos eixos das rodas traseiras. 23

Figura 6 - Reconstrução 3D realizada no software NEXUS®. (A) Visão Frontal e (B) Visão Lateral. 25

Figura 7 - Equipamento utilizado para o registro dos dados eletromiográficos 26

Figura 8 - Posicionamento das plataformas de força e as demarcações feitas sobre o tapete. . 27

Figura 9 - Equipamento utilizado para sincronização temporal das variáveis cinemáticas e eletromiográficas. (A) Visão superior; (B) Visão lateral. 28

Figura 10 - Sincronização temporal através dos valores do acelerômetro e das coordenadas espaciais dos marcadores utilizados na claquete 29

Figura 11 - Base ortonormal do tronco 31

Figura 12 - Base ortonormal do braço. 32

Figura 13 - Base Ortonormal do antebraço. 33

Figura 14 - Base ortonormal da mão. 34

Figura 15 - Base ortonormal da cadeira de rodas. 36

Figura 16 - Bases ortonormais do tronco e dos membros superiores. Vetor x (vermelho); Vetor y (verde); Vetor z (azul). 37

Figura 17 - Envelopamento linear com aplicação do filtro *Butterworth* com frequência de 50 Hz - Low pass. Exemplo do músculo Deltóide anterior direito. 38

Figura 18 - Posição inicial da cadeira de rodas durante a avaliação da autopropulsão na situação de partida. 40

Figura 19 - Início do deslocamento para situação de retomada. 41

Figura 20 - Ângulos de rotação da articulação do ombro direito e esquerdo durante a partida. 42

Figura 21 - Ângulos de rotação do cotovelo direito e esquerdo durante a partida. 45

Figura 22 - Ângulos de rotação do punho direito e esquerdo durante a partida. 47

Figura 23 - Ângulos de rotação do ombro direito e esquerdo durante a retomada.....49

Figura 24 - Ângulos de rotação do cotovelo durante a retomada. 50

Figura 25 - Ângulos de rotação do punho durante a retomada. 51

Figura 26 - Ângulos de rotação do tronco durante a partida. 53

Figura 27 - Ângulos de rotação do tronco durante a retomada. 54

Figura 28 - Análise comparativa entre as velocidades de deslocamento do tronco durante a partida e a retomada. 55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Variáveis antropométricas dos voluntários expressas em valores médios e desvio padrão. 20

Tabela 2 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do ombro com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 43

Tabela 3 - Análise comparativa entre os ângulos do ombro direito em relação ao ombro esquerdo durante a partida. 44

Tabela 4 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento no cotovelo, com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 45

Tabela 5 - Análise comparativa entre os ângulos articulares do cotovelo direito e esquerdo durante a partida. 45

Tabela 6 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do punho nos três graus de liberdade com os seus valores máximo, mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 47

Tabela 7 - Análise comparativa entre os ângulos de rotação do punho durante a partida....47

Tabela 8 - Análise comparativa entre os ângulos de rotação do ombro, cotovelo e punho durante a retomada. 48

Tabela 9 - Tabela descritiva dos valores de amplitude do movimento do ombro nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 49

Tabela 10 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do cotovelo nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 50

Tabela 11 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do punho nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 52

Tabela 12 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do tronco em nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 53

Tabela 13 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento no tronco nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram. 54

Tabela 14 - Tabela descritiva dos valores médios e desvio padrão para RMS e Frequência Mediana nas situações de partida e retomada. 56

Tabela 15 - Tabela descritiva dos valores de RMS e Frequência mediana para partida e retomada.....57

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 13
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 16
3 METODOLOGIA 20
3.1 Participantes 20
3.2 Preparação do participante 20
3.3 Coleta de Dados 24
3.3.1 Local de coleta 24
3.3.2 Aquisição de dados cinemáticos 25
3.3.3 Aquisição dos dados eletromiográficos 26
3.3.4 Aquisição dos dados cinéticos 26
3.4 Processamento dos dados 27
3.4.1 Dados cinemáticos 29
3.4.2 Cálculo dos ângulos de Euler 30
3.4.3 Base local do tronco 31
3.4.4 Base local do braço 31
3.4.5 Base local do antebraço 33
3.4.6 Base local da mão 34
3.4.7 Base local da cadeira de rodas 35
3.4.6 Velocidade do tronco 37
3.4.7 Dados eletromiográficos 38
3.4.8 Dados cinéticos 39
3.4 Análise estatística 39
3.5 Protocolo experimental 39
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 42
4.1 Cinemática angular de membros superiores e tronco 42
4.1.1 Análise comparativa entre os lados direito e esquerdo 42
4.1.2 Análise comparativa entre a propulsão manual na partida e retomada 48
4.2 Atividade eletromiográfica dos membros superiores durante a propulsão inicial nas situações de partida e retomada 55
4.3 Análise comparativa de variáveis cinéticas durante a propulsão inicial nas situações de partida e retomada utilizando uma plataforma de força 57
5 CONCLUSÕES 58
REFERÊNCIAS 59
ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido 62

1 INTRODUÇÃO

Cerca de 10% da população mundial, ou seja, cerca de 650 milhões de pessoas, vivem com deficiências (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2008). Estudos indicam que, entre essas pessoas, cerca de 10% necessitam de cadeira de rodas. Assim, estima-se que cerca de 1% da população total ou 10% da população com deficiência necessitam de cadeiras de rodas, algo em torno de 65 milhões de pessoas em todo o mundo. Em 2003, estimou-se que 20 milhões de pessoas que necessitavam de cadeira de rodas para sua mobilidade não tiveram acesso. Há indicativos de que somente a minoria das pessoas que necessita de cadeira de rodas tem acesso a uma e que, entre elas, poucas têm acesso a uma cadeira de rodas apropriada (SHELDON; JACOBS, 2007).

No Brasil, segundo o Censo Demográfico de 2010 realizado pelo IBGE (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2010), 45,6 milhões de brasileiros declararam possuir ao menos uma deficiência totalizando 23,9% da população. A dificuldade de locomoção incide em 13,3 milhões de pessoas, que representa 7% da população e estima-se que mais de um milhão de pessoas são usuários de cadeiras de rodas manuais (CRM).

A CRM é um importante instrumento para funcionalidade diária daqueles indivíduos com comprometimento de membros inferiores seja em decorrência de poliomielite, amputação, lesão medular entre outros. Entretanto, lesões e dores das extremidades superiores são comuns em usuário de CRM, estando presente entre 32% a 78% destes usuários (MCCASLAND et al., 2006; SALISBURY; NITZ; SOUVLIS, 2006). A baixa eficiência e/ou limitações do mecanismo da própria cadeira de rodas, somado aos esforços repetitivos, dificuldades ambientais e destreino do usuário, podem ser alguns dos motivos de sobrecarga na articulação do ombro, levando a prejuízos no ligamento do músculo coracobraquial e na articulação acromioclavicular (MERCER et al., 2006).

As dores em ombro e punho merecem destaque pois são altamente prevalentes em pessoas utilizam as CRM (KOONTZ et al., 2002). Com relação ao punho, a Síndrome do Túnel do Carpo (STC) tem sido diagnosticada em grande parte da população de usuários de CRM. Lesão proveniente de esforços repetitivos, associados a forças elevadas, que tem como objetivo de impulsionar o aro mais rapidamente, a STC em pacientes paraplégicos se desenvolve em 40% a 79% dos usuários de CRM (AKBAR et al., 2014; KIM et al., 2017).

Os cientistas de reabilitação e engenheiros biomédicos têm investigado a biomecânica da propulsão de cadeira de rodas para identificar possíveis danos do sistema osteomioarticular (SHIMADA et al.,1998).

Uma das estratégias para redução nos danos no sistema osteomioarticular em usuários de CRM seriam alterações ou adequações no que diz respeito ao posicionamento do eixo das rodas posteriores. Estudos identificaram que quando o eixo estiver posicionado mais à frente e mais próximo em relação ao ombro dos indivíduos, menor será o esforço executado, menor será a frequência de propulsão e maior será o tempo em contato com o aro de propulsão. Nessa postura, a resistência das rodas diminui e o aro de propulsão fica mais próximo dos indivíduos (BONINGER et al., 2000). Essas modificações estariam associadas com o aumento da qualidade da propulsão, bem como o decréscimo da taxa de crescimento da curva de força.

Outro fator que contribui para a incidência de desordens do membro superior pode estar atrelado ao posicionamento do tronco durante a propulsão. Aspectos como a atividade muscular e o tempo de contato sofrem significativas variações entre indivíduos com maior flexão e tronco e sem flexão de tronco. Em atividades que geram fadiga muscular observa-se uma diminuição na atividade muscular principal da propulsão em indivíduos com maior flexão de tronco, ao contrário de usuários que não flexionam. Já o tempo de contato com o aro de propulsão, em situações de flexão de tronco, diminui, gerando uma frequência maior de contatos, ao contrário do que acontece com usuários sem flexão do tronco. Estes achados sugerem que um estilo de flexão do tronco para propulsionar CRM podem levar à lesão, potencialmente debilitante dos membros superiores, uma vez que esses indivíduos parecem recrutar músculos periféricos para o continuo desempenho da tarefa (RODGERS et al., 2000).

Aliada aos pontos supracitados, a técnica de propulsão também pode ser considerada um fator interveniente na exigência mecânica e fisiológica dos membros superiores durante a propulsão. Em trabalhos precursores sobre as técnicas de propulsão, com a utilização de variáveis cinemáticas e forças aplicadas foi possível encontrar nos movimentos circulares, uma técnica mais apropriada, embora mecanicamente e fisiologicamente os dados não tenham apontado limitações nas demais técnicas (SANDERSON; SOMMER, 1985).

Seguindo os estudos com a cinemática, trabalhos seguintes apontaram que o padrão semicircular seria o de maior eficiência. Como padrão semicircular, entende-se propelir e retornar a mão para um novo gesto, criando-se um movimento de semicircunferência. Essas conclusões foram alcançadas através de análises angulares a de aceleração, revelando que os indivíduos com padrão semicircular apresentam menor flexão / extensão e medidas de

aceleração de abdução / adução de ombro, quando comparados aos sujeitos que utilizam outras técnicas. A diminuição da aceleração observada pode diminuir o risco de lesões relacionadas a esta (SHIMADA et al., 1998).

Com a finalidade de aumentar o conhecimento sobre a propulsão, no que tange a congruência entre desempenho e a saúde física e articular, os estudos têm se voltado para o design da cadeira e os possíveis ajustes em sistemas de eixos, assentos e aro de propulsão. A necessidade de medir simultaneamente diversos parâmetros fisiológicos e cinemáticos da propulsão levou ao desenvolvimento de diversas CRMs instrumentadas e diferentes metodologias de análise (SAGAWA JÚNIOR et al., 2012). No entanto, ainda são escassas as investigações mais detalhadas sobre a fase de impulsão inicial da propulsão.

Pelo fato da escassez de estudos que abordam especificamente a fase de impulsão inicial em superfície plana, uma vez que é nesse momento que os torques solicitados apresentam valores maiores (ARNET et al., 2013), evidenciando a sobrecarga musculoesquelética para vencer a inércia do sistema usuário-cadeira de rodas, este estudo torna-se ainda mais relevante, visto que possibilita o entendimento das variáveis biomecânicas dos usuários de CRM, em uma tarefa que demasiadamente repetitiva. Uma melhor compreensão das alterações biomecânicas nesta tarefa específica, visa futuramente, a minimização dos esforços articulares e otimização da ação das funções neuromotoras.

Sendo assim, este estudo tem por objetivo avaliar e comparar variáveis biomecânicas do tronco e dos membros superiores em usuários de CRM durante a fase inicial da propulsão manual em duas condições distintas. A primeira condição, nomeada de PARTIDA, caracteriza-se pelo deslocamento inicial com as mãos previamente em contato com os aros de propulsão. Ao contrário da segunda condição, em que o contato com os aros de propulsão acontece imediatamente após uma frenagem e, neste estudo é tratada como RETOMADA.

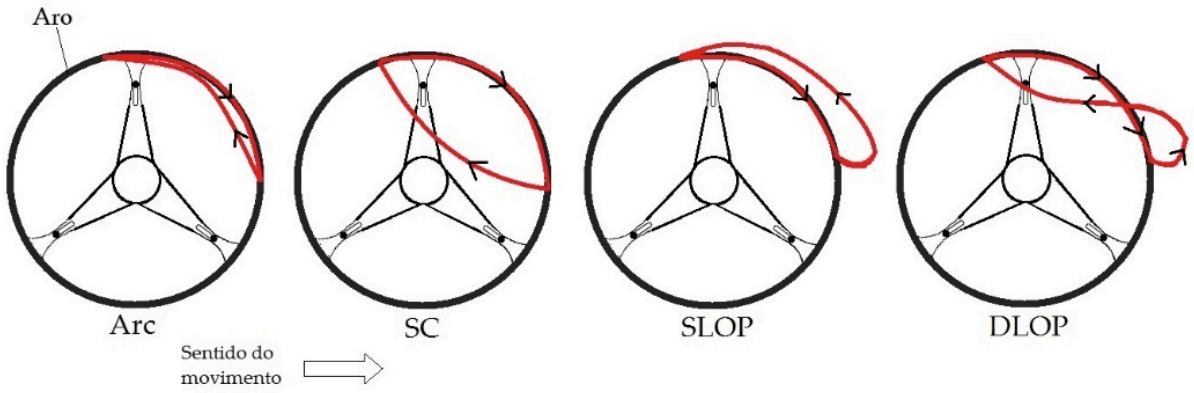
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As CRM's são utilizadas para aumentar a funcionalidade e a independência dos indivíduos tanto em casa como em ambientes externos. No entanto, as cadeiras de rodas manuais estão entre os fatores mais limitantes considerados pelos cadeirantes (CHAVES et al., 2004). Dentre outros fatores, os maus ajustes das CRM's foram colocados pelos participantes como fator limitante do instrumento, o que influência na autopropulsão e acometimento de dores e desconfortos osteomioarticulares. Considerando que a maior incidência de dores e desconfortos estão relacionados primeiramente a ombro, seguido por punho e cotovelo, a revisão literária que se segue tem como objeto abordar estudos que contemplem as articulações supracitadas e ferramentas que possam fornecer dados relacionados a aplicação de forças internas e externas, variáveis cinemáticas e eletromiográficas que deem suporte teórico ao presente estudo.

Analisando a cinemática e cinética do ombro durante a propulsão de cadeira de rodas a duas velocidades distintas, lenta (0,9 $m.s^{-1}$) e moderada (1,8 $m.s^{-1}$), vinte e sete indivíduos com paraplegia impulsionaram suas cadeiras de rodas para análise dos movimentos de seus membros superiores. Os resultados apresentaram que o ombro teve maior amplitude de movimento nos três graus de liberdade (flexão/extensão; abdução/adução e rotação interna/rotação externa) durante a maior velocidade. Já os dados cinéticos revelaram que as forças e momentos foram de 1,2 a 2,0 vezes maiores durante a velocidade moderada (KOONTZ et al., 2002).

Corroborando o estudo mostrado anteriormente, quando comparado quatro padrões diferentes de propulsão (FIGURA 1) foi possível identificar que os voluntários possuíam padrões bem definidos, sendo o padrão *SLOP* (no qual a mão passa sobre o aro na fase de recuperação) o mais frequente. No entanto, quando em velocidades aumentadas (0,9 $m.s^{-1}$ para 1,8 $m.s^{-1)}$ alguns participantes apresentaram mudanças no padrão de propulsão (BONINGER et al., 2002).

Figura 1 - Exemplos dos quatro padrões de propulsão da cadeira de rodas tipicamente observados em cadeirantes. Arc: arcing; SC: semicircular; SLOP: single loop over propulsion; DLOP: double loop over propulsion.



