

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE FISIOTERAPIA
MESTRADO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FÍSICO-
FUNCIONAL**

Jéssica Cordeiro Fonseca

Aplicações do software *Opensim* na modelagem biomecânica de membros superiores: uma revisão de escopo

Juiz de Fora

2023

Jéssica Cordeiro Fonseca

Aplicações do software *Opensim* na modelagem biomecânica de membros superiores: uma revisão de escopo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico funcional, da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico funcional.

Orientador: Prof. Dr. Diogo Simões Fonseca

Coorientadores: Prof. Dr. Felipe Costa Alvim

Prof. Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia

Juiz de Fora

2023

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Cordeiro Fonseca, Jéssica.

Aplicações do software Opensim na modelagem biomecânica de membros superiores: uma revisão de escopo / Jéssica Cordeiro Fonseca. -- 2023.

94 f. : il.

Orientador: Diogo Simões Fonseca

Coorientadores: Felipe Costa Alvim, Marco Antonio Cavalcanti Garcia

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Fisioterapia. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional, 2023.

1. Membro superior. 2. OpenSim. 3. análise biomecânica. 4. modelos musculoesqueléticos. I. Simões Fonseca, Diogo , orient. II. Costa Alvim, Felipe, coorient. III. Cavalcanti Garcia, Marco Antonio , coorient. IV. Título.

Jéssica Cordeiro Fonseca

Aplicações do software *Opensim* na modelagem biomecânica de membros superiores: uma revisão de escopo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico funcional, da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico funcional.

Aprovada em 21 de dezembro de 2023.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Diogo Simões Fonseca - Orientador
Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF)

Prof.^a Dr.^a Flávia de Souza Bastos
Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF)

Prof.^a Dr.^a Sara Del Vecchio

Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais (IF Sudeste MG)

Dedico este trabalho à minha família,
que sempre me apoia, auxilia e
verdadeiramente estão ao meu lado,
compartilhando os meus sonhos e
objetivos.

AGRADECIMENTO

Agradeço sinceramente a todos que contribuíram para a realização deste trabalho e para a conclusão bem-sucedida desta tese de mestrado.

Primeiramente, agradeço a Deus por ter me dado força e saúde para superar todas as dificuldades, o que me permitiu alcançar esta etapa tão importante da minha trajetória.

Minha sincera gratidão ao meu orientador, Diogo Simões Fonseca, pela orientação sábia, paciência e apoio constante ao longo deste processo. Suas valiosas sugestões e incentivos foram fundamentais para a qualidade deste trabalho.

Agradeço também a minha família e amigos, cujo apoio incondicional foi essencial para superar os desafios e manter o foco durante este período. Aos meus pais, Haroldo e Weruska, pelo apoio e incentivo ao longo de toda minha vida, que serviram de alicerce para as minhas realizações, e à minha irmã Júlia, que nunca mediu esforços para me ajudar durante essa caminhada. Ao meu noivo, Marcos, pelas palavras de conforto e incentivo quando mais precisei. Aos meus avós, em especial Haroldo e Marlene, que foram capazes de seguir a carreira acadêmica com tanta maestria e nos quais me inspiro até hoje para trilhar meu caminho profissional, baseado em ética e sabedoria, e Pedro, por estar sempre presente em todos os momentos, fornecendo-me todas as oportunidades possíveis para que eu cresça dentro da minha profissão. Enfim, agradeço à minha avó Sônia e a todos os outros familiares que indiretamente me ajudaram em todas as etapas da minha vida.

Por fim, agradeço à instituição, Universidade Federal de Juiz de Fora, pela oportunidade de realizar este mestrado e pelo suporte oferecido ao longo dessa jornada acadêmica.

Cada um de vocês desempenhou um papel fundamental, e estou profundamente grato por fazerem parte desta conquista.

Muito obrigada.

RESUMO

Os modelos musculoesqueléticos do ombro são essenciais na pesquisa biomecânica, oferecendo *insights* valiosos sobre as complexidades da mecânica da articulação do ombro, funções musculares, análise de movimento e possíveis intervenções. Dessa forma, foi realizada uma revisão de literatura para explorar a utilização de modelos computacionais de membros superiores no contexto do software *OpenSim*. A revisão resume avanços na modelagem do ombro e avalia a aplicabilidade clínica, incluindo tamanho da amostra, dados experimentais e análises baseadas no *OpenSim*. A busca na literatura abrangeu as seguintes bases de dados: PubMed, Biblioteca Virtual em Saúde (BVS), Web of Science, Scopus e o site do *OpenSim*, enfatizando estudos dedicados a modelos de membros superiores para análise do complexo da articulação do ombro dentro do *OpenSim*, sem restrições de idioma ou data de publicação. Editoriais, artigos de opinião, documentos de seminários, resumos de conferências e trabalhos incompletos foram excluídos da análise. O processo de triagem envolveu várias etapas, incluindo a remoção de duplicatas por um revisor e avaliação independente por dois revisores com base em critérios predefinidos. Discrepâncias foram resolvidas por meio de discussão, com a consulta a um terceiro revisor quando necessário para alcançar consenso. Dos 1.056 artigos identificados inicialmente, 77 estudos foram incluídos na revisão. No entanto, vários estudos carecem de clareza em relação às suas análises e fluxos de trabalho, dificultando a compreensão e replicação dos resultados. Alguns estudos possuem uma amostra limitada, chegando a zero, confiando em dados de entrada teóricos e comprometendo a confiabilidade das simulações. A inclusão de dados experimentais aprimora a simulação, transformando modelos genéricos em personalizados e facilitando a validação do mesmo por meio de comparações entre medições experimentais e resultados da simulação.