Fonte – http://pesquisa.ufabc.edu.br/bmclab/servicos/wpa/avaliacao-cinematica/

Além da variável velocidade, estudos também quantificam os efeitos de trajetórias inclinadas na cinemática do tronco e ombros, bem como exigências cinéticas e musculares do ombro durante a propulsão manual de cadeira de rodas (MWC). Com cinco diferentes inclinações (0º, 2,7º, 3,6º, 4,8º e 7,1º), dezoito participantes com lesão da medula espinal propulsionaram suas cadeiras uma velocidade constante auto-selecionada em uma esteira motorizada. Os movimentos do tronco e dos membros superiores foram registrados com um sistema de análise de movimento. Os momentos de força da articulação do ombro foram calculados com as forças aplicadas aos aros de propulsão e mensuradas com uma roda instrumentada. Para quantificar a demanda muscular, a atividade eletromiográfica (EMG) do peitoral maior (porção clavicular e esternal) e deltóide (fibras anteriores e posteriores), também foram registradas durante as tarefas experimentais e normalizada contra valores máximos de EMG obtidos durante as contrações estáticas. Os resultados apontaram que a flexão de tronco e ombro aumentaram. Paralelamente ao aumento da amplitude articular, os momentos de força de flexão do ombro, a adução e de rotação interna, juntamente com a demanda mecânica também aumentaram à medida que a inclinação se tornou mais acentuada (GAGNON et al., 2015).

As alterações angulares, forças externas e eletromiográficas também são evidenciadas em variações entre o piso plano e com pequenas inclinações. A atividade de cinética e eletromiografia (EMG) dos músculos deltóide anterior, deltóide medial, deltóide posterior, bíceps braquial, tríceps braquial, peitoral maior e feixes ascendentes do trapézio, foram registradas com eletrodos de superfície, em 15 indivíduos durante a propulsão de cadeira de rodas em um ergômetro estacionário e em uma rampa de madeira com 4º de inclinação. Os

dados cinéticos foram medidos por um *SmartWheel*, que possibilitou examinar o uso manual de cadeira de rodas, analisando cada pressão aplicada pela mão no aro de propulsão. Através dele também é possível mensurar forças de empurrão, frequência, comprimento, suavidade e velocidade da propulsão. Os resultados obtidos mostraram que condição de propulsão e a postura afetaram os padrões musculares. Durante a propulsão com inclinação, identificou-se diferença significativa no tempo de ativação muscular nos músculos deltóide anterior, peitoral maior e bíceps braquial. Também observou-se, em trajetória inclinada, diferença significativa no total de força aplicada, momento de força durante a propulsão, tempo de contato com o aro (QI et al., 2013).

Objetivando a comparação entre as variáveis cinéticas, entre elas o componente de força efetivo e momentos de força em atividades de membros superiores, estudiosos compararam atividades em um ergômetro manual com a propulsão em cadeira de rodas, em três níveis de inclinação (1%, 2,5% e 4%). Dez homens com idade média de 30 ± 4 anos participaram. Para inclusão no estudo os participantes não poderiam ter nenhuma experiência em propulsão de cadeira de rodas e ergômetro manual, além de não terem nenhuma queixa crônica ou cirurgia do aparelho musculoesquelético das extremidades superiores. Os resultados encontrados convergem para o quanto é exigente o ato de propulsionar uma cadeira de rodas manual, visto que, a força total encontrada, na inclinação de 2,5%, e o pico de força em todas as situações, foram significativamente menores no ergômetro manual (ARNET et al., 2013).

Utilizando um sistema de coordenadas locais para ombro, cotovelo e punho, através de marcadores passivos reflexivos posicionados em quinze pontos anatômicos e mais oito marcadores localizados na cadeira de rodas, foi possível descrever a dinâmica das articulações dos membros superiores durante a propulsão, expressando os momentos de força, a força, e a variação angular nos três graus de liberdade. Nove voluntários com lesão medular participaram do estudo e se deslocaram em uma trajetória plana de oito metros. Os resultados obtidos mostram que a flexão, rotação interna e abdução foram, respectivamente os momentos de força mais altos encontrados na articulação do ombro durante a propulsão. Enquanto que os maiores momentos de força de cotovelo e punho foram encontrados em movimento de estabilização (após a propulsão), o que reforça a incidência de lesões na articulação do ombro (DESROCHES et al., 2010).

Considerando que o treinamento poderia ser uma variável interveniente na melhora da propulsão, estudos compararam a influência três semanas de treinamento entre um grupo experimental e controle. Além dos parâmetros cinemáticos (tempo de contato) e cinéticos (torque, pico de torque e força) comumente avaliados, dois pontos indicadores do sincronismo

entre o membro esquerdo e o direito foram utilizados, a partir da curva de torque: diferença entre esquerda e direita do ponto em que acontece a propulsão inicial e do ponto onde se atinge o valor máximo. Após as três semanas de treinamento, nenhum dos parâmetros avaliados apresentou diferenças quando houve comparação com o grupo controle. A diferença entre o membro esquerdo e o direito para o ponto inicial ou para o ponto máximo foi de apenas 0,01s (DE GROOT et al., 2003).

Em contra partida, em estudo comparando indivíduos considerados habilidosos e não habilidosos em tarefas de propulsão de cadeira de rodas sobre um ergômetro, observou-se que o grupo de indivíduos habilidosos apresentaram menores torques e menores força aplicadas em relação ao grupo de indivíduos não habilidoso. Outro fato importante foi que a velocidade de propulsão máxima medida dos usuários qualificados era maior em torno de 1,4 vezes do que a dos usuários não qualificados. Eventualmente, a diferença da força muscular foi considerada como um fator principal do mecanismo de propulsão mas a atividade eletromiográfica não foi utilizada (HWANG et al., 2012).

Com relação ao sistema músculo esquelético é possível encontrar algumas diferenças no que tange ao ganho de força durante as fases de impulsão e recuperação durante a propulsão. Essas diferenças podem levar a disfunções osteomioarticulares e impactar futuramente na eficiência do gesto. Em estudos realizados, com a execução constante de propulsão manual da cadeira de rodas, acredita-se que os músculos ativos durante a fase da impulsão se tornam mais fortes, enquanto os músculos envolvidos na fase de recuperação mantêm-se com a mesma força (AMBROSIO et al., 2005). Os componentes de estabilização do ombro (manguito rotador, deltoide e cabeça longa do bíceps braquial) podem ser alterados devido a natureza repetitiva da propulsão. Já os músculos ativos durante a fase de propulsão (rotadores internos, adutores e flexores) podem tornar-se mais fortes, criando um desequilíbrio muscular na articulação (MULROY et al., 1996).

Diversos estudos, como os apresentados anteriormente, trazem o uso de instrumentos capazes de mensurar forças externas, variações angulares tridimensionais e atividades eletromiográficas relacionados a desempenho de propulsão em usuários de cadeiras de rodas, sejam eles saudáveis ou com desordens articulares. No entanto, pouco se encontra na literatura científica dados cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos relacionados a propulsão inicial. A compreensão mais minuciosa dos movimentos angulares do tronco e membros superiores e das forças a que o sistema osteomioarticular esta submetido durante a referida tarefa, será de grande valia para os avanços na saúde articular de usuários de cadeiras de rodas, assim como também, proporcionar informações que possam tornar a propulsão mais

eficiente com uma exigência mecânica menor.

3 METODOLOGIA

3.1 Participantes

Este estudo contou com a participação de nove voluntários do sexo masculino, com média de idade de 39,4 ± 4,9 anos, paraplégicos em resultado de trauma completo da medula espinhal, entre as vértebras T4 e T12, ocasionados por arma de fogo (um), espancamento (um) e acidente automobilístico (sete), com tempo médio em que ocorreu a lesão de 15,9 ± 7,0 anos. Os dados antropométricos dos voluntários, expressos em valores médios e desvio padrão, são apresentados na tabela 1.

Tabela 1 - Variáveis antropométricas dos voluntários expressas em valores médios e desvio padrão.

Variáveis	Média ± DP
Massa Corporal (kg)	76,2 ± 15,1
Envergadura (cm)	174,2 ± 8,9
Comprimento braço Direito (cm)	80,1 ± 5,5
Comprimento braço Esquerdo (cm)	80,4 ± 5,1
Comprimento tronco encefálico (cm)	86,7 ± 3,7

Fonte – Próprio autor

Os participantes foram informados anteriormente sobre todo o protocolo experimental, atestando sua participação com a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo I).

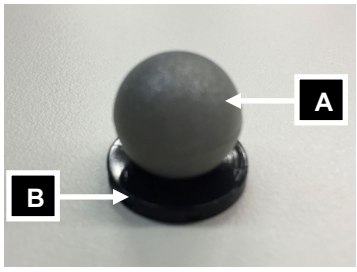
Todo protocolo de pesquisa foi encaminhado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (Número do Parecer: 1.608.547 – Anexo II).

3.2 Preparação do participante

Inicialmente foram utilizados marcadores esféricos refletivos com diâmetro de 9 mm

(Figura 2), confeccionados a partir de placas de EVA, posicionados sobre uma base flexível, para melhor aderência e maleabilidade às proeminências ósseas.

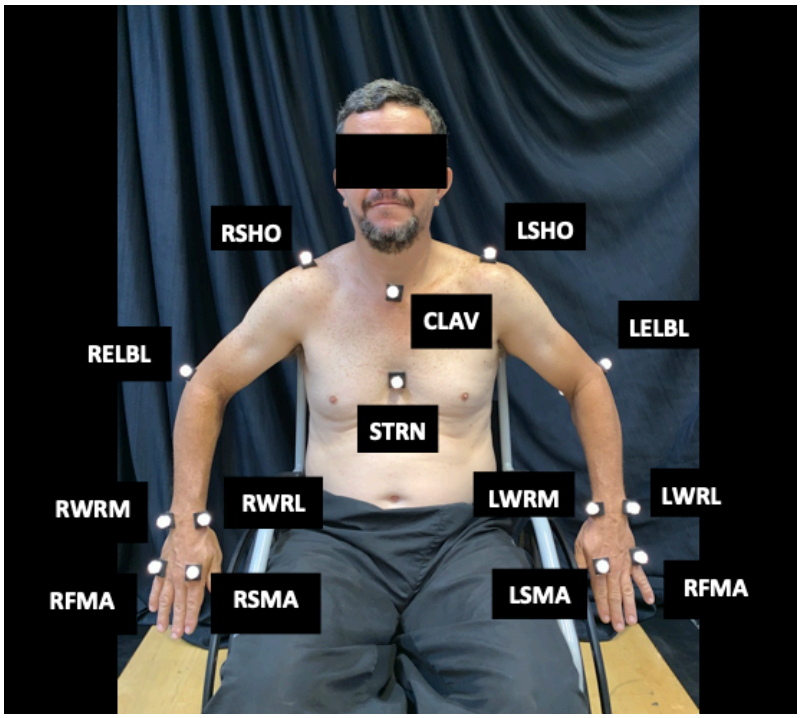
Figura 2 - A) Marcador esférico refletivo; B) Base flexível de EVA para fixação no participante.



Fonte – Próprio autor

Os marcadores foram fixados no tronco e nos membros superiores dos voluntários, sobre proeminências ósseas de interesse descritas abaixo (Figuras 3 e 4).

Figura 3 - Visão anterior dos marcadores posicionados no tronco e nos membros superiores.

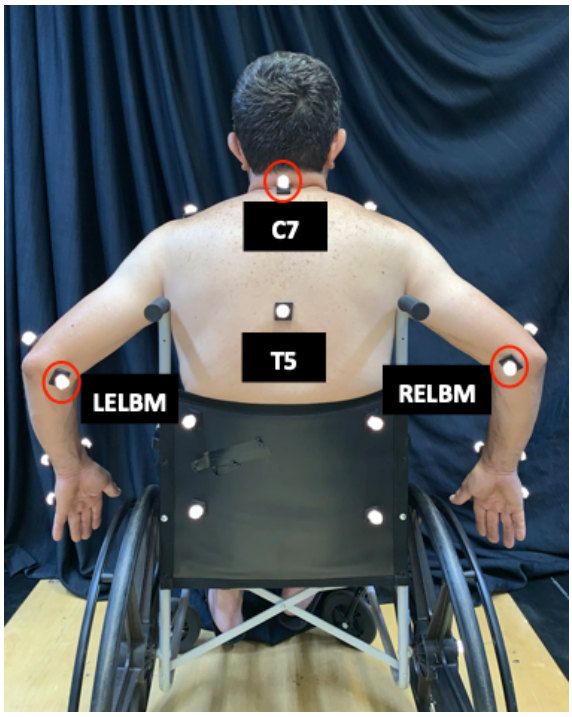


Fonte – Próprio autor

- **RSHO** – Articulação acrômio-clavicular direita
- **LSHO** – Articulação acrômio-clavicular esquerda
- **CLAV** – Imediatamente abaixo da incisura jugular do esterno

- **STRN** – Processo xifóide
- **RELBL** – Epicôndilo lateral direito
- **LELBL** – Epicôndilo lateral esquerdo
- **RWRL** – Processo estiloide do rádio direito
- **LWRL** - Processo estiloide do rádio esquerdo
- **RWRM** – Processo estiloide da ulna direita
- **LWRM** – Processo estiloide da ulna esquerda
- **RSMA** – Segunda articulação metacarpofalangeana direita
- **LSMA** - Segunda articulação metacarpofalangeana esquerda
- **RFMA** – Quinta articulação metacarpofalangeana direita
- **LSMA** - Quinta articulação metacarpofalangeana esquerda

Figura 4 - Visão posterior dos marcadores posicionados no tronco e nos membros superiores.



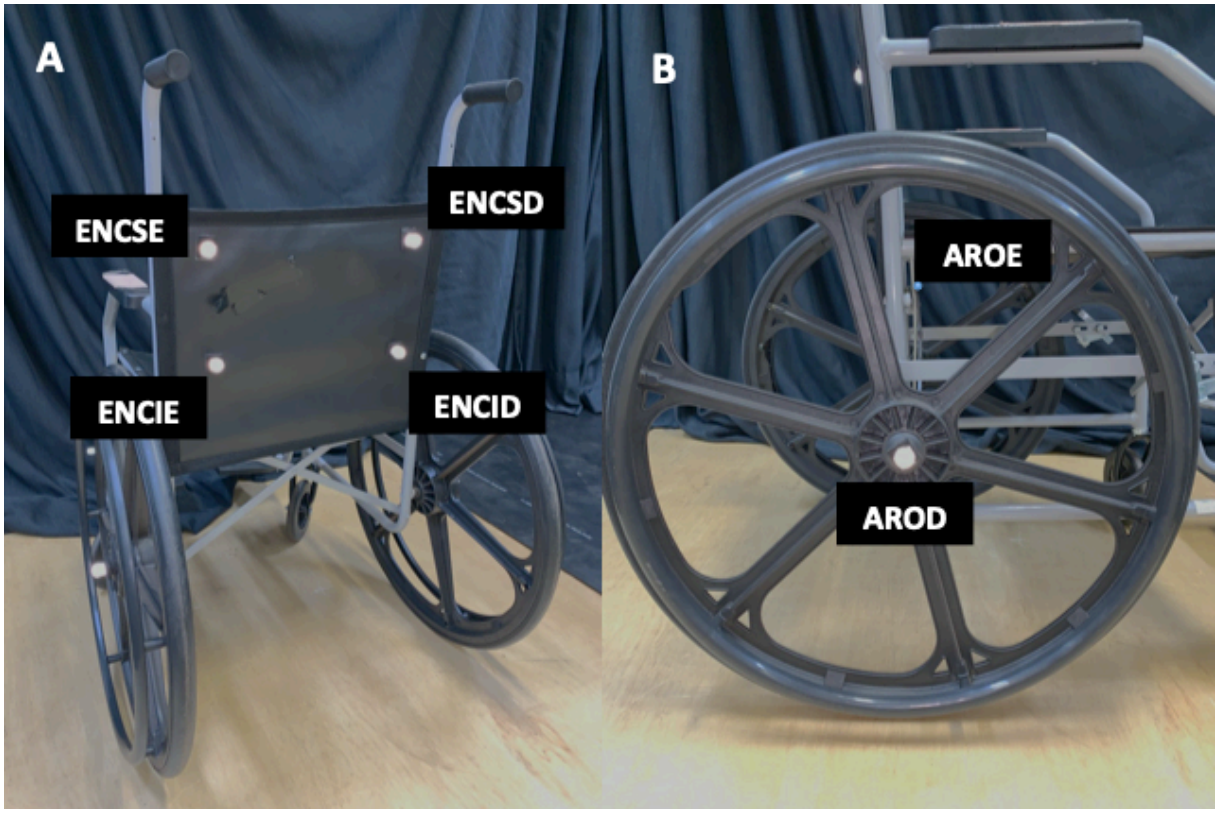
Fonte – Próprio autor

- **C7** – Sétima vértebra cervical
- **T5** – Quinta vértebra torácica
- **LELBM** – Epicôndilo medial esquerdo
- **RELBM** – Epicôndilo medial direito

Para identificação das proeminências ósseas, foi utilizada a técnica de anatomia palpatória (FIELD, 2001) realizada sempre pelo próprio pesquisador.

As cadeiras dos participantes também foram preparadas com a fixação de seis marcadores refletivos, sendo quatro posicionados no encosto da cadeira e dois posicionados nos eixos das rodas traseiras (Figura 5).

Figura 5 - (A) Posicionamento dos marcadores refletivos no encosto da cadeira de rodas - (B) Posicionamento dos marcadores refletivos nos eixos das rodas traseiras.



Fonte – Próprio autor

- ENCSD – Encosto superior direito
- ENCSE - Encosto superior esquerdo
- ENCID - Encosto inferior direito
- ENCIE - Encosto inferior esquerdo
- AROD – Aro direito
- AROE – Aro esquerdo

Em seguida os participantes passaram por um processo de tricotomia (raspagem dos pêlos) e remoção de impurezas com algodão embebido em álcool no local preciso de

colocação dos eletrodos, tendo-se esse como o procedimento usual de preparação da pele nos procedimentos de aquisição de dados eletromiográficos. Os eletrodos foram fixados com uma fita dupla face e, para maior segurança e fixação, sobre o eletrodo foi adicionada uma bandagem elástica, também conhecida como *kinesio tape*. Os canais paralelos foram posicionados de modo que ficassem perpendiculares ao sentido das fibras musculares. O posicionamento seguiu as diretrizes propostas por *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* (HERMENS et al., 1999) e do *Guide for the Eletromyographer* (PEROTTO, 2011) para os músculos a seguir, seguindo a ordem de fixação:

- Fibras anteriores do músculos deltóide direito
- Fibras anteriores do músculos deltóide esquerdo
- Fibras posteriores do músculos deltóide direito
- Fibras posteriores do músculos deltóide esquerdo
- Cabeça longa do músculo bíceps braquial direito
- Cabeça longa do músculo bíceps braquial esquerdo
- Cabeça longa do músculo tríceps braquial direito
- Cabeça longa do músculo tríceps braquial esquerdo
- Porção clavicular do músculo peitoral maior direito
- Porção clavicular do músculo peitoral maior esquerdo

3.3 Coleta de Dados

3.3.1 Local de coleta

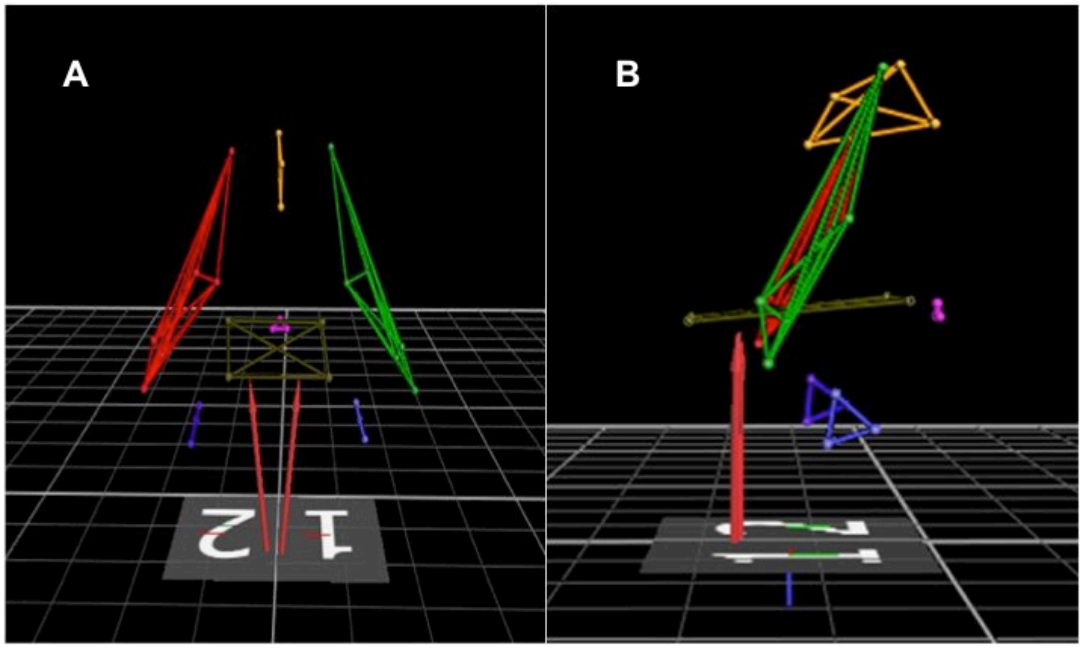
Toda coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor – LaBioCoM da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – USP, em parceria com o Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde - LIETEC, do Departamento de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos – São Carlos – SP.

3.3.2 Aquisição de dados cinemáticos

Para obtenção das varáveis cinemáticas, foi utilizado um sistema de análise de movimento tridimensional, constituído por 10 câmeras de vídeo de infravermelho VICON (Contennial, CO, EUA) MX-T-40S com quatro megapixels de resolução operando na frequência de 250 Hz, permitindo a obtenção das coordenadas tridimensionais dos marcadores anatômicos.

Os dados tridimensionais de cada marcador foram exportados do *software* NEXUS® (SLAVENS et al., 2019) versão em formato ASCII e C3D para posterior processamento (Figura 6).

Figura 6 - Reconstrução 3D realizada no software NEXUS®. (A) Visão Frontal e (B) Visão Lateral.



Fonte – *Software* NEXUS®

O posicionamento das câmeras dentro do ambiente laboratorial foi realizado de maneira que todos os marcadores fossem visualizados por pelo menos duas das dez câmeras e, com isso, o adequado rastreamento dos marcadores pudesse ser garantido.

3.3.3 Aquisição dos dados eletromiográficos

Para aquisição dos dados eletromiográficos (EMG) foi utilizado o equipamento da marca Delsys® (Trigno® Wireless Systems), com 16 canais, sensores com desenho de barras (Figura 7) e frequência de amostragem de 1925.93 Hz para cada canal. Os eletrodos de superfície são de quatro entradas, sendo duas para o sinal mioelétrico, uma para referência e uma quarta entrada para o terra, sem fio com tamanho de 37 mm x 26 mm x 15 mm.

Figura 7 - Equipamento utilizado para o registro dos dados eletromiográficos

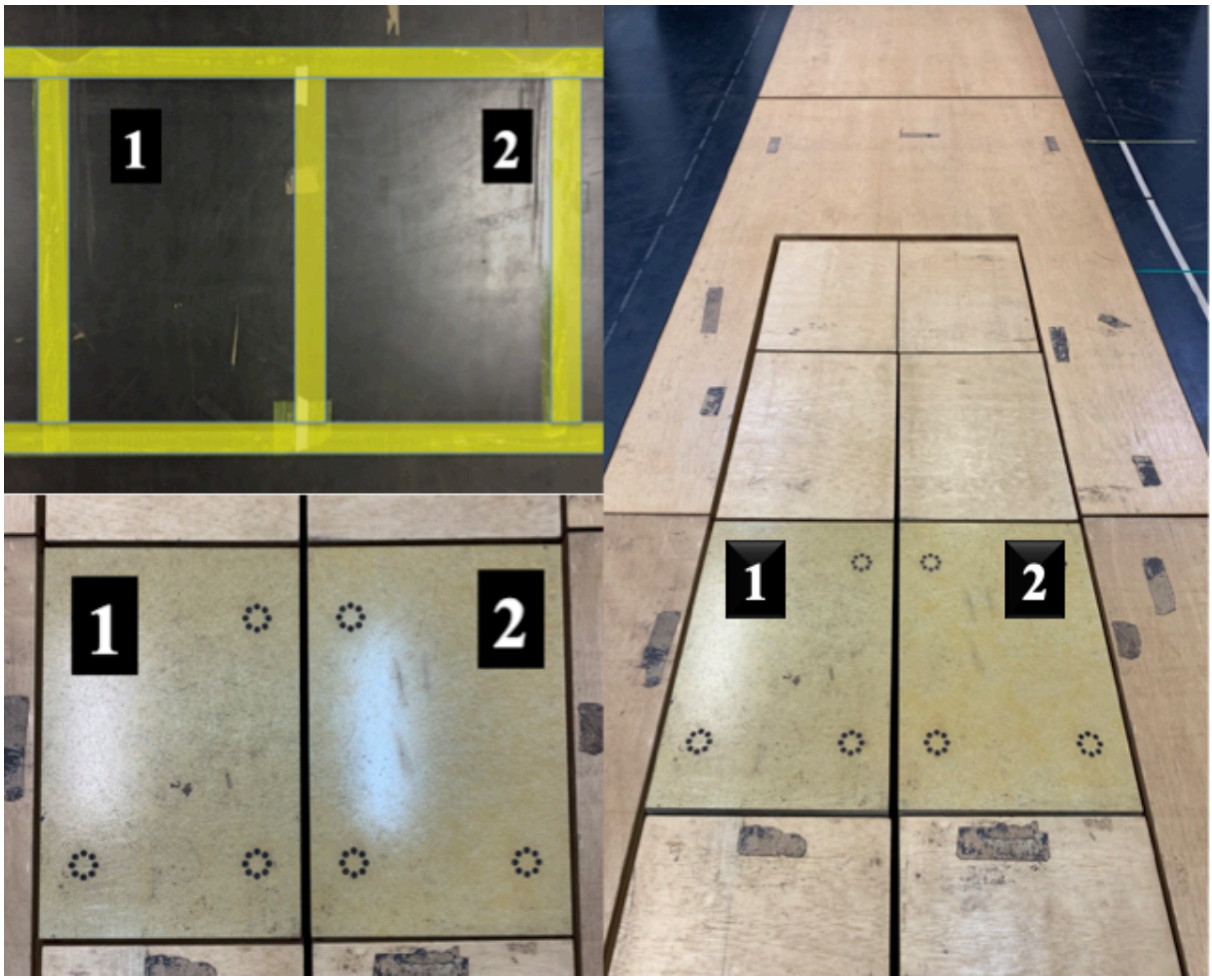
Fonte – Trigno™ Avanti Platform (2019)

3.3.4 Aquisição dos dados cinéticos

As informações cinéticas foram obtidas a partir de duas plataformas de força BERTEC, com dimensão de 40 x 60 cm (Columbus, OH, EUA), operando na frequência de 1000 Hz.

As duas plataformas foram fixadas em um tablado de madeira náutica e o espaço por onde o participante se deslocaria foi coberto com um fino tapete de borracha com o objetivo de melhora a aderência da cadeira ao solo e evitar qualquer possibilidade de queda do participante. As áreas das plataformas foram destacadas (com fita adesiva) sobre o tapete para que o participante se orientasse durante o posicionamento da cadeira de rodas, conforme Figura 8.

Figura 8 - Posicionamento das plataformas de força e as demarcações feitas sobre o tapete.

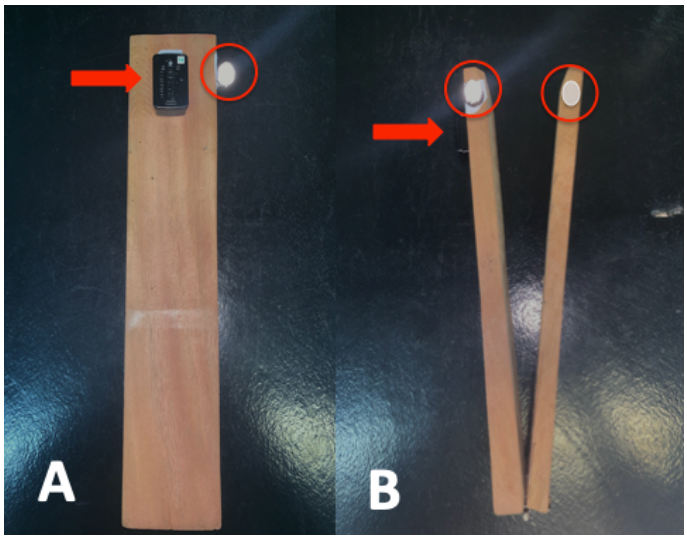


Fonte – Próprio autor

3.4 Processamento dos dados

Os sinais cinemáticos, eletromiográficos e cinéticos foram sincronizados por meio de uma claquete, onde foram fixados um eletrodo e dois marcadores refletivos (FIGURA 9). A batida da claquete é realizada antes de cada tentativa e marca o início do movimento realizado pelo voluntário.

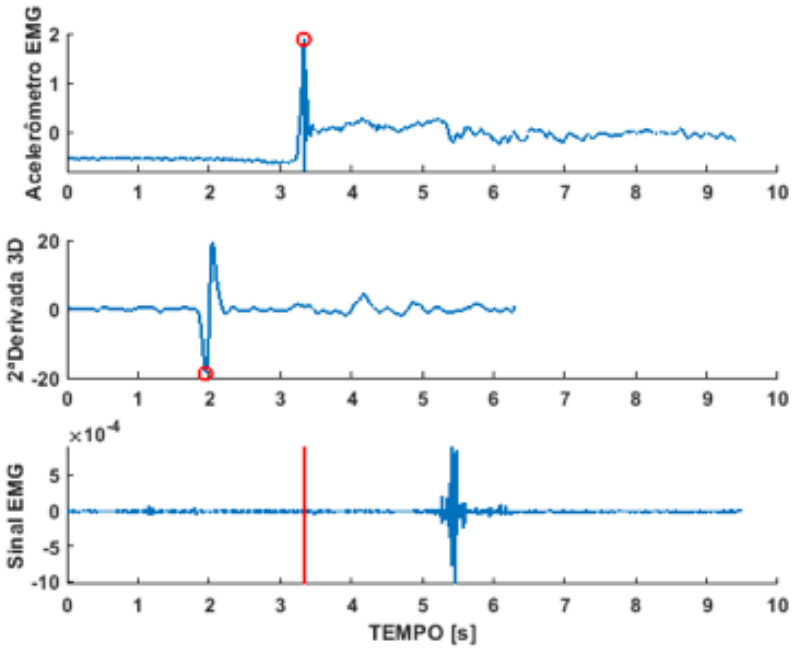
Figura 9 - Equipamento utilizado para sincronização temporal das variáveis cinemáticas e eletromiográficas. (A) Visão superior; (B) Visão lateral.



Fonte: Próprio autor.