Palavras-chave: Membro superior, *OpenSim*, modelos musculoesqueléticos, cinemática, dados experimentais, análise biomecânica.

ABSTRACT

Shoulder musculoskeletal models are essential in biomechanical research, offering valuable insights into the complexities of shoulder joint mechanics, muscle functions, movement analysis, and potential interventions. Therefore, a literature review was conducted to explore the utilization of upper limb computational models within the OpenSim software framework. It summarizes shoulder modeling advancements and assesses clinical applicability, including sample size, experimental data, and OpenSim-based analyses. The literature search covered the following databases: PubMed, Biblioteca Virtual em Saúde (BVS), Web of Science, Scopus, and the OpenSim website, emphasizing studies dedicated to upper limb models for shoulder joint complex analysis within OpenSim with no language or publication date restrictions. Editorials, opinion articles, seminar documents, conference abstracts, and incomplete papers were excluded from the analysis. The screening process involved several stages, including duplicate removal by one reviewer and independent assessment by two reviewers based on predefined criteria. Discrepancies were resolved through discussion, with a third reviewer consulted when necessary to achieve consensus. Out of the initial 1,056 articles identified, 77 studies were included for review. However, several studies lack clarity regarding their analyses and workflows, hindering result comprehension and replication. Some studies have limited participant counts, even reaching zero, relying on theoretical inputs, potentially compromising physiological accuracy. The inclusion of experimental data enhances simulation accuracy, transforming generic models into personalized ones and facilitating model validation through comparisons of experimental measurements with simulation outcomes.

Keywords: Upper-extremity, OpenSim, musculoskeletal-models, kinematics, experimental-data, biomechanical-analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 OBJETIVOS	11
2.1 OBJETIVO GERAL.....	11
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	11
3 MÉTODOS	12
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	14
5 CONCLUSÃO	35
REFERÊNCIAS	37
APÊNDICE A - Descrição e detalhamento de modelos de membros superiores	47
APÊNDICE B - Associação entre os modelos utilizados em cada estudo e seus principais objetivos	58
APÊNDICE C – Ferramentas e análises do OpenSim	63

1 INTRODUÇÃO

A compreensão das forças internas no complexo do ombro é essencial para a análise do controle do movimento humano e a prevenção e tratamento de distúrbios musculoesqueléticos (BOLSTERLEE et al., 2013). As relações de estabilidade e biomecânica dos músculos do complexo do ombro foram investigadas em estudos com cadáveres (LEE et al 2000; ACKLAND e PANDY, 2009) e em pesquisas com eletromiografia de superfície (BOETTCHER et al., 2010; WATTANAPRAKORNKUL et al., 2011), mas essas abordagens têm limitações para aplicação *in vivo* e não permitem a análise da variação na estabilidade durante o movimento. Em contrapartida, a modelagem computacional oferece uma estratégia viável para essa avaliação, permitindo a estimativa das cargas nos componentes músculo-tendíneos e articulares durante o movimento, algo impraticável de medir diretamente de forma não invasiva (DELP et al., 2007; FAVRE et al., 2009).

Essas ferramentas são cruciais para se calcular a força de compressão articular e a força por unidade muscular, especialmente no estudo do complexo do ombro, pois estão diretamente ligadas à estabilidade articular e à qualidade do movimento (VEEGER e VAN DER HELM, 2007). Além disso, modelos musculoesqueléticos do ombro são valiosos para orientar técnicas de tratamento, como reabilitação, cirurgia e *design* de implantes, bem como estratégias para prevenir doenças e melhorar o desempenho ou a função (STEENBRINK et al., 2009; DELP et al., 2007; SETH et al., 2018).

Essas abordagens ganham ainda mais relevância considerando a prevalência global de dor no ombro e doenças associadas. No Reino Unido, por exemplo, a dor no ombro é uma das queixas mais frequentes em clínicas de traumatologia-ortopedia (URWIN et al., 2022), representando a terceira principal queixa da população na Noruega (KINGE et al., 2015) e incidindo em 55,6% dos participantes de um estudo sobre dores musculoesqueléticas no Japão (IIZUKA et al., 2015). No Brasil, um estudo analisou 7.298 prontuários de consultas na atenção primária, dos quais 1.087 eram devido a dores musculoesqueléticas, sendo 9,2% delas relacionadas à região do ombro (FAYÃO, 2019).

A diversidade de modelos disponíveis atualmente requer uma análise criteriosa para identificar aqueles que melhor atendem às necessidades específicas de

diferentes áreas de estudo, como biomecânica, reabilitação e design de dispositivos médicos. Ao compreender a aplicabilidade clínica e científica desses modelos, é possível direcionar pesquisas para áreas específicas, otimizando seu uso em estudos de reabilitação, prevenção de lesões e avanços em dispositivos ortopédicos. A identificação de lacunas e desafios em modelos existentes orienta futuras pesquisas, incentivando o desenvolvimento de abordagens mais avançadas e eficazes (DAO, 2016).

A constante evolução tecnológica e metodológica destaca a importância de uma revisão contínua, garantindo que os modelos musculoesqueléticos estejam alinhados com as descobertas científicas mais recentes. Isso contribui para o avanço da compreensão da biomecânica dos membros superiores e promove práticas de pesquisa sólidas, aprimorando a tomada de decisão clínica e os resultados terapêuticos.

Considerando todas essas necessidades, o *OpenSim*, *software* de código aberto para modelagem desenvolvido em 2007 pelo Centro Nacional de Simulação em Pesquisa de Reabilitação (NCSRR) da Universidade de Stanford, emerge como uma ferramenta eficaz (DELP et al., 2007). Este software facilita simulações e análises biomecânicas, abrangendo desde a dinâmica da marcha até procedimentos cirúrgicos, análise de cargas articulares e musculares, projeto de dispositivos médicos e simulação do movimento humano e animal (SETH et al., 2018). (SETH et al., 2018).