Utilizando os valores do acelerômetro do eletrodo com o a aplicação da segunda derivada nas coordenadas espaciais dos marcadores, para cálculo de valores críticos, foi possível definir a defasagem temporal entre o sinal eletromiográfico e as coordenadas espaciais dos marcadores (Figura 10). O círculo vermelho na primeira tela da Figura 10 destaca o valor máximo obtido da coordenada x do acelerômetro emitido pelo eletrodo fixado na claquete, no qual representa o instante de tempo em que as hastes da claquete entram em contato. O círculo vermelho apresentado na segunda tela da Figura 10, destaca o valor mínimo obtido com a aplicação da segunda derivada sobre as coordenadas espaciais em y do marcador localizado sobre o eletrodo, ambos fixados em uma das hastes da claquete. Este indica o instante de inflexão da curva e também, o contato entre as hastes da claquete. Por fim, linha vertical em vermelho apresentada na terceira tela da Figura 10, destaca o instante de tempo em que houve contato das hastes da claquete, em um sinal eletromiográfico obtido de um eletrodo fixado no participante. Com os instantes de tempo do acelerômetro do EMG e da coordenada espacial do marcado refletivo, foi possível realizar o ajuste temporal para sincronização dos equipamentos.

Figura 10 - Sincronização temporal através dos valores do acelerômetro e das coordenadas espaciais dos marcadores utilizados na claquete.



Fonte: Próprio autor

O *software* NEXUS®[1] possibilitou o procedimento de reconstrução tridimensional dos marcadores e posterior rastreamento. Em situações de oclusão ou perda de marcadores o sistema oferece ferramentas que permitem o tratamento destas perdas através de interpolação de dados utilizando um filtro chamado *Pattern* ou através do acompanhamento de um corpo rígido com trajetória semelhante. Em seguida os dados foram exportados em formatos C3D e ASCII, onde foram processados por rotinas elaboradas em ambiente MatLab® (Mathworks INc. Natick, MA, USA)[2].

3.4.1 Dados cinemáticos

Para o processamento das variáveis cinemáticas foi definido o sistema global de referência, onde os eixos do sistema global foram alinhados com os eixos do corpo humano, sendo o z posicionado na vertical, com o sentido positivo para cima, o eixo y que foi definido como antero-posterior com sentido positivo anterior para os participantes e, por fim, o eixo x

[1] *Licença de software original obtida pelo Processo CNPq No.487441/2013-3*
[2] *Licença de software original obtida pelo Processo FAPEMIG/MG No.APQ 01284/09*

como produto vetorial de y por z, definindo um eixo látero-lateral com sentido da esquerda para direita.

Os dados cinemáticos foram filtrados por um filtro *Butterworth* digital (passa-baixa) de quarta ordem com frequência de corte de 5 Hz. Os sistemas de referência local dos segmentos tronco, braço e antebraço foram definidos a partir dos marcadores localizados nas proeminências ósseas anteriormente citadas. Em seguida, utilizou-se o *software* Visual3D® para o cálculo dos graus de rotação de tronco, ombros, cotovelos e punhos por meio de representações matemáticas dos ângulos de Euler.

3.4.2 Cálculo dos ângulos de Euler

Para os movimentos atribuídos ao tronco foram descritos os movimentos de flexão/extensão ao redor do eixo látero-lateral, movimento de rotação direita e esquerda ao redor do eixo vertical e inclinação lateral para direita e para a esquerda ao redor do eixo anteroposterior. Para interpretar movimentos dos ombros reconstruídos foram descritos três movimentos anatômicos comumente descritos em práticas clínicas sendo, flexão/extensão, ao redor do eixo látero-lateral, abdução/adução ao redor do eixo ântero-posterior e rotação interna e externa ao redor do eixo vertical (SENK; CHÈZE, 2006).

Para os cotovelos foram descritos apenas os movimentos de flexão/extensão ao redor do eixo látero-lateral e para aos punhos movimentos de flexão/extensão ao redor do eixo látero-lateral e desvio radial e ulnar em movimentos ao redor do eixo antero-posterior.

Os segmentos são definidos por dois pontos no espaço, conhecidos como extremidades distal e proximal, correspondendo aproximadamente a pontos mais proeminentes na extremidade distal do osso que o segmento representa, e de um terceiro ponto, o qual define a orientação do vetor entre os dois outros pontos. Os modelos foram construídos a partir das recomendações da *International Society Biomechanics – ISB* (WU et al., 2005).

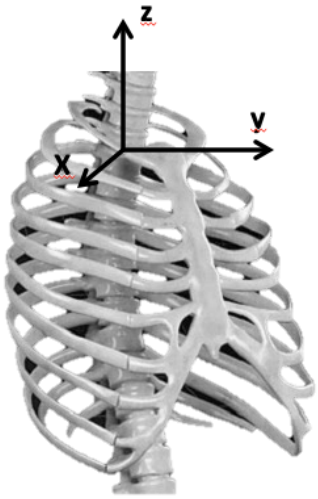
3.4.3 Base local do tronco

Para construção da base ortonormal do tronco foram utilizados os marcadores **CLAV**, **STRN, C7 e T5,** todos a partir da origem **O.**

O – Ponto médio entre CLAV e C7
x – vetor perpendicular ao plano formado por CLAV e C7 e o ponto médio entre STRN e T5
y – vetor perpendicular ao vetor x e z apontando para frente
z – vetor posicionado no ponto médio entre STRN e P5 e o ponto médio entre CLAV e C7.

$$\boldsymbol{O} = \left(\frac{x_{clav}+x_{C7}}{2}\right), \left(\frac{y_{clav}+y_{C7}}{2}\right), \left(\frac{z_{clav}+z_{C7}}{2}\right) \quad \textbf{(1)}$$

Figura 11 - Base ortonormal do tronco



Fonte – Próprio autor

3.4.4 Base local do braço

Para a definição da base ortonormal do braço dois vetores auxiliares foram construídos, sendo **aux1** definido pela diferença entre os vetores **ELBL** (epicôndilo lateral) e o **SHO** (articulação acrômio-clavicular) (Equação 2) e o vetor **aux2** definido pela diferença entre os vetores **ELBM** (epicôndilo medial) e o **SHO** (articulação acrômio-clavicular)

(Equação 3). Em seguida, definiu-se um ponto médio da articulação do cotovelo (chamado **CM)**, a partir das coordenadas espaciais dos marcadores ELBM (Epicôndilo medial) e **ELBL** (epicôndilo lateral) (Equação 4). O vetor z foi definido pela subtração do vetor **SHO** (articulação acrômio-clavicular) pelo vetor **CM (**Equação 5). O vetor y resultou do produto vetorial do vetor **aux1** pelo aux**2 (**Equação 6). E por fim o vetor x foi definido a partir do produto vetorial de z por y (Equação 7) (Figura 12).

$$aux1 = \frac{ELBL-SHO}{\|ELBL-SHO\|} \tag{2}$$

$$aux2 = \frac{ELBM-SHO}{\|ELBM-SHO\|} \tag{3}$$

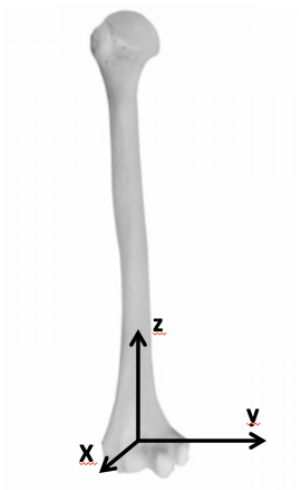
$$CM = \frac{ELBM+ELBL}{2} \tag{4}$$

$$z = \frac{SHO-CM}{\|SHO-CM\|} \tag{5}$$

$$y = \frac{aux1 \times aux2}{\|aux1 \times aux2\|} \tag{6}$$

$$x = \frac{z \times y}{\|z \times y\|} \tag{7}$$

Figura 12 - Base ortonormal do braço.



Fonte – Próprio autor.

3.4.5 Base local do antebraço

Para a definição da base ortonormal do antebraço foram definidos o ponto médio **ABM** entre os vetores **WRM** (processo estilóide da ulna) e **WRL** (processo estilóide do rádio) (Equação 8) e ponto médio da articulação do cotovelo **CM**, descrito anteriormente. O vetor z foi definido pela subtração do vetor **CM** (cotovelo médio) pelo vetor **ABM** (ponto médio do antebraço **(**Equação 9). O vetor x foi definido pela diferença entre o vetor **WRL** e **ABM (**Equação 10). Por fim, o vetor y foi definido como produto vetorial x por z. (Equação 11) (Figura 13)**.**

$$ABM = \frac{WRM+WRL}{2} \tag{8}$$

$$z = \frac{CM-ABM}{\|CM-ABM\|} \tag{9}$$

$$x = \frac{WRL-ABM}{\|WRL-ABM\|} \tag{10}$$

$$y = \frac{x \times z}{\|x \times z\|} \tag{11}$$

Figura 13 - Base Ortonormal do antebraço.

Fonte – Próprio autor.

3.4.6 Base local da mão

Para a construção da base ortonormal da mão foram utilizados o ponto médio **ABM** entre os vetores **WRM** (processo estilóide da ulna) e **WRL** (processo estilóide do rádio) e o ponto médio **PM** (punho médio) entre os vetores **SMA** (segunda articulação metacarpofalangeana) e o vetor **FMA** (quinta articulação metacarpofalangeana) (Equação 12). O vetor z foi definido pela diferença entre o vetor **ABM** pelo **PM** (Equação 13). O vetor x definido pela diferença entre os vetores **SMA** e **PM** (Equação 14). Por fim, o vetor y definido como o produto vetorial de x por z (Equação 15) (Figura 14).

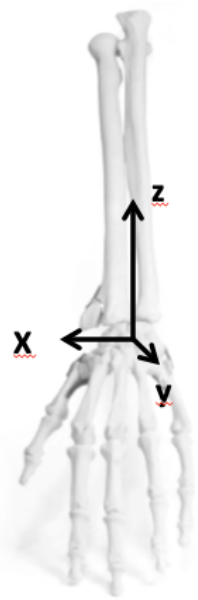
$$PM = \frac{SMA+FMA}{2} \tag{12}$$

$$z = \frac{ABM-PM}{\|ABM-PM\|} \tag{13}$$

$$x = \frac{SMA-PM}{\|SMA-PM\|} \tag{14}$$

$$y = \frac{x \times z}{\|x \times z\|} \tag{15}$$

Figura 14 - Base ortonormal da mão.



Fonte – Próprio autor.

3.4.7 Base local da cadeira de rodas

Para a construção da base ortonormal da cadeira de rodas foram necessários dois novos vetores **PMS** (ponto médio superior) formado pela razão entre o vetor **ENCSE** (marcador posicionado na parte superior esquerda do encosto) somado ao vetor **ENCSD** (marcador posicionado na parte superior direita do encosto) (Equação 16). O segundo ponto médio **PMI** (ponto médio inferior) foi construído a partir razão entre o vetor **ENCIE** (marcador posicionado na parte inferior esquerda do encosto) somado ao vetor (marcador posicionado na parte inferior direita do encosto) (Equação 17). A partir destes dois pontos médios, foram construídos o vetor z, através da subtração do vetor **PMS** pelo vetor **PMI** (Equação 18). O vetor x através da diferença entre **ENCID** e **PMI** (Equação 19). O vetor y construído a partir do produto vetorial de x por z (Equação 20).

$$PMS = \frac{ENCSE+ENCSD}{2} \tag{16}$$

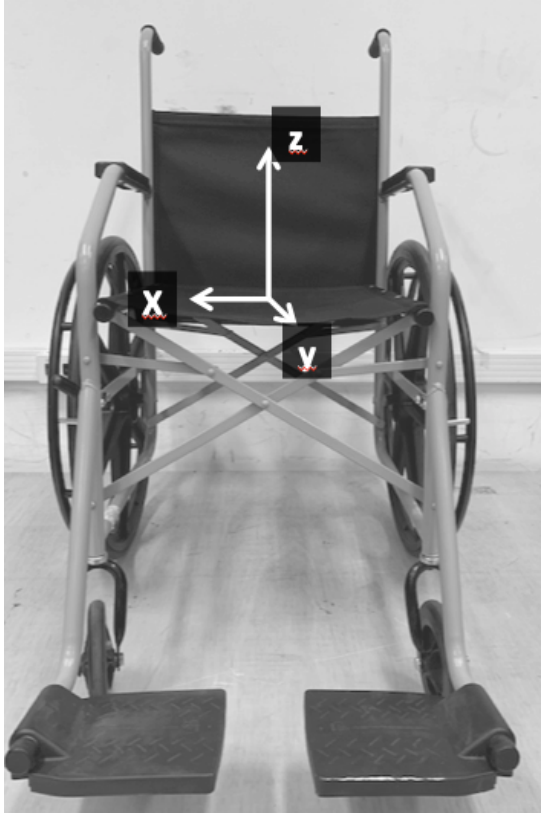
$$PMI = \frac{ENCIE+ENCID}{2} \tag{17}$$

$$z = \frac{PMS-PMI}{\|PMS-PMI\|} \tag{18}$$

$$x = \frac{ENCID-PMI}{\|ENCID-PMI\|} \tag{19}$$

$$y = \frac{x \times z}{\|x \times z\|} \tag{20}$$

Figura 15 - Base ortonormal da cadeira de rodas.



Fonte – Próprio autor.

A partir das referenciais locais, foi possível a realização dos cálculos para obtenção dos ângulos articulares. Para isso foi utilizado um Pipeline de Processamento de Comando que fornece acesso ao núcleo da funcionalidade do Software Visual3D, fornecendo uma interface de linha de comando em todas as funções do Visual3D. O Pipeline geralmente é usado para automatizar as etapas de processamento, o que é útil para várias tarefas repetidas. O Pipeline é um conjunto de comandos do Visual3D que são processados em sequência. Como não é uma linguagem de script nem uma linguagem de programação, não é necessária nenhuma experiência especial em script ou programação para usar o Pipeline. Dentre esses comandos, foram criados os ângulos articulares de tronco, ombro, cotovelo e punho e adicionados os segmentos (distal e proximal) que compõem as articulações supracitadas. Todas adotando a sequência XY'Z'' (WU et al., 2005) das doze possíveis sequências de rotações de Euler. Abaixo o cálculo das rotações:

Os três ângulos **φ**, **θ**, **ψ** foram definidos como os ângulos obtidos através das rotações em torno do eixo latero lateral (sobre o versor **i**), antero posterior (sobre o versor j) e vertical

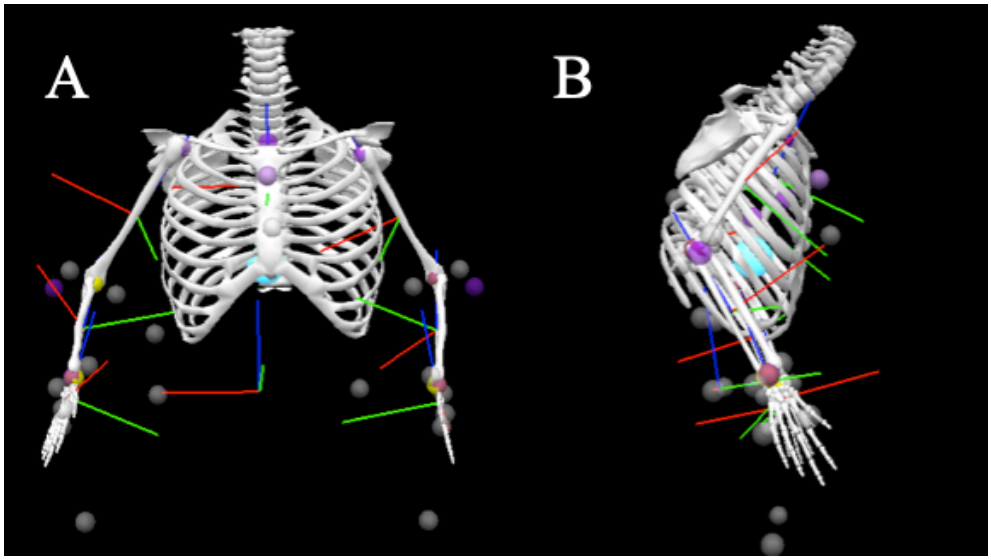
(sobre o versor k), respectivamente, todos em relação ao ombro e ao tronco, respectivamente (Figura 11).