Dessa forma, foi realizada uma revisão bibliográfica detalhada sobre o uso de modelos computacionais de membros superiores no OpenSim. O objetivo foi apresentar o estado atual da pesquisa nessa área, destacando os modelos mais utilizados, os contextos em que se destacam e as características que definem sua aplicabilidade. A literatura foi examinada para analisar os tipos de dados experimentais empregados, os objetivos dos estudos em que são incorporados e as análises realizadas no OpenSim. Essa revisão visa oferecer uma compreensão aprofundada para orientar a escolha do modelo musculoesquelético mais adequado, levando em consideração as exigências específicas de uma pesquisa ou simulação, com base em critérios fundamentais como a disponibilidade de dados e a validação do modelo

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Realizar uma revisão da literatura sobre o uso de modelos computacionais de membros superiores no software *OpenSim*, com o intuito de apresentar o panorama atual da pesquisa nessa área.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar os modelos mais comuns;
- Analisar os contextos de destaque em estudos;
- Definir as características que influenciam a aplicabilidade desses modelos;
- Investigar os tipos de dados experimentais utilizados;
- Analisar os objetivos específicos nos estudos que incorporam esses modelos;
- Avaliar as análises realizadas no *OpenSim* em relação aos modelos musculoesqueléticos;
- Oferecer uma compreensão aprofundada para orientar a escolha do modelo mais adequado, considerando critérios essenciais como a disponibilidade de dados e a validação do modelo.

3 MÉTODOS

A etapa inicial da revisão envolveu a definição da questão central da pesquisa: O uso do software *OpenSim* para modelagem biomecânica dos membros superiores. Em seguida, foram definidos critérios de inclusão para selecionar estudos que se concentrassem exclusivamente em modelos de membros superiores para a análise do complexo da articulação do ombro utilizando o software *OpenSim*. Estudos como editoriais, artigos de opinião, documentos de seminários, resumos de conferências e artigos incompletos foram excluídos. Restrições de idioma ou data de publicação não foram impostas. A seleção dos estudos envolveu a análise de títulos e resumos, seguida de uma leitura completa dos artigos.

A busca na literatura foi realizada entre setembro de 2022 e março de 2023 nas bases de dados PubMed, Biblioteca Virtual em Saúde (BVS), Web of Science, Scopus e no site *OpenSim*. Os descritores usados na busca foram selecionados a partir dos Descritores em Ciências da Saúde (MeSH), que fornecem um vocabulário estruturado de palavras-chave comumente usadas para um termo específico e uma variedade de entradas para cada termo selecionado. Os descritores foram combinados usando o conector OR para todas as variações oferecidas pelo MeSH para membros superiores, articulação glenoumeral e ombro, e o conector AND para *OpenSim* ou modelo musculoesquelético: **((Upper Extremity) OR (Extremities, Upper) OR (Membrum superius) OR (Upper Limb) OR (Limb, Upper) OR (Limbs, Upper) OR (Upper Limbs) OR (Extremity, Upper) OR (Shoulder) OR (Shoulder Joint) OR (Joint, Shoulder) OR (Joints, Shoulder) OR (Shoulder Joints) OR (Glenohumeral Joint) OR (Glenohumeral Joints) OR (Joint, Glenohumeral) OR (Joints, Glenohumeral) OR (Glenoid Labrum) OR (Labrum, Glenoid) OR (Upper Extremities)) AND ((OpenSim) OR ("musculoskeletal models"))**.

O processo de triagem envolveu várias etapas. Primeiramente, um revisor (JCF) analisou os artigos recuperados em busca de duplicatas. Em seguida, dois revisores independentes (ACS e JCF) avaliaram os artigos quanto à elegibilidade com base nos critérios predeterminados. Quaisquer discrepâncias foram resolvidas por meio de discussão e, se necessário, um terceiro revisor (DSF) foi consultado para consenso.

A partir da seleção dos artigos, procedeu-se à extração dos principais elementos relativos aos objetivos dos estudos, aos modelos musculoesqueléticos de membro superior empregados, ao tamanho da amostra, ao fluxo de trabalho, às análises executadas no *OpenSim*, às variáveis de desfecho e aos dados experimentais coletados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Inicialmente, 1056 artigos foram identificados. Após a remoção de duplicatas e a verificação dos critérios de inclusão e exclusão, 77 estudos foram incluídos na revisão. O processo de identificação e seleção de publicações está resumido na Figura 1.

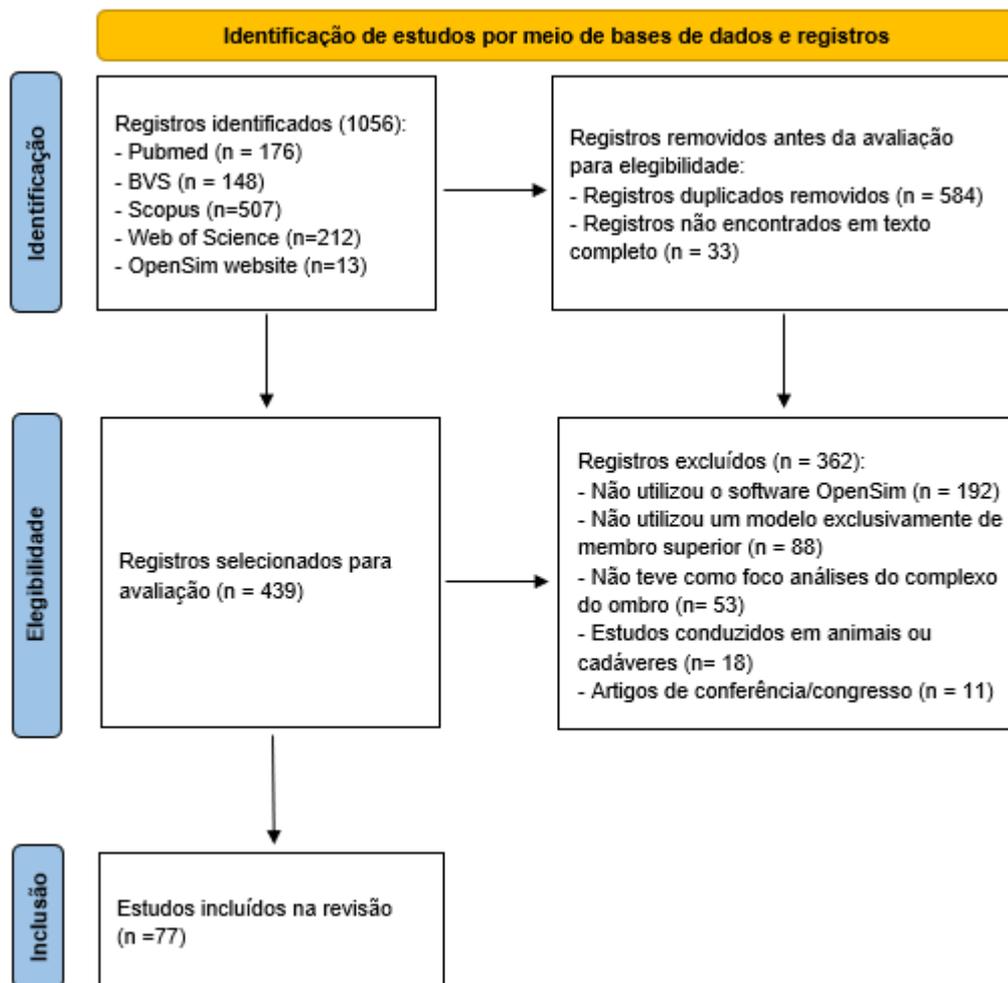


Figura 1. Diagrama de fluxo da seleção de artigos de revisão. Fonte: Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ* 2021;372:n71. doi: 10.1136/bmj.n71

As seguintes informações foram extraídas dos estudos identificados: aplicabilidade dos estudos; modelos de ombro utilizados; ferramentas de análise do *OpenSim*; tamanhos de amostra e dados experimentais.

Os modelos musculoesqueléticos são subdivididos em modelos ósseos, articulares, musculares e nervosos, cada um descrevendo um aspecto diferente do sistema biológico (BOLSTERLEE, 2014). Esses modelos são tipicamente criados usando técnicas computacionais e são usados para simular e analisar o comportamento mecânico do complexo do ombro durante diferentes atividades ou movimentos. O propósito desses modelos em estudos pode variar dependendo da pergunta de pesquisa específica ou da aplicação. Os principais objetivos dos estudos revisados incluíram (Tabela 1):

- Desenvolvimento ou aprimoramento de um modelo biomecânico: O *OpenSim* fornece ferramentas para construir modelos musculoesqueléticos detalhados, permitindo aos usuários definir a geometria, conexões articulares, trajetos musculares e outras informações anatômicas relevantes (CHADWICK et al. 2014; CHEN et al., 2023; MANSOURI e REINBOLT, 2012; NIKOOYAN et al., 2012; ODLE et al., 2019; RUGGIERO e SICILIA, 2020; SAUL et al., 2015; SETH et al., 2016; SETH et al., 2019; VANCLEEF et al., 2021);
- Análise Biomecânica e Muscular: Modelos musculoesqueléticos do ombro podem ser usados para analisar a cinemática (movimento) e dinâmica (forças) da articulação do ombro durante diferentes atividades, como alcançar, arremessar, levantar e movimentos acima da cabeça. Isso pode fornecer *insights* sobre padrões de movimento, ângulos articulares, forças articulares e ativações musculares associadas a vários movimentos do ombro. Também pode ajudar a entender a função de músculos individuais e suas contribuições para o movimento do ombro. Ao simular ativações musculares e forças, os pesquisadores podem avaliar os papéis de diferentes músculos na geração ou controle dos movimentos do ombro, como sinergias musculares, co-contrações e momentos musculares (AMELN et al., 2018; BALENDRA and LANGENDERFER, 2017; BLACHE e BEGON, 2018; BLACHE et al., 2015a; BLACHE et al., 2015b; BLACHE et al., 2019; BORZELLI et al., 2023; BRAMBILLA e SCANO, 2022; DRONGELEN et al., 2011; GRITSENKO et al., 2016; HERNANDEZ et al., 2017; HERNANDEZ et

al., 2018a; HUANG et al., 2018; KIAN et al., 2019; LAVAILL et al., 2022; LEWIS et al., 2019a; LEWIS et al., 2019b; MCCONNELL et al., 2012; MICHAUD et al., 2017; MULLA et al., 2019; NIKOOYAN et al., 2010; REZZOUG et al., 2019; RICHARDSON et al., 2017; ROMAIN et al., 2020; STEELE et al., 2013; VANDENBERGHE et al., 2012; VRIES et al., 2016; WU et al., 2016; ZHONG et al., 2021);