φ = ângulos descritos pelas rotações em torno do vetor x que descrevem os movimentos de flexão (+) e extensão (-);

θ = ângulos descritos pelas rotações em torno do vetor y que descrevem movimentos de adução (+) e abdução (-) / inclinação lateral para direita (+) e inclinação lateral para esquerda (-);

ψ = ângulos descritos pelas rotações em torno do vetor z que descrevem movimentos de rotação interna (+) e rotação externa (-) / rotação para a esquerda (+) e rotação para a direita (-).

Figura 16 - Bases ortonormais do tronco e dos membros superiores. Vetor x (vermelho); Vetor y (verde); Vetor z (azul).



Fonte – *Software* Visual Basic 3D

3.4.6 Velocidade do tronco

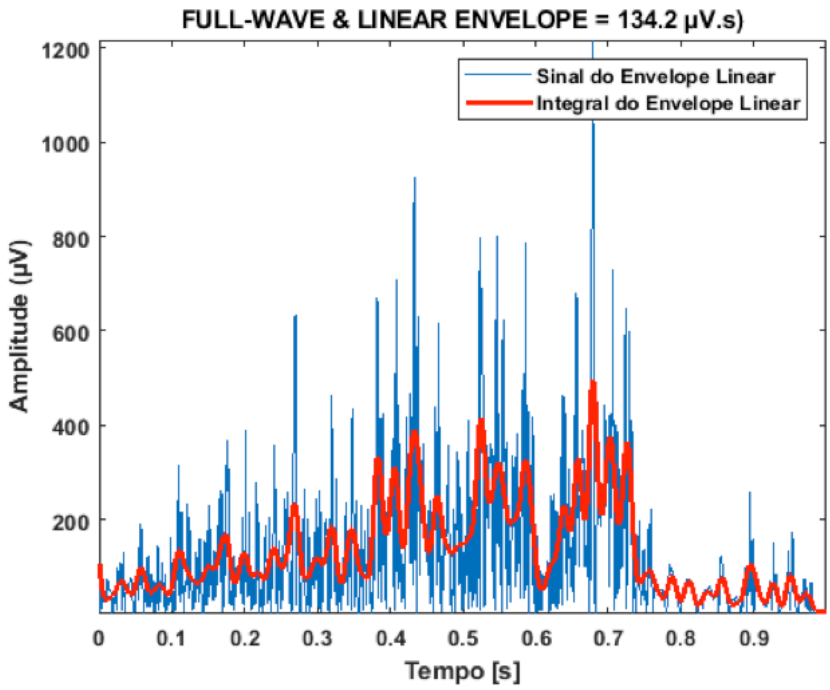
Para o cálculo da velocidade de deslocamento do tronco dos participantes foram utilizadas as coordenadas espaciais do marcador C7 (sétima vértebra cervical). Os valores de coordenada no eixo y, foram utilizados em função de descreverem uma trajetória antero-posterior. O marcador em questão foi escolhido pois proporcionou um ótimo rastreamento ao

longo de toda tarefa, sem o surgimento de "*GAPs*" (pontos ocluídos ou não rastreados). Utilizou-se a função DIFF para calcular a distância entre elementos adjacentes em função do tempo.

3.4.7 Dados eletromiográficos

Com os dados eletromiográficos dos músculos deltóide anterior, deltóide posterior, bíceps braquial, tríceps braquial e porção superior do peitoral maior foi possível encontrar o RMS (*Root Mean Square*) de cada grupo muscular envolvido na tarefa. Os dados eletromiográficos brutos foram retificados e suavizados por um filtro *Butterworth* com frequência de corte de 15 – 500 Hz (Passa banda). Em seguida o feito o envelopamento linear com a aplicação do filtro *Butterworth* de com frequência de 50 Hz (passa baixa) (Figura 17).

Figura 17 - Envelopamento linear com aplicação do filtro *Butterworth* com frequência de 50 Hz - Low pass. Exemplo do músculo Deltóide anterior direito.



Fonte – Próprio autor

3.4.8 Dados cinéticos

Inicialmente, os dados das componentes vertical (Fz), antero posterior (Fy) e latero-lateral (Fx), obtidos através do contato da CRM com as plataformas de forma, foram suavizados com um filtro *Butterworth* digital (passa baixa) com frequência de corte de 60 Hz. Em seguida os valores médios de pico de força nos componentes Fz, Fy e Fx foram tabulados e comparados em situações diferentes de teste.

3.4 Análise estatística

Uma análise descritiva dos ângulos foi apresentada com valores médios e desvio padrão ao longo de toda tarefa, mensurando os valores de amplitude articular, valores de máxima e mínima. Para comparação entre as variáveis cinemáticas de velocidade de deslocamento do tronco, RMS médio, e as variáveis cinéticas, foi o *Teste t* para amostras pareadas e nível de significância de 5% no *software Statistic Package for the Social Sciences (SPSS) versão 20.0*. Os dados também foram testados quanto a sua normalidade através do teste de uma amostra Kolmogorov-Smirnov com nível de significância de 5%.

3.5 Protocolo experimental

Após uma breve conversa sobre a causa da lesão que culminou com o diagnóstico de paraplegia, e os desafios do uso diário da cadeira de rodas, os voluntários foram submetidos a mensurações antropométricas começando pelo comprimento dos braços (direito e esquerdo). A medida dessa variável tomou com referência a distância entre o processo acromial até a ponta do dedo médio, estando o mesmo com o braço totalmente estendido ao lado do tronco. Em seguida foram mensuradas a envergadura e a distância tronco encefálico.

A massa corporal foi informada pelo próprio voluntário, sendo aquela registrada nas duas últimas semanas. Para as medidas de comprimento foi utilizada uma trena da marca TAPE MEASURE de 3 metros com graduação de 1 mm.

A massa das cadeiras foi obtida com uma balança digital da marca DLK (Max. 180 Kg com graduação de 100g). A massa da cadeira foi encontrada através da diferença a massa do pesquisador e a massa do pesquisador com a cadeira em mãos. Por fim, a distância entre os eixos também foi mensurada.

Logo após, dando início aos procedimentos prévios aos testes foram identificados os pontos anatômicos de interesse para fixação dos marcadores refletivos e dos eletrodos. Em seguida os voluntários passaram por uma tricotomia para colocação dos eletrodos e diminuição da impedância na pele. Não havendo nenhum desconforto, ou qualquer possibilidade que impedisse ou limitasse seus movimentos, o participante passou por um processo de adaptação no espaço de coleta.

A coleta de dados se deu em duas situações distintas:

Partida - A primeira situação avaliada neste estudo foi a propulsão manual partindo da posição estática sobre as plataformas de força. Os voluntários com as mãos previamente posicionadas sobre o aro de propulsão e com as rodas da cadeira posicionadas conforme a Figura 18. Ao sinal sonoro emitido pelo pesquisador o participante foi orientado a propulsionar a cadeira de rodas, simulando uma situação cotidiana dando início ao deslocamento.

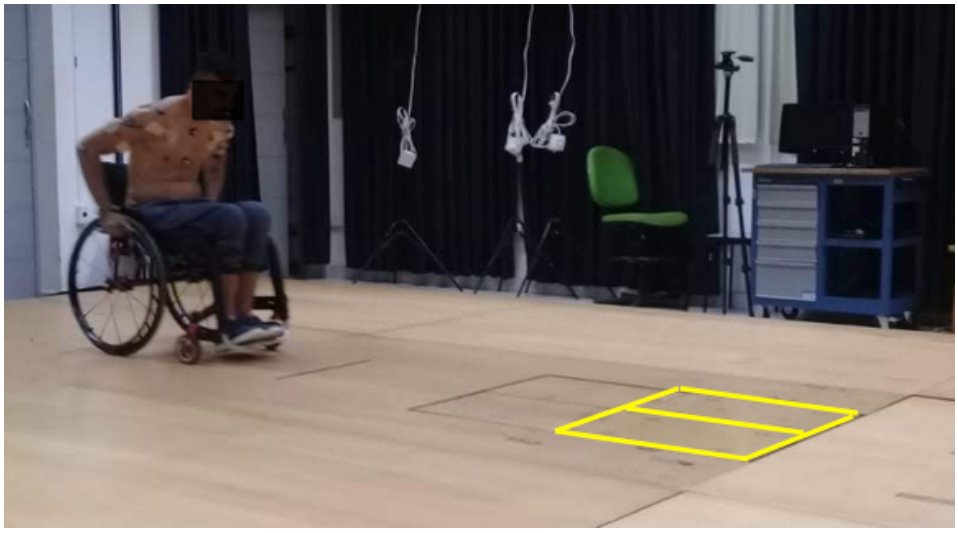
Figura 18 - Posição inicial da cadeira de rodas durante a avaliação da autopropulsão na situação de partida.

Fonte: Próprio autor

Retomada - para a situação de retomada, os voluntários foram orientados a iniciarem o deslocamento antes das plataformas de força e efetuarem uma parada repentina exatamente

sobre as plataformas de força, de modo que a roda esquerda permaneça sobre a plataforma de número 1 e a roda direita permaneça sobre a plataforma de número 2 (Figura 19). Logo após essa frenagem repentina sobre as plataformas de força, eles promoveram nova propulsão se deslocando novamente à frente.

Figura 19 - Início do deslocamento para situação de retomada.



Fonte: Próprio autor

Foram realizadas dez tentativas de cada situação anteriormente descritas, sendo excluídas as tentativas em que o participante não conseguia parar com as rodas sobre cada uma das plataformas ou com ambas as rodas fora das plataformas de força. As tentativas em que houve perda ou oclusão de marcadores refletivos, também foram testadas novamente.

Todos os voluntários fizeram uso de suas próprias cadeiras para realização dos testes. Para análise das três situações definiu-se um ciclo de um segundo de evento. Na partida, o evento foi definido a partir do último contato da cadeira de rodas com a plataforma, sendo tomado o segundo (250 frames) que antecedeu esse contato. Por fim a retomada, que teve o evento definido de forma idêntica ao da situação de partida.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

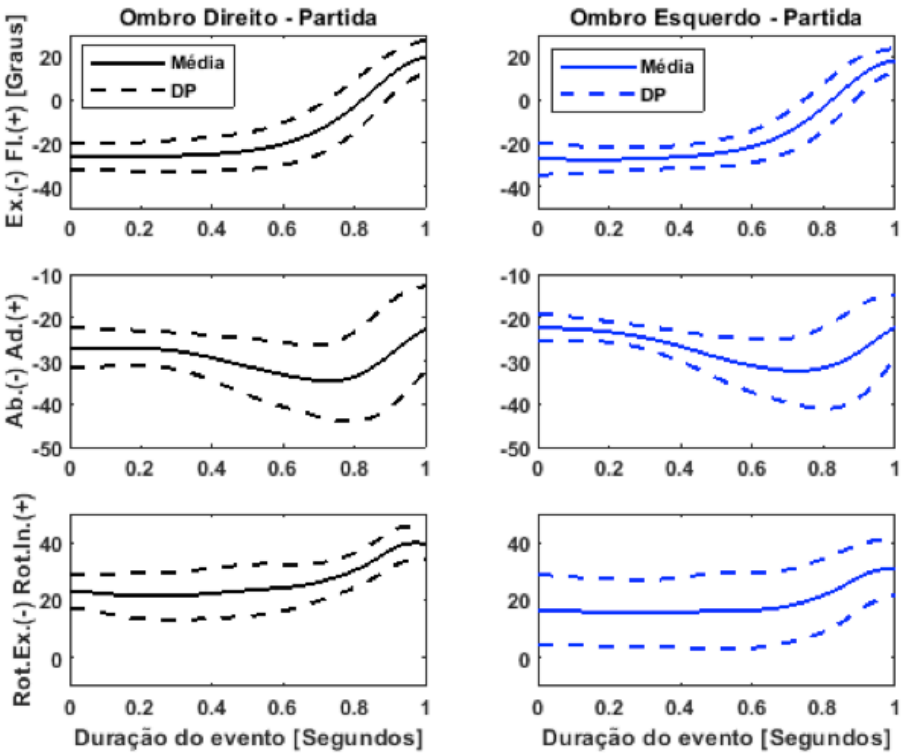
4.1 Cinemática angular de membros superiores e tronco

4.1.1 Análise comparativa entre os lados direito e esquerdo

Os ângulos articulares serão apresentados separadamente pelos complexos articulares investigados. Para as articulações do ombro e para o movimento do tronco em relação a cadeira de rodas, os resultados mostram a movimentação angular em três graus de liberdade. Para a articulação do punho são apresentados dois graus de liberdade e para o cotovelo, apenas o movimento de flexão e extensão.

A amplitude articular média, juntamente com os valores máximos e mínimos e seus respectivos tempos de ocorrência, para a articulação do ombro durante a partida, são mostrados na Tabela 2. A Figura 20 traz a variação angular da articulação do ombro nos três graus de liberdade.

Figura 20 - Ângulos de rotação da articulação do ombro direito e esquerdo durante a partida.



Fonte – Próprio autor

A análise comparativa entre os lados direito e esquerdo neste estudo, tornam-se relevantes a medida que a propulsão CRM normalmente é assumida como uma tarefa simétrica (SOLTAU et al., 2015). O desempenho simétrico dos membros superiores no trato com a CRM, torna-se lógica, visto que uma ação descoordenada combinada com a natureza desacoplada das rodas, dificultaria o deslocamento em linha reta (DE GROOT et al., 2002). Com isso as necessidade de correções de percurso podem levar ao aumento do custo de energia e outros efeitos desfavoráveis (VEGTER et al., 2014) e, portanto, com usabilidade de usuários experientes a mecânica aparentemente simétrica é bem desenvolvida ao longo do tempo.

Entretanto, embora os valores de amplitude de movimento nos três graus de liberdade do ombro tenham apresentado diferenças absolutas pequenas (Tabela 2), quando comparados os ângulos para o lado direito e esquerdo durante a situação de partida, foi possível identificar diferenças significativas nos três tipos de movimento, conforme mostrado na Tabela 3.

Tabela 2 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do ombro com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

	OMBRO DIREITO		
PARTIDA	Flexão/Extensão	Abdução/Adução	Rotação Inter/Exter
Máximo [°]	19,81	-22,69	39,82
Mínimo [°]	-26,51	-34,75	21,33
Amplitude [°]	46,32	12,05	18,49
Tempo de máximo [s]	1,00	1,00	0,97
Tempo de Mínimo [s]	0,12	0,72	0,24

	OMBRO ESQUERDO		
PARTIDA	Flexão/Extensão	Abdução/Adução	Rotação Inter/Exter
Máximo [°]	18,11	-22,15	30,89
Mínimo [°]	-27,73	-32,37	11,42
Amplitude [°]	45,84	10,21	15,40
Tempo de máximo [s]	1,00	1,00	0,98
Tempo de Mínimo [s]	0,16	0,72	0,30

Fonte – Próprio autor

Tabela 3 - Análise comparativa entre os ângulos do ombro direito em relação ao ombro esquerdo durante a partida.