- Condições Patológicas: Modelos musculoesqueléticos do ombro podem ser usados para estudar como a biomecânica do ombro pode ser alterada em condições patológicas, como ruptura do manguito rotador, impacto ou instabilidade do ombro. Esses modelos podem ajudar a compreender os fatores mecânicos que contribuem para patologias do ombro e avaliar potenciais intervenções de tratamento (AUGENSTEIN and KRISHNAN, 2022; BACHNER et al., 2019; BIRGEL et al., 2018; CROUCH et al., 2013; CUFF et al., 2017; DUSTIN et al., 2014; FOX et al., 2020; KARIMI e KHADEMI, 2021; KHANDARE et al., 2019; KOPKE, HARGROVE and ELLIS, 2021; MAGERMANS et al., 2004; MCCONNELL et al., 2011; PATAKY et al., 2022; SAUL et al., 2011);
- Design e Otimização: Modelos musculoesqueléticos do ombro podem ser usados no *design* e na otimização de implantes ortopédicos, próteses ou dispositivos de assistência para a articulação do ombro. Esses modelos podem simular o comportamento mecânico da articulação do ombro sob diferentes condições e ajudar na avaliação do desempenho de diferentes conceitos de *design* (ASHARI et al., 2022; BABU et al., 2019; BORBÉLY et al., 2017; BORZELLI et al., 2022; ELWELL et al., 2021; GREEN et al., 2022; HERNANDEZ et al., 2018b; HOENECKE JR et al., 2014; HYBOIS et al., 2019; LIOU et al., 2016; PUCHINGER et al., 2021; RAMMER et al., 2018; SIEROTOWICZ et al., 2022; WALKER et al., 2016a; WALKER et al., 2016b; WEISSE et al., 2022; WILLIAMS e CONSTANDINOU, 2014);
- Reabilitação e Treinamento: Modelos musculoesqueléticos do ombro podem ser usados em programas de reabilitação e treinamento para lesões ou condições do ombro. Ao simular diferentes exercícios, terapias ou protocolos de treinamento, os pesquisadores podem avaliar seus efeitos na biomecânica do ombro, ativações musculares e forças

articulares, otimizando estratégias de reabilitação ou treinamento (BARNAMEHEI et al., 2020; BARNAMEHEI et al., 2021; BLACHE et al., 2017; NOTEBOOM et al., 2022; POWELL et al., 2022; PRENDERGAST et al., 2021; SONG et al., 2018).

Tabela 1 - Aplicabilidade de modelos de membros superiores.

Aplicabilidade	% (n)
Desenvolvimento ou aprimoramento de um modelo biomecânico	13 (10)
Análise Biomecânica e Muscular	39 (30)
Condições Patológicas	18 (14)
Reabilitação e Treinamento	8 (6)
Design e Otimização	22 (17)

Fonte: Dados da pesquisa

O foco principal da maioria dos estudos analisados foi prever as cargas articulares e as forças musculares durante uma tarefa específica em indivíduos saudáveis (N=30). Essa descoberta está alinhada com os resultados de outra revisão de escopo sobre modelos de membros superiores (DAO, 2016). Ao estimar essas cargas internas em tarefas consideradas normais, é possível quantificar e identificar padrões anormais e que causariam lesões, guiando o tratamento de problemas do ombro de forma mais direta (BOLSTERLEE et. al., 2013).

Todas as pesquisas analisadas que visam criar um novo modelo biomecânico (N=10) utilizaram um modelo existente como base, fazendo modificações e introduzindo recursos adicionais para atender aos requisitos específicos de seus estudos. Essa abordagem envolveu a incorporação ou modificação de elementos, como cinemática articular ou muscular mais complexa, para aprimorar as capacidades

do modelo. Por exemplo, Seth et al. (2016) e Seth et al. (2019) desenvolveram modelos com representações mais precisas da escápula, e Vancleef et al. (2021) desenvolveram um modelo que incluía os músculos da clavícula e o ritmo escápulo-umeral definido com base em modelos previamente publicados (HOLZBAUR et al., 2005).

Entre os estudos que exploram condições patológicas (N=14), muitos se concentraram em disfunções do manguito rotador (CUFF et al., 2017; KARIMI e KHADEMI, 2021; KHANDARE et al., 2019; MAGERMANS et al., 2004; PATAKY et al., 2022; SAUL et al., 2011), enquanto outros se aprofundaram em patologias neurológicas (AUGENSTEIN e KRISHNAN, 2022; CROUCH et al., 2013; DUSTIN et al., 2014; KOPKE, HARGROVE e ELLIS, 2021), juntamente com análises cirúrgicas (BACHNER et al., 2019; BIRGEL et al., 2018; FOX et al., 2020).

Muitos estudos relacionados ao *design* e otimização envolveram cirurgias de artroplastia e investigaram os efeitos da substituição da articulação sobre a mobilidade e a funcionalidade dos membros superiores (N=7). Ao analisar fatores como cinemática articular e forças musculares, os pesquisadores aprimoram técnicas cirúrgicas e a reabilitação no pós-operatório para obterem melhores resultados (ELWELL et al., 2021; HOENECKE JR et al., 2014; LIOU et al., 2016; WALKER et al., 2016a; WALKER et al., 2016b; WEISSE et al., 2022; WILLIAMS e CONSTANDINOU, 2014).

Além disso, vários estudos de *design* e otimização abordaram a análise da propulsão de cadeira de rodas, com o objetivo de melhorar a mobilidade e a qualidade de vida de pessoas com deficiência (N=8). Esses estudos analisam a mecânica do movimento dos membros superiores durante a propulsão, aprimorando técnicas e *designs* para otimizar a eficiência e reduzir o risco de lesões (BABU et al., 2019; DRONGELEN et al., 2011; HERNANDEZ et al., 2018a; HYBOIS et al., 2019; LEWIS et al., 2019a; LEWIS et al., 2019b; ODLE et al., 2019; PUCHINGER et al., 2021; RAMMER et al., 2018).

Por fim, várias pesquisas se concentraram em modelos biomecânicos de membros superiores no treinamento e na análise de movimento de atletas (N=12). Essas investigações analisam os movimentos dos membros superiores durante

atividades esportivas, oferecendo *insights* sobre desempenho, padrões ótimos, biomecânica e riscos de lesões (BARNAMEHEI et al., 2020; BARNAMEHEI et al., 2021; BARNAMEHEI et al., 2021; BLACHE et al., 2017; CHEN et al., 2023; LEWIS et al., 2019a; LEWIS et al., 2019b; MCCONELL et al., 2012; NOTEBOOM et al., 2022; POWELL et al., 2022; PRENDERGAST et al., 2021; SONG et al., 2018). Observa-se, portanto, que os modelos musculoesqueléticos de membros superiores oferecem uma alternativa promissora ao estimar forças de reações musculares e articulares (PRINOLD et al., 2013; QUENTAL et al., 2015).

Uma variedade de modelos de membros superiores tem sido utilizada em inúmeros estudos. Esses modelos são amplamente reconhecidos e comumente empregados em pesquisas relacionadas à biomecânica do ombro, abrangendo cinemática articular, ativações musculares, forças articulares e contribuições musculares para o movimento do ombro. Para que esses modelos musculoesqueléticos sejam considerados completos, estes devem incluir todas as articulações abrangidas por músculos biarticulares e dividir os músculos maiores em elementos de força que permitam ao músculo simulado controlar os graus de liberdade por ele influenciados. Modelos sem músculos considerados atuadores-chave ou que excluam o movimento da escápula são incompletos (VAN DER HELM e VEENBAAS, 1991). Além disso, os modelos devem ser validados para confirmar que os resultados estimados se aproximam da realidade. Para isso, as simulações podem ser avaliadas por seu ajuste à cinemática, dinâmica e padrões eletromiográficos medidos experimentalmente (DELP et al., 2007).

Os modelos de ombro disponíveis no OpenSim e utilizados nos estudos revisados são apresentados na Tabela 2. A tabela lista um total de 78 artigos. O artigo adicional pode ser atribuído ao estudo de Cuff et al., 2017, que utilizou tanto o *Upper Extremity Dynamic Model* quanto o *Upper Extremity Kinematic Model* na mesma pesquisa. Ajustes na porcentagem foram feitos para refletir essa inclusão.

Tabela 2 – Modelos de membros superiores utilizados.

Modelo utilizado	% (n)
------------------	-------

<i>A bilateral upper extremity trunk model for cross-country sit-skiing.</i>	1,3 (1)
<i>Delft Shoulder and Elbow Model</i>	14,1 (11)
<i>Dynamic Arm Simulator Model (DAS).</i>	5,1 (4)
<i>Dynamic Simulation of Movement Based on OpenSim and MATLAB®/Simulink®.</i>	1,3 (1)
<i>Model of the Scapulothoracic Joint.</i>	2,5 (2)
<i>Musculoskeletal model for the assessment of clavicle loading.</i>	1,3 (1)
<i>Simulating Selective Glenohumeral Capsulorrhaphy.</i>	1,3 (1)
<i>Thelen 2003 muscle model.</i>	1,3 (1)
<i>Thoracoscapular model.</i>	3,8 (3)
<i>Upper Extremity Dynamic Model.</i>	23,1 (18)
<i>Upper Extremity Kinematic Model</i>	30,1 (24)
<i>Wheelchair Propulsion Model.</i>	2,5 (2)
<i>Wu's musculoskeletal model for evaluating shoulder muscle and joint force.</i>	6,4 (5)
Não mencionado	5,1 (4)

Fonte: Dados da pesquisa

Uma tabela no Apêndice A lista todos os modelos mencionados nos artigos revisados. Esta tabela inclui autores, componentes principais, links para download e referências de outros estudos que utilizaram esses modelos.

Os maiores precursores do desenvolvimento de modelos musculoesqueléticos tridimensionais de membro superior são Van der Helm e Veeger, que a partir do final dos anos 1980, começaram a publicar, com pesquisadores da Delft University of Technology, artigos com base de dados consistentes para desenvolver a modelagem de membros superiores (VAN DER HELM 1993, 1994a, 1994b, 1996; VAN DER HELM et al. 1989, 1992, 1996; VAN DER HELM e PRONK, 1993; PRONK et al., 1993; VAN DER HELM e VEENBAAS, 1991).

Em 1994, Van der Helm desenvolveu a primeira versão do modelo *Delft Shoulder and Elbow Model* (VAN DER HELM, 1994a). Esse modelo vem sendo amplamente utilizado e atualizado com extensões que abrangem as estruturas do modelo e dados anatômicos como adições de novas articulações e parâmetros de arquitetura muscular.

Embora o *Delft Shoulder and Elbow Model* tenha sido empregado em alguns artigos revisados, os modelos mais utilizados nos estudos revisados foram o *Upper Extremity Kinematic Model* e o *Upper Extremity Dynamic Model*. Ambos compartilham a mesma base cinemática, incluindo 15 graus de liberdade na articulação glenoumeral (incorporando o movimento da clavícula e da escápula; DE GROOT e BRAND, 2001), cotovelo, antebraço, punho, polegar e dedo indicador, seguindo convenções recomendadas pela Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2005).

A diferença está no fato de que o *Upper Extremity Dynamic Model* integra propriedades inerciais dos segmentos relevantes, introduzindo novas descrições da inércia da escápula e clavícula com base em dados de superfície poligonal. A parametrização muscular, que representa as forças máximas para 50 músculos, agora considera dados de volume muscular e capacidade de geração de momento a partir de cinco adultos jovens saudáveis do sexo masculino. Além disso, a orientação da mão muda para uma posição de agarrar, com comprimentos de folga dos tendões atualizados para manter as faixas de operação muscular no punho (SAUL et al., 2015). Vale ressaltar que, embora muitos estudos cite esses dois modelos, a maioria os utiliza apenas como base para desenvolver um modelo adaptado que atenda às suas necessidades de pesquisa específicas.