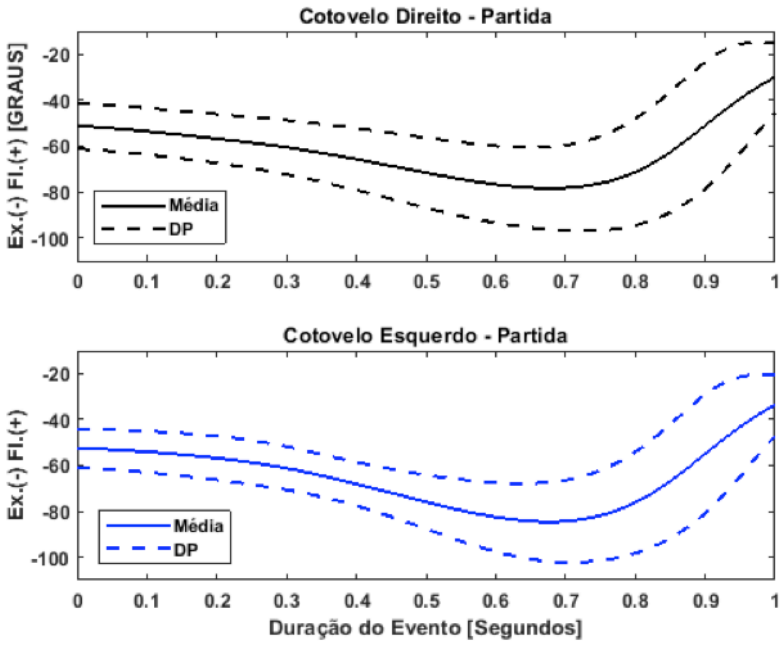
PARTIDA			
	Ombro Esquerdo		
Ombro Direito	**Flexão Extensão**	**Abdução Adução**	**Rotação Interna Rotação Interna**
Flexão Extensão	p=0,001*		
Abdução Adução		p=0,000*	
Rotação Interna Rotação Interna			p=0,000*

Nota: *p<0,05.
Fonte – Próprio autor

O presente estudo também encontrou diferença angular na articulação do cotovelo quando comparados os lados direito e esquerdo. Embora o padrão de movimento angular descrito na tarefa (Figura 21) seja muito similar foi possível encontrar uma diferença de amplitude de 2,39°, conforme mostrado na Tabela 4. Estes resultados divergem de alguns achados anteriores. No estudo realizado por (GOOSEY, 1998), no qual o objetivo foi estabelecer se existe simetria bilateral durante a propulsão da cadeira de rodas no padrão de movimento do cotovelo de corredores treinados em cadeira de rodas, ele relatou uma diferença média não significativa de aproximadamente 2° na amplitude de movimento (ADM) de flexão do cotovelo em uma amostra de sete usuários experientes em cadeira de rodas. I.

Em contra partida, o estudo que investigou a simetria bilateral durante a propulsão em CRM, encontrou uma amplitude de movimento de flexão do cotovelo foi maior no lado dominante do que no lado não dominante (SOLTAU et al., 2015), corroborando os achados neste estudo que apresentam diferença significativa entre os ângulos de flexão e extensão do cotovelo direito e esquerdo, conforme mostrado na Tabela 5.

Figura 21 - Ângulos de rotação do cotovelo direito e esquerdo durante a partida.



Fonte – Próprio autor.

Tabela 4 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento no cotovelo, com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

PARTIDA	COTOVELO DIREITO X Flexão/Extensão	COTOVELO ESQUERDO X Flexão/Extensão
Máximo [°]	-30,04	-33,88
Mínimo [°]	-78,35	-84,58
Amplitude [°]	48,30	50,69
Tempo de máximo [s]	1,00	1,00
Tempo de Mínimo [s]	0,67	0,67

Fonte – Próprio autor.

Tabela 5 - Análise comparativa entre os ângulos articulares do cotovelo direito e esquerdo durante a partida.

PARTIDA			
	Cotovelo Esquerdo		
Cotovelo Direito	**Flexão Extensão**	**Abdução Adução**	**Rotação Interna Rotação Interna**
Flexão Extensão	p=0,000*		
Abdução Adução		NA	
Rotação Interna Rotação Interna			NA

Nota: *p<0,05.
Fonte – Próprio autor

Ainda durante a situação de partida, a Figura 22 apresenta os valores médios e seus respectivos desvios padrão para os movimentos de flexão e extensão e desvio ulnar e radial para a articulação do punho durante a situação de partida. Entre as demais articulações apresentadas na situação de partida, a ADM de punho em flexão e extensão foi a que apresentou maior diferença absoluta entre os lados direito e esquerdo (9,18°) (Tabela 6).

Embora o presente estudo não tenha avaliado o movimento de pronação e supinação os ângulos de flexão/extensão e desvio ulnar e radial também apresentaram diferença significativa quando comparados o lado direito e esquerdo (Tabela 7). Assimetria angular também foi relatada por Soltau et al. (2015) no movimento de pronação e supinação. A ADM de pronação no antebraço apresentou uma diferença significativa, tendo no lado dominante dos avaliados um maior valor.

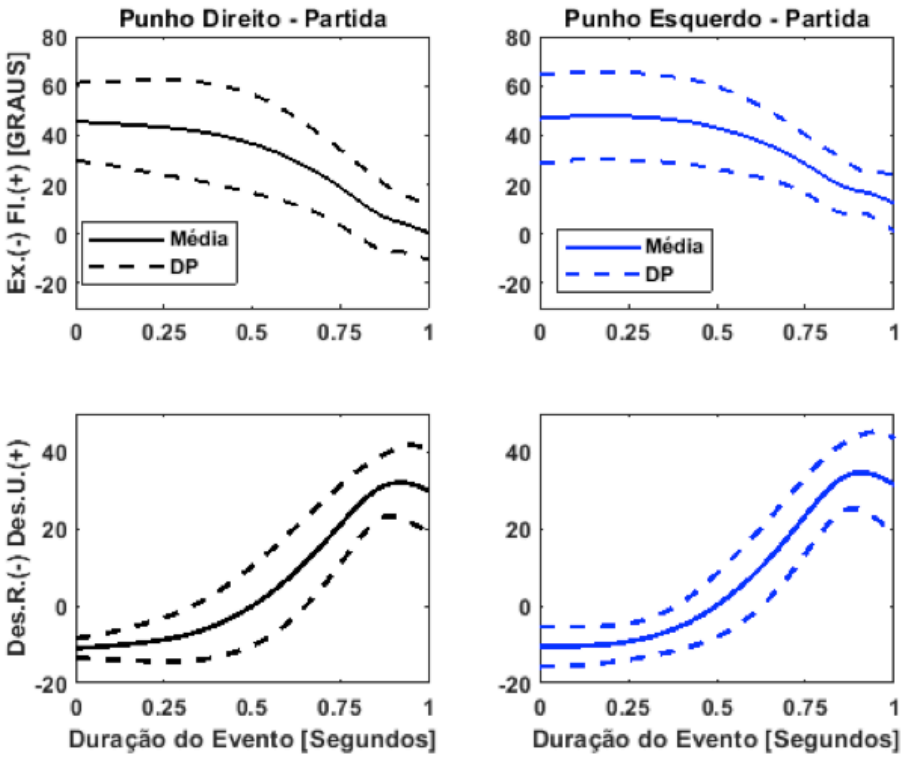
Baixos níveis de assimetria podem existir na propulsão manual de cadeiras de rodas e esses níveis podem aumentar em situações de maiores velocidades quando a demanda da extremidade superior também é aumentada (SOLTAU et al., 2015). Este achado corrobora os valores encontrados neste estudo, visto que, para a situação de retomada, também foram encontradas diferenças significativas entre os lados direito e esquerdo dos voluntários (Tabela 8).

A avaliação dos membros superiores, durante a propulsão da cadeira de rodas em várias condições é fundamental para obter uma compreensão abrangente das variações biomecânicas da relação usuário/cadeira e o impacto que o uso frequente e altamente repetitivo pode ter sobre lesões na extremidade superior.

As assimetrias encontradas neste estudo são bastante relevantes, visto que, por se tratar de um estudo em ambiente laboratorial, as diferenças entre os lados direito e esquerdo tendem a não aparecer ou serem consideravelmente menores, quando comparados a terrenos ao ar livre (HURD et al., 2008).

Outro fato relevante em relação aos achados deste estudo é que a assimetria encontrada, tanto na partida quanto na retomada, foi obtida simultaneamente, na mesma tarefa. No estudo proposto por Soltau et al. (2015), uma limitação elencada pelos pesquisadores foi o fato do uso de apenas uma roda instrumentada durante a coleta de dados. Em função disso, as variáveis dos membros dominantes e não dominantes foram registradas durante tentativas separadas.

Figura 22 - Ângulos de rotação do punho direito e esquerdo durante a partida.



Fonte – Próprio autor

Tabela 6 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do punho nos três graus de liberdade com os seus valores máximo, mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

	PUNHO DIREITO		PUNHO ESQUERDO	
PARTIDA	X Flexão/Extensão	Y Abdução/Adução	X Flexão/Extensão	Y Abdução/Adução
Máximo [°]	45,39	32,09	48,05	34,67
Mínimo [°]	0,65	-10,88	12,83	-10,47
Amplitude [°]	44,39	42,98	35,21	45,14
Tempo de máximo [s]	0,00	0,92	0,16	0,90
Tempo de Mínimo [s]	1,00	0,00	1,00	0,00

Fonte – Próprio autor.

Tabela 7 - Análise comparativa entre os ângulos de rotação do punho durante a partida.

PARTIDA			
	Punho Esquerdo		
Punho Direito	**Flexão Extensão**	**Abdução Adução**	**Rotação Interna Rotação Interna**
Flexão Extensão	p=0,000*		
Desvio Ulnar Desvio Radial		p=0,000*	
Rotação Interna Rotação Interna			NA

Nota: *p<0,05.
Fonte – Próprio autor

Tabela 8 - Análise comparativa entre os ângulos de rotação do ombro, cotovelo e punho durante a retomada.

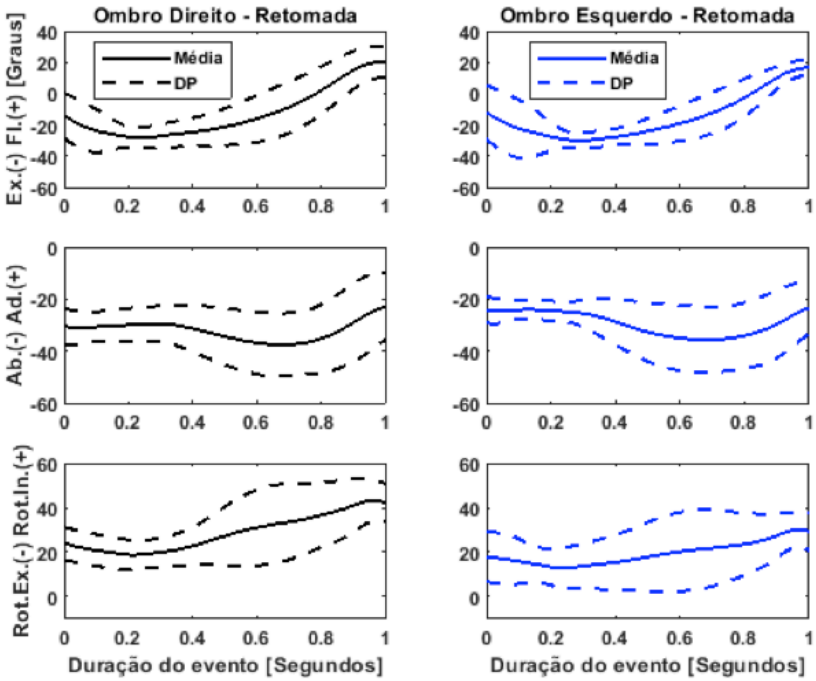
RETOMADA			
	Ombro Esquerdo		
Ombro Direito	**Flexão Extensão**	**Abdução Adução**	**Rotação Interna Rotação Interna**
Flexão Extensão	p=0,000*		
Abdução Adução		p=0,000*	
Rotação Interna Rotação Interna			p=0,000*
	Cotovelo Esquerdo		
Cotovelo Direito	**Flexão Extensão**	**Abdução Adução**	**Rotação Interna Rotação Interna**
Flexão Extensão	p=0,000*		
	Punho Esquerdo		
Punho Direito	**Flexão Extensão**	**Abdução Adução**	**Rotação Interna Rotação Interna**
Flexão Extensão	p=0,000*		
Desvio Radial Desvio Ulnar		p=0,000*	

Fonte – Próprio autor. Nota: *p<0,05.

4.1.2 Análise comparativa entre a propulsão manual na partida e retomada

Quando analisamos a articulação do ombro, em seus três graus de liberdade, durante a fase de retomada, podemos verificar uma variabilidade maior ao redor da curva média (Figura 23). Comparando os valores de ADM dos lados direito e esquerdo nas situações de partida e retomada, é possível identificar um aumento de 19,72% em média para o lado direito e de 11,19% em média para o lado esquerdo durante a retomada. Essa amplitude pode ser explicada pela hiperextensão do ombro com o objetivo de empregar maior velocidade de saída na cadeira, conforme mostrado em outros estudos (GAGNON et al., 2015; RAO et al., 1996).

Figura 23 - Ângulos de rotação do ombro direito e esquerdo durante a retomada.



Fonte – Próprio autor

Tabela 9 - Tabela descritiva dos valores de amplitude do movimento do ombro nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

	OMBRO DIREITO		
RETOMADA	Flexão/Extensão	Abdução/Adução	Rotação Inter/Exter
Máximo [°]	20,31	-22,88	43,29
Mínimo [°]	-28,37	-37,55	18,82
Amplitude [°]	48,68	14,67	24,47
Tempo de máximo [s]	1,00	1,00	0,96
Tempo de Mínimo [s]	0,24	0,67	0,21

	OMBRO ESQUERDO		
RETOMADA	Flexão/Extensão	Abdução/Adução	Rotação Inter/Exter
Máximo [°]	16,50	-23,36	30,23
Mínimo [°]	-30,16	-35,65	13,05
Amplitude [°]	46,67	12,28	17,17
Tempo de máximo [s]	1,00	1,00	0,96
Tempo de Mínimo [s]	0,28	0,68	0,23

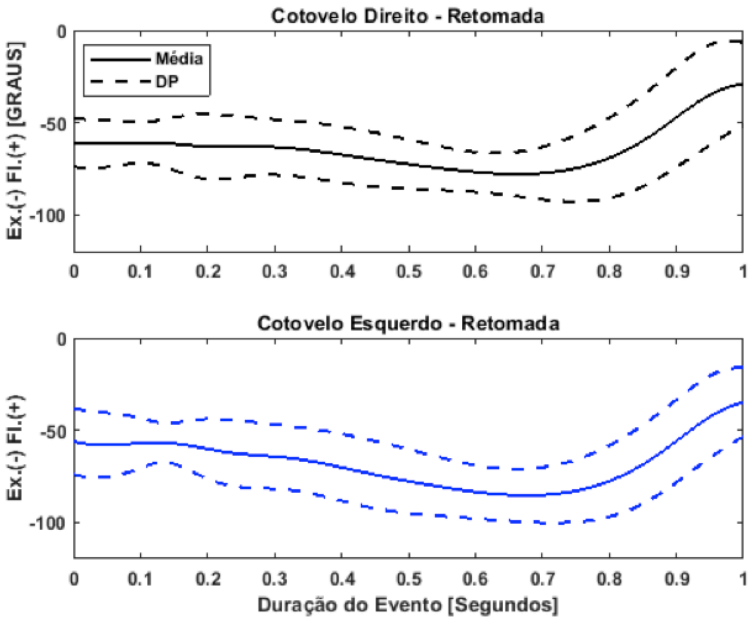
Fonte – Próprio autor

Rodgers et al. (1994) objetivando investigar a biomecânica da propulsão em cadeira de rodas de usuários não atléticos com lesão medular e as possíveis alterações decorrentes da associação à fadiga e como estas variações podem influenciar o risco de lesões, analisou as articulações dos membros superiores, encontrando diferenças significativas apenas no ângulos

de desvio radial e ulnar e nos ângulos do tronco. Embora ombro e cotovelo tenham apresentado valores absolutos maiores, nenhuma diferença estatística foi encontrada.