Entre os modelos analisados também se destaca o *Dynamic Arm Simulator*, que se diferencia por ser capaz de realizar simulações em tempo real, incluindo controle muscular independente da escápula e clavícula e alcançando velocidades do movimento 1,1 vezes mais rápidas do que as reais, utilizando um computador pessoal, sem *hardware* especializado. Essa condição foi um avanço importante, pois a velocidade de simulação sempre foi uma barreira para os outros modelos (CHADWICK et. al., 2014). O modelo foi construído no SIMM baseado no *Delft Shoulder and Elbow Model*, por meio de dados disponibilizados no SimTK (<https://simtk.org/projects/dsem>), e posteriormente importado para o *Opensim*. É composto por sete segmentos corporais (tórax, clavícula, escápula, úmero, ulna, rádio e mão), 138 elementos musculares e 11 graus de liberdade para os movimentos da escápula e das articulações acromioclavicular, glenoumeral, cotovelo e punho. Como todos os modelos no SimTK.org, o *Dynamic Arm Simulator* pode ser utilizado no *OpenSim* para simulações estáticas e dinâmicas de uma tarefa baseados em análises a partir de dados de entrada como trajetórias de marcadores, centros articulares, ângulos articulares, forças e momentos de reação obtidos em experimento (HICKS, 2012).

A Figura 2 ilustra a associação entre os modelos utilizados em cada estudo e seus respectivos objetivos principais. Ela inclui um total de 78 trabalhos, refletindo o estudo de Cuff et al., 2017, que utilizou tanto o *Upper Extremity Dynamic Model* e o *Upper Extremity Kinematic Model* na mesma pesquisa. Como mencionado anteriormente, o *Upper Extremity Kinematic Model* surgiu como o mais frequentemente empregado, seguido pelo *Upper Extremity Dynamic Model* e pelo *Delft Shoulder and Elbow Model*. Esses modelos se envolveram predominantemente em análises biomecânicas na maioria dos estudos. Além disso, uma tabela detalhando essa associação para cada estudo pode ser encontrada no Apêndice B.

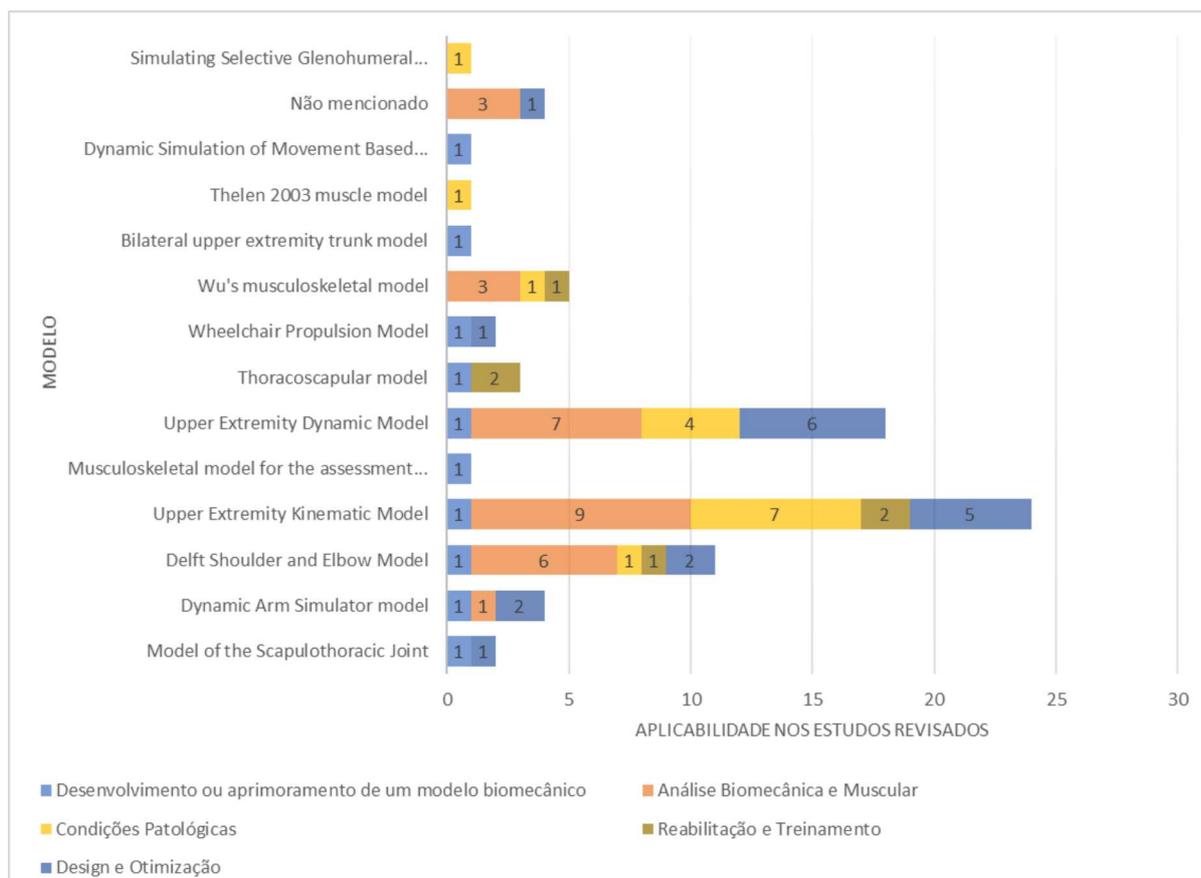


Figura 2. Associação entre os modelos utilizados em cada estudo e seus objetivos principais. Fonte: Dados da pesquisa