Embora o protocolo deste estudo não caracterize, na retomada, uma tarefa que atinja a fadiga, pode-se considerar que as tentativas de retomadas foram as últimas a serem realizadas, motivo que pode, parcialmente, explicar o aumento de amplitude nos ângulos de cotovelo (Figura 24 e Tabela 10) e punho, sendo em ambos, diferentes significativamente dos encontrados na partida (p=0,000).

Figura 24 - Ângulos de rotação do cotovelo durante a retomada.



Fonte – Próprio autor

Tabela 10 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do cotovelo nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

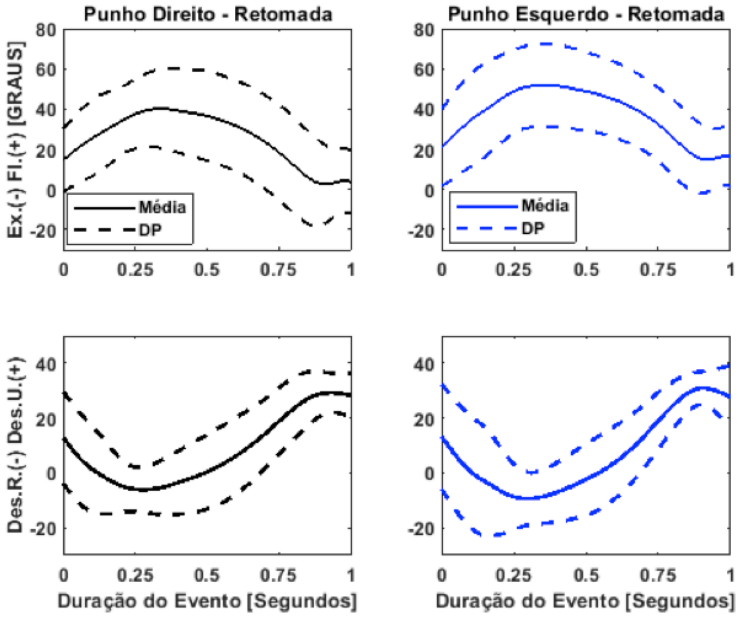
RETOMADA	COTOVELO ESQUERDO X Flexão/Extensão	COTOVELO ESQUERDO X Flexão/Extensão
Máximo [°]	-28,93	-34,98
Mínimo [°]	-78,00	-85,49
Amplitude [°]	49,07	50,50
Tempo de máximo [s]	1,00	1,00
Tempo de Mínimo [s]	0,66	0,67

Fonte – Próprio autor

As diferenças encontradas neste estudo, nos ângulos do punho corroboram os achados (WEI et al., 2003), que objetivaram investigar a diferença cinemática do punho em várias

posições de assento na cadeira de rodas. Os resultados indicaram que a mudança na altura do assento também foi observada como o principal fator que afeta o comportamento cinemático do punho. A posição mais alta do assento causou aumento do ângulo de flexão do punho, enquanto a posição mais baixa causou aumento significativo na ADM de flexão/extensão do punho. Outra observação interessante, relatada pelos pesquisadores, foi que a posição mais baixa do assento forçou o punho a ser constantemente mantido na posição de extensão. Embora os voluntários deste estudo tenham utilizado suas próprias cadeiras de rodas foi possível verificar que, apesar de não haver nenhuma alteração na altura do assento, os voluntários apresentaram uma envergadura média de 174, 2 cm com um desvio padrão de 8,9 cm. A variabilidade entre esse aspecto antropométrico pode ser considerada um fator interveniente para as alterações nos ângulos de punho durante a retomada (Figura 25 e Tabela 11).

Figura 25 - Ângulos de rotação do punho durante a retomada.



Fonte – Próprio autor

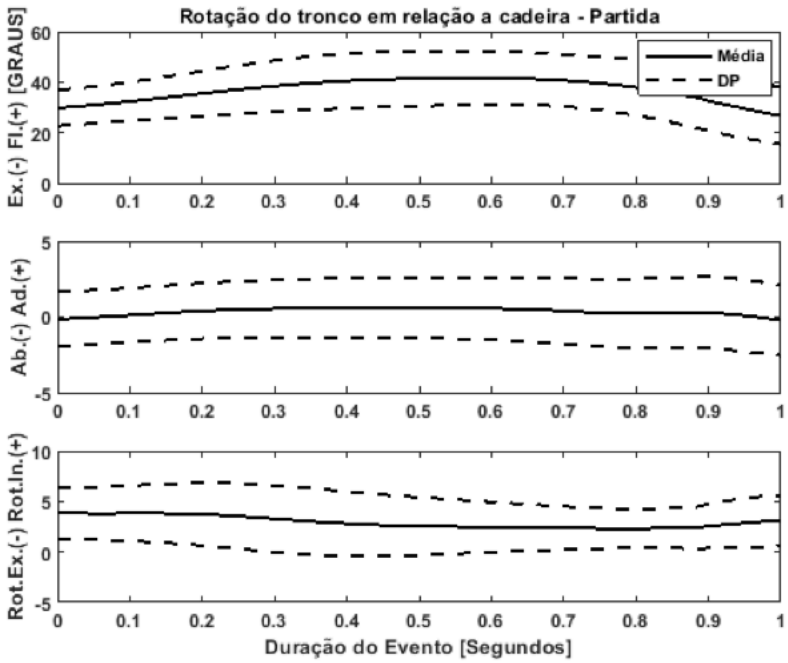
Tabela 11 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do punho nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

	PUNHO DIREITO		PUNHO ESQUERDO	
RETOMADA	X Flexão/Extensão	Y Abdução/Adução	X Flexão/Extensão	Y Abdução/Adução
Máximo [°]	40,19	29,21	51,98	30,94
Mínimo [°]	2,60	-6,08	14,89	-9,36
Amplitude [°]	37,58	35,30	37,09	40,30
Tempo de máximo [s]	0,34	0,94	0,35	0,90
Tempo de Mínimo [s]	0,91	0,27	0,92	0,29

Fonte – Próprio autor

A análise da movimentação do tronco em relação à cadeira revelou a maior diferença entre a partida (Figura 26 e Tabela 12) e a retomada (Figura 27 e Tabela 13), com a amplitude média aumentando em mais de 100%. Os dados apresentados neste estudo corroboram os resultados apresentados por (SYMONDS et al., 2018), que investigou as principais diferenças relacionadas à experiência na biomecânica de propulsão manual de cadeira de rodas. Sete voluntários considerados especialistas e seis novatos (não usuários de cadeira de rodas) propulsionaram uma cadeira de rodas manual sobre o nível do solo, uma inclinação transversal de 2,5% e uma inclinação de 6,5% (7,2 m de comprimento) e 12% de inclinação (1,5 m de comprimento). Dentre outras variáveis, a cinemática do tronco e do ombro foram medidas. Os autores concluíram que nível de experiência foi significativo na interação com a tarefa para alteração no ângulo de flexão do tronco. Durante as duas tarefas de inclinação, o grupo de voluntários experientes demonstrou uma mudança significativamente maior no ângulo de flexão do tronco em comparação com o grupo iniciante. Fato que converge os a amostra participante deste estudo, onde a média de tempo de uso da cadeira de rodas é de 15,9 anos (± 7,0 anos). Somando-se a isso, todos os voluntários são ativos fisicamente e estão ou estiveram envolvidos em práticas esportivas.

Figura 26 - Ângulos de rotação do tronco durante a partida.



Fonte – Próprio autor

Tabela 12 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento do tronco em nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

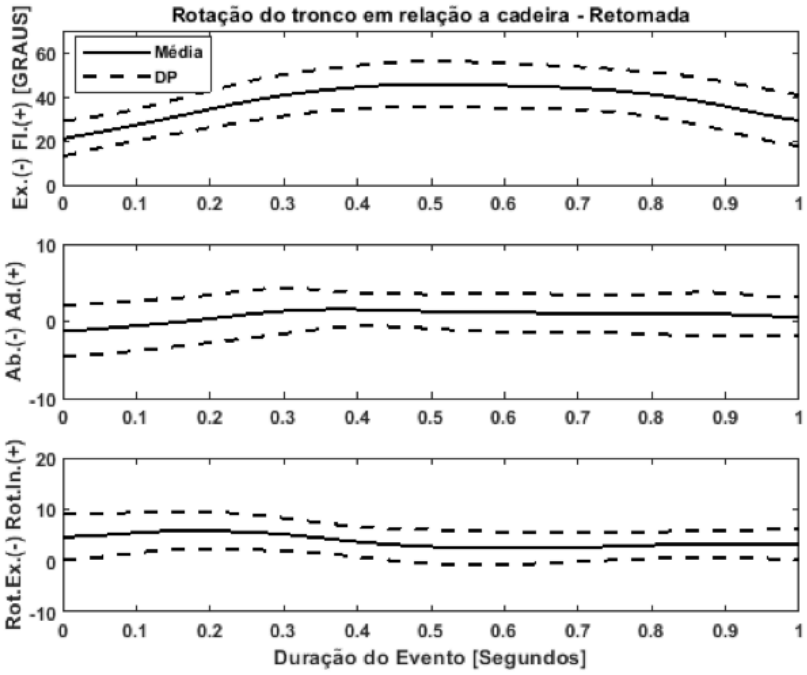
	TRONCO		
PARTIDA	X Flexão/Extensão	Y Abdução/Adução	Z Rotação Inter/Exter
Máximo [°]	41,63	0,62	3,83
Mínimo [°]	26,65	-0,22	2,32
Amplitude [°]	14,98	0,84	1,50
Tempo de máximo	0,56	0,46	0,00
Tempo de Mínimo [	1,00	1,00	0,78

Fonte – Próprio autor

Segundo Vanlandewijck (1994) não existe estudo biomecânico especificamente direcionado para o papel do tronco na propulsão da cadeira de rodas. Contudo, o movimento do tronco pode ser o mais importante mecanismo gerador de força na condução da cadeira de rodas principalmente, em condições que evitaria a fadiga, tais como na aceleração rápida partindo da posição de repouso, ou aceleração rápida a curta distância.

A participação efetiva do tronco como componente propulsor também pode ser evidenciada no estudo que comparou a flexão do tronco com diferentes graus de inclinação, onde aclives foram de 2,7° a 3,6° e 3,6° a 4,8°. Em um aspecto geral, a flexão do tronco aumentou à medida que a inclinação se tornou mais maior (GAGNON et al., 2015).

Figura 27 - Ângulos de rotação do tronco durante a retomada.



Fonte – Próprio autor

Tabela 13 - Tabela descritiva dos valores de amplitude de movimento no tronco nos três graus de liberdade com os valores máximos e mínimos alcançados e o instante em que ocorreram.

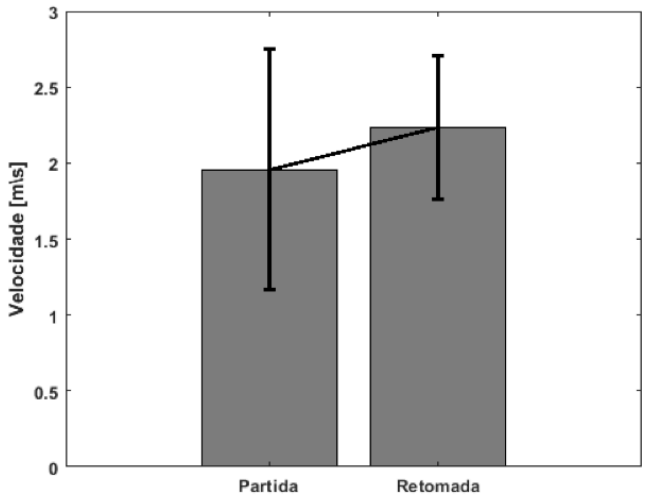
	TRONCO		
RETOMADA	X Flexão/Extensão	Y Abdução/Adução	Z Rotação Inter/Exter
Máximo [°]	45,70	1,55	5,79
Mínimo [°]	20,90	-1,30	2,39
Amplitude [°]	24,79	2,85	3,39
Tempo de máximo	0,50	0,38	0,17
Tempo de Mínimo [	0,00	0,00	0,60

Fonte – Próprio autor

Além das variações angulares percebidas entre a propulsão na partida e na retomada, outra varável que deve ser destacada é a velocidade de deslocamento do tronco. Quando comparada a velocidade o tronco nas duas situações, foi possível identificar uma diferença significativa (p=0,000) (Figura 28). Em estudo que analisou a velocidade e direção do tronco em atletas de basquete de cadeira de rodas, um dos principais resultados encontrados, mostrou que quanto mais rápida a tarefa, mais rápido o atleta de basquete em cadeira de rodas movia o tronco. Possivelmente, os atletas em cadeira de rodas foram capazes de aumentar sua velocidade de movimento à medida que a tarefa se tornou mais rápida, a fim de executá-la corretamente (SANTOS et al., 2014). Este estudo corrobora as características desta amostra,

visto que todos já tiveram contato com a prática esportiva (BONINGER et al., 2002; QI et al., 2012).

Figura 28 - Análise comparativa entre as velocidades de deslocamento do tronco durante a partida e a retomada.



Fonte – Próprio autor

4.2 Atividade eletromiográfica dos membros superiores durante a propulsão inicial nas situações de partida e retomada

Os valores de RMS para os músculos avaliados apresentaram diferença significativa apenas para o deltóide posterior direito e esquerdo, quando comparados entre a partida e a retomada (p=0,000) e os feixes claviculares do peitoral maior também quando comparados na propulsão de partida e retomada (p=0,006) (Tabela 14). Tarefas que demandam maiores esforços, como trajetórias inclinadas ou com maiores velocidades empregadas normalmente são dominadas pelas atividades eletromiográficas do deltoide anterior, peitoral maior de bíceps braquial (QI et al., 2013). Apesar dos músculos deltóide anterior e bíceps terem apresentado valores maiores na retomada, este estudo não encontrou diferença estatística entre as duas situações. Um fato que pode ser creditado à diferença encontrada para o músculo deltóide posterior está no posicionamento inicial das mãos no aro, momentos antes da propulsão de partida.

No estudo da biomecânica da propulsão em cadeira de rodas durante a fadiga, Rodgers et al. (1994) também encontraram uma ativação significativa do deltóide posterior durante a

extensão do ombro, ao final da fase de propulsão. A ativação do deltóide posterior também pode ser justificada pela maior permanência da mão no aro de propulsão durante a retomada.

Estudos anteriores comparando indivíduos experientes com inexperientes durante a propulsão de cadeira de rodas em situações de mudança de inclinação, apenas o músculo deltoide anterior teve uma atividade significativamente maior. Esse fato nos ajuda a compreender que embora haja um aumento da demanda de atividade muscular, essa exigência não será suficiente maior a ponto de fornecerem diferenças significativas. Não podemos deixar de considerar a alta variabilidade do RMS encontrado tanto para a partida quanto para a retomada. Claramente essa variabilidade dos dados relaciona-se à diversidade de equipamento utilizado pelos voluntários com as cadeiras pesando entre 8 e 22 kg.

Tabela 14 - Tabela descritiva dos valores médios e desvio padrão para RMS e Frequência Mediana nas situações de partida e retomada.

Músculo	PARTIDA		RETOMADA	
	RMS (μV)	F_{med} (Hz)	RMS (μV)	F_{med} (Hz)
DAD	148,21 ± 48,71	92,91 ± 19,48	166,00 ±79,26	90,77 ±23,94
DAE	135,57 ± 50,11	82,50 ± 31,05	149,90 ± 83,28	111,84 ± 44,23
DPD	43,81 ± 19,92*	66,20 ± 11,64	75,91 ± 19,33*	63,94 ± 13,01
DPE	30,35 ± 18,84*	52,41 ± 9,34	82,36 ± 25,20*	61,78 ± 12,03
BBD	94,84 ± 27,60	78,49 ± 13,23	108,76 ± 45,28	78,11 ± 13,06
BBE	89,81 ± 40,84	62,06 ± 9,04	124,65 ± 63,40	63,82 ± 10,43
TBD	43,60 ±17,69	75,85 ± 26,17	58,01 ± 29,44	81,62 ± 25,77
TBE	82,93 ± 32,84	85,13 ± 16,41	107,75 ± 45,23	78,74 ± 18,05
PCD	59,50 ± 23,21	71,72 ± 24,28	65,73 ± 36,97	65,78 ± 21,70
PCE	64,32 ± 27,86*	76,98 ± 35,57	88,66 ± 33,11*	72,06 ± 49,93

DAD = Deltóide anterior direito; DAE = Deltóide anterior esquerdo; DPD = Deltóide posterior direito; DPE = Deltóide posterior esquerdo; BBD = Bíceps Braquial Direito; BBE = Bíceps Braquial Esquerdo; TBD = Tríceps braquial direito; TBE = Tríceps Braquial esquerdo; PCD = Peitoral maior feixe clavicular direito; PCE = Peitoral maior feixe clavicular esquerdo.
Nota: *$p<0,05$.
Fonte – Próprio autor.

4.3 Análise comparativa de variáveis cinéticas durante a propulsão inicial nas situações de partida e retomada utilizando uma plataforma de força

Com o uso da dinamometria, que engloba todos os tipos de medidas de força e ainda a distribuição da pressão, é possível interpretar as respostas de comportamento dinâmico do movimento humano, além de entender como a força de interação entre o corpo e o meio ambiente é distribuída.

Com o uso das plataformas de força, é possível quantificar a variação dinâmica da força de reação do solo, durante a fase de contato entre chão e a cadeira de rodas, e a fase onde ocorre a transferência destas forças externas para o corpo, determinando alterações nas condições do movimento. A interpretação, das componentes ortogonais desta força, permite o entendimento das condições do movimento estudado, que respondem por funções de transferência de forças às estruturas do aparelho locomotor, técnicas de estabilidade do apoio, ou ainda alterações no padrão técnico permitindo identificar disfunções no comportamento motor (NIGG; HERZOG, 1994).

Diferentes estudos encontrados na literatura usam essa metodologia para analisar a propulsão da cadeira de rodas, durante atividades cotidianas e esportivas, de sujeitos com a lesão medular (RODGERS et al., 1994).

Quando comparadas a propulsão durante a partida com a propulsão na retomada em ambas situações encontramos diferenças significativas (Tabela 15). Os valores aumentados para força descrita no sentido antero-posterior podem ser explicados pelo deslizamento das rodas sobre as plataformas, visto que, na retomada os voluntários se posicionavam sobre as plataformas depois de um curto deslocamento. Cabe ressaltar que uma limitação da análise das forças, utilizando as plataformas, foi a diferenças entre as cadeiras de rodas utilizadas pelos participantes. Elas possuíam comprimentos e larguras diferentes, o que, em alguns momentos impossibilitava a aquisição precisa das variáveis de força.

Tabela 15 - Tabela descritiva dos valores de RMS e Frequência mediana para partida e retomada.

	PARTIDA		RETOMADA	
	Plate 1	Plate 2	Plate 1	Plate 2
Força $_x$ [N]	-19,14 ± 10,21	21,30 ± 11,73	-25,32 ± 16,54	26,87 ± 14,84*
Força $_y$ [N]	42,86 ± 28,29	39,36 ± 30,20	52,39 ± 37,31	51,82 ± 36,70*
Força $_z$ [N]	-385,84 ± 91,38	-397,61 ± 89,40	-353,10 ± 60,67	-342,99 ± 71,20*

Fonte – Próprio autor. Nota: *p<0,05.

5 CONCLUSÕES

Os resultados apresentados no presente estudo mostram que a propulsão inicial gerada após uma frenagem promove alterações biomecânicas no tronco e membros superiores dos usuários de cadeiras de rodas. As alterações biomecânicas ocorrem não apenas na relação de uma propulsão inicial de partida com a propulsão na retomada, mas promove mudanças consideráveis entre os lados direito e esquerdo do usuário.

A análise cinemática e eletromiográfica utilizada para avaliar as duas condições de propulsão inicial, simultaneamente nos lados direito e esquerdo, juntamente com o tronco, permitiu uma análise mais detalhada de um movimento que, muitas vezes na literatura, é considerado simétrico. A diferença encontrada entre as duas condições propostas neste estudo fornece informações essenciais para o entendimento da dinâmica do movimento e possíveis estratégias adotadas pelos sujeitos com diferentes níveis de lesão.

Deve-se considerar as limitações encontradas para a realização deste estudo. Primeiro, a investigação incluiu um tamanho de amostra relativamente pequeno. Os problemas de acessibilidade e deslocamento urbano ainda é um grande desafio para os usuários de cadeiras de rodas. Aproximadamente seis indivíduos que foram convidados a fazer parte dessa amostra, se recusaram por motivos de dificuldade de deslocamento. No entanto, foi possível encontrar resultados importantes.

Concluímos que o presente estudo contemplou o objetivo proposto e ainda viabiliza estudos futuros com a mesma população. Pretende-se expandir o número da amostra de sujeitos e continuar as análises buscando o entendimento dos padrões de movimento dos usuários de cadeiras de rodas em condições cada vez mais similares às encontradas nas atividades de vida diária deste público.

REFERÊNCIAS

AKBAR, M. et al. Prevalence of carpal tunnel syndrome and wrist osteoarthritis in long-term paraplegic patients compared with controls. **Journal of Hand Surgery (European Volume)**, v. 39, n. 2, p. 132–138, 2014.

AMBROSIO, F. et al. Biomechanics and strength of manual wheelchair users. T**he Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 28, n. 5, p. 407–414, 2005.

ARNET, U. et al. Force application during handcycling and handrim wheelchair propulsion: An initial comparison. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 687–695, 2013.

BONINGER, M. L. et al. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 5, p. 608–613, 2000.

BONINGER, M. L. et al. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 5, p. 718–723, 2002.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo demográfico. Disponível em <www.ibge.gov.br>. Acesso em: 10 set. 2019.

CHAVES, E. S. et al. Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 11, p. 1854–1858, 2004.

DE GROOT, S. et al. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 34, n. 5, p. 756–766, 2002.

DE GROOT, S. et al. Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists**, v. 82, n. 7, p. 504–510, 2003.

DESROCHES, G. et al. (2010). Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 4, p. 299–306, 2010.

GAGNON, D. et al. Trunk and shoulder kinematic and kinetic and electromyographic adaptations to slope increase during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users with a spinal cord injury. **BioMed Research International,** v. 2015, p. 1–15, 2015.

GOOSEY, V. L. Symmetry of the elbow kinematics during racing wheelchair propulsion. **Ergonomics**, v. 41, n. 12, p. 1810–1820, 1998.

HURD, W. J. et al. Biomechanic evaluation of epper-extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 10, p. 1996–2002, 2018.

HWANG, S. et al. Manual wheelchair propulsion torque and power outputs in different skill groups. **Journal of Biomechanical Science and Engineering,** v. 7, n. 4, p. 349–357, 2012.

KIM, D. K. et al. Electrophysiologic and ultrasonographic assessment of carpal tunnel syndrome in wheelchair basketball athletes. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v. 41, n. 1, p. 58–65, 2017.

KOONTZ, A. M. et al. Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 39, n. 6, p. 635–649, 2002.

MCCASLAND, L. D. et al. Shoulder pain in the traumatically injured spinal cord patient. **Journal of Clinical Rheumatology**, v. 12, n. 4, p. 179–186, 2006.

MERCER, J. L. et al. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 8, 781–789, 2006.

MULROY, S. J. et al. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 2, p. 187–193, 1996.

QI, L. et al. Effect of velocity on shoulder muscle recruitment patterns during wheelchair propulsion in nondisabled individuals: pilot study. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 49, n. 10, p. 1527–1536, 2012.

QI, L. et al. Coordination patterns of shoulder muscles during level-ground and incline wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development,** v. 50, p. 651–662, 2013.

RAO, S. S. et al. Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 4, n. 3, p. 152–160, 1996.

RODGERS, M. M. et al. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 1, p. 85–93, 1994.

RODGERS, M. M. et al. Influence of trunk-flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 37, n. 3, p. 283–295, 2000.

SAGAWA JÚNIOR, Y. et al. Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura. **Fisioterapia em Movimento**, v. 25, n. 1, p. 185–194, 2012.

SALISBURY, S. K.; NITZ, J.; SOUVLIS, T. Shoulder pain following tetraplegia: a follow-up study 2–4 years after injury. **Spinal Cord,** v. 44, n. 12, p. 723–728, 2006.

SANDERSON, D. J.; SOMMER, H. J. Kinematic features of wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics**, v. 18, n. 6, p. 423–429, 1985.

SENK, M.; CHÈZE, L. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 1, p. 3–8, 2006.

SHELDON S.; JACOBS N. A. (Eds). **Consensus conference on wheelchairs for developing countries**. Copenhagen: International Society for Prosthetics and Orthotics, 2007.

SHIMADA, S. D. et al. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 35, n. 2, p. 210–218, 1998.

SLAVENS, B. A. et al. A comparison of glenohumeral joint kinematics and muscle activation during standard and geared manual wheelchair mobility. **Medical Engineering & Physics**, v. 70, p. 1–8, 2019.

SOLTAU, S. L. et al. An investigation of bilateral symmetry during manual wheelchair propulsion. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology** , v. 3, n. 86, p. 1–6, 2015.

SYMONDS, A. et al. A systematic review: the influence of real time feedback on wheelchair propulsion biomechanics. **Disability and Rehabilitation:** Assistive Technology, v. 13, n. 1, p. 47–53, 2018.

TRIGNO™ AVANTI PLATFORM. **Delsys**. 2019. Disponível em: https://www.delsys.com/trigno/. Acesso em: 12 nov. 2019.

VEGTER, R. J. K. et al. Initial skill acquisition of handrim wheelchair propulsion: A new perspective. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 22, n. 1, p. 104–113, 2014.

WEI, S. et al. Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 6, p. 46–52, 2003.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Concept Note. **World Report on Disability and Rehabilitation**. Geneva, 2008.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 981–992, 2005.

ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Universidade Federal de São Carlos
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Departamento de Educação Física e Motricidade Humana

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar como voluntário da pesquisa "Análise biomecânica da fase inicial da propulsão em cadeira de rodas manual".

Neste estudo pretendemos investigar e identificar o padrão de movimento dos segmentos corporais cabeça, tronco, braço e antebraço durante a fase de impulsão inicial da autopropulsão de cadeiras de rodas para colocação da mesma em movimento a partir do repouso, por meio da cinemetria, cinética e eletromiografia.

O motivo que nos leva a estudar esse assunto é a necessidade de conhecer o comportamento das variáveis cinemáticas (posição, velocidade e aceleração) dos segmentos corporais, bem como a atividade elétrica dos músculos envolvidos na fase inicial da autopropulsão. Participarão deste estudo somente homens usuários de cadeiras de rodas manuais, capazes de realizarem sua própria propulsão na cadeira de rodas. Este projeto também está vinculado ao grupo de pesquisa Biomecânica do Movimento Humano/UFSCar/CNPq e ao Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde - UFSCar.

Os participantes da pesquisa não devem apresentar histórico de lesão/disfunção articular persistente e/ou trauma musculoesquelético associado aos membros superiores (incluindo tronco e ombro) no período de realização dos testes de autopropulsão da cadeira de rodas. Participarão do estudo todos que satisfizerem os requisitos acima, independentemente da etiologia e do tempo da deficiência.

Os resultados obtidos a partir dessas avaliações poderão contribuir para a melhor compreensão das características de movimentos de cada segmento e articulação, bem como dos níveis de ativação neuromuscular decorrentes da fase de impulsão inicial para colocação da cadeira de rodas em movimento a partir do repouso.

Para este estudo adotaremos o(s) seguinte(s) procedimento(s):

Serão mensuradas as seguintes variáveis antropométricas: peso, altura, altura tronco-cefálica, envergadura e comprimentos do braço. O manuseio dos equipamentos para essas medidas (estadiômetro, balança, e fita antropométrica) ficará sob a responsabilidade do pesquisador e/ou do aluno de pós-graduação devidamente treinado. As avaliações serão realizadas nas dependências dos laboratórios dos departamentos de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos e Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto - USP.

Você executará trinta tentativas de propulsão utilizando a própria cadeira de rodas manual, sendo dez delas, partindo do repouso, onde a cadeira ficará posicionada sobre duas plataformas de força, dez tentativas com a cadeira em descolamento e sendo freada sobre as duas plataformas de força e as últimas dez tentativas onde o participante, com a cadeira em descolamento, executa a freada sobre as duas plataformas e logo em seguida propulsiona novamente a cadeira de rodas. Uma vez na posição correta, você executará as tarefas, com orientações verbais por parte do examinador.

A atividade elétrica muscular será registrada juntamente com o registro da força. Anteriormente ao inicio de cada avaliação será permitido que você se familiarize com o equipamento e com o protocolo requerido. Anteriormente a cada avaliação haverá a preparação da pele, na região onde o eletrodo será posicionado, com raspagem dos pelos e limpeza da área com álcool a 70%. Em seguida os eletrodos serão posicionados sobre os seguintes músculos do braço e antebraço direito e esquerdo: deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), peitoral maior (PM), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB). Os eletrodos serão fixados com tiras esparadrapo, para evitar seu deslocamento durante a realização dos procedimentos.

A posição da mão no arco de roda não será pré-definida, sendo respeitada a posição na qual você se sentir confortável, conforme sua experiência na condução da cadeira de rodas, desde que possa exercer a realização do impulso inicial. Esses movimentos de propulsão serão executados numa área devidamente instrumentada com filmadoras as quais registrarão a posição, velocidade e aceleração de cada seguimento corporal. Para que as câmeras possam registrar essas variáveis cinemáticas, você receberá alguns marcadores (esferas de EVA) os quais serão devidamente fixados nas seguintes proeminências ósseas de interesse a fim de definirmos os principais segmentos corporais.

Para participar deste estudo você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Você será esclarecido sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendida pelo pesquisador. O pesquisador irá tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Você não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Este estudo apresenta risco mínimo, estando o participante da pesquisa sujeito a instabilidade sobre a cadeira durante o deslocamento até o ambiente de pesquisa, resultando em desequilíbrios ou quedas, desconforto muscular ou pequena dor muscular tardia promovida pelo número de repetições a serem realizadas. Apesar disso, você tem assegurado o direito a ressarcimento ou indenização no caso de quaisquer danos eventualmente produzidos pela pesquisa. Se aceitar participar, estará contribuindo de forma significativa para o entendimento do comportamento muscular e articular de tronco e membros superiores de usuários de cadeiras de rodas manuais, propiciando futuramente, a elaboração de estratégias e orientações para o movimento que aumentem a eficiência da propulsão e reduzindo a grande incidência de lesões. Com isso, todos os usuários de cadeiras de rodas manuais se beneficiarão dos resultados dessa pesquisa. Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Os dados e instrumentos utilizados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 anos, e após esse término serão destruídos. Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável e a outra será fornecida a você.

Eu, _____, portador do Documento de Identidade _____, fui informado dos objetivos do presente estudo de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de participar se assim o desejar.

Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas. Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado polo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Telefone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

_____ , _____ de _____ de 20___.

_____ Assinatura do participante

_____ Assinatura do pesquisador

Em caso de dúvidas com respeito aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar, além do Comitê de ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar:
Pesquisador Responsável: José Marques Novo Júnior
Endereço: Av. José Gonçalves Carneiro, 520 – Santa Mônica – São Carlos – SP
Cep: 13561-220
Telefone: (16) 8117-5184
e-mail: marques.novojr@ufscar.br

Pesquisador: Renato de Souza Lima Júnior
Endereço: Rua Sete de Setembro, 2390 ap. 01 – Centro – São Carlos – SP
Cep: 13560-181
Telefone: (32) 98848-1359
e-mail: renatosljf@gmail.com