Alguns outros modelos tridimensionais de membros superiores que não foram identificados nos estudos analisados na revisão, porém que são relevantes como referência para a criação e o aprimoramento de outros modelos, incluem: *UK National shoulder model* ou *Newcastle shoulder model*: descrito por Charlton e Johnson e baseado em dados de Johnson et al., van der Helm e Veeger (CHARLTON e JOHNSON 2000); *Swedish shoulder model* (KARLSSON e PETERSON, 1992): baseado em medidas morfológicas de Hogfors e colaboradores (HOGFORS et al. 1987); *Waterloo model* (DICKERSON et al 2007): baseado em dados de Hogfors e colaboradores, Karlsson, Peterson e Makhsous (HOGFORS et al. 1987, 1991, 1995; KARLSSON e PETERSON, 1992, MAKHSOUS 1999), e *Garner and Pandy model*: descrito por Garner e Pandy com base no conjunto de dados de imagem *Visible Human Project* (VHP) (GARNER e PANDY, 1999).

Portanto, embora existam inúmeros modelos do membro superior, é importante reconhecer suas bases de dados compartilhadas. Os modelos mais recentes

evoluíram a partir de estruturas anteriores, incorporando uma variedade de dados, como cinemática articular, estruturas anatômicas precisas e trajetórias músculo-tendinosas complexas (ASADI NIKOOYAN, A. et al. 2011). Os pesquisadores combinam diversas fontes de informação e adicionam novos dados para adaptar os modelos aos seus objetivos de pesquisa, utilizando esses dados para análise de movimento dinâmico por meio da utilização de softwares como o SIMM e o *OpenSim* (DELP et al., 1990, 2007).

O SIMM foi introduzido no início da década de 1990 e foi adotado pela comunidade biomecânica. Este software é usado por centenas de pesquisadores de biomecânica para criar modelos computacionais de estruturas musculoesqueléticas e para simular movimentos. O *OpenSim* é um sistema de *software* de código aberto, desenvolvido na Universidade de Stanford em 2007, que permite aos usuários criar e analisar simulações dinâmicas de movimento mais complexas (DELP et. al., 2007). Ambos são compatíveis e complementares, e capazes de oferecer recursos para modelagem e simulação do sistema musculoesquelético. Embora o SIMM seja capaz de criar simulações dinâmicas de movimento, ele possui ferramentas limitadas para computar excitações musculares e para analisar os resultados de simulações dinâmicas, além de não fornecer acesso total ao código-fonte do modelo. Essas lacunas são todas preenchidas pelo *OpenSim*, que é limitado somente quanto às ferramentas de edição do modelo e a interface gráfica para modificar os corpos, articulações e graus de liberdade.

Portanto, o caminho mais utilizado pelos pesquisadores é o uso do SIMM para criar ou modificar um modelo e importá-lo para o *OpenSim* para realizar as análises ou encontrar um modelo musculoesquelético existente no *OpenSim* ou SIMM que tenha os componentes desejados (corpos, articulações, graus de liberdade, músculos, etc.) e utilizá-lo de forma direta no *OpenSim*. Existem modelos disponíveis para *download* compatíveis com ambos os *softwares* no *website* SimTK: <https://simtk.org/>. O SimTK é uma plataforma gratuita de hospedagem de projetos que possibilita pesquisas biomédicas por meio do acesso aberto a ferramentas de simulação. A comunidade foi criada pelos idealizadores do *software* *OpenSim* e permite compartilhar projetos, dados e modelos. Além disso, fornece um fórum para discussão

e conecta pesquisadores que trabalham nas áreas de biologia, medicina e computação (DELP et al., 2007).

Os modelos musculoesqueléticos podem ser considerados genéricos ou específicos para um sujeito. Modelos considerados genéricos são construídos a partir da dissecação de cadáveres (WU et al., 2016). Já para desenvolver um modelo específico, seus parâmetros devem ser ajustados com base em dados obtidos *in vivo* a partir do sujeito modelado. Para isso, é preciso importar dados experimentais e dimensionar o modelo com base nas medidas antropométricas de cada indivíduo (BOLSTERLEE, 2014). Com isso, o modelo se torna mais representativo e apresenta melhor estimativa das análises realizadas se comparado aos modelos genéricos, uma vez que estes tendem a subestimar os cálculos de força muscular nas tarefas analisadas (WU et al., 2016).

O software *OpenSim* permite o uso de várias entradas e dados experimentais para conduzir simulações musculoesqueléticas. Alguns dos tipos comuns de entradas ou dados coletados utilizados nos artigos revisados sobre membros superiores incluem:

- Dados de Captura de Movimento: Dados de captura de movimento tridimensional, geralmente obtidos a partir de marcadores colocados no corpo ou em objetos externos, podem ser usados como entrada para conduzir simulações musculoesqueléticas no *OpenSim*. Esses dados fornecem informações sobre ângulos articulares, posições de segmentos, velocidades e acelerações, que podem ser usados para simular e analisar o movimento humano (AMELN et al., 2018; ASHARI et al., 2022; AUGENSTEIN e KRISHNAN, 2022; BACHNER et al., 2019; BALENDRA e LANGENDERFER, 2017; BARNAMEHEI et al., 2020; BARNAMEHEI et al., 2021; BLACHE e BEGON, 2018; BLACHE et al., 2015a; BLACHE et al., 2015b; BLACHE et al., 2017; BLACHE et al., 2019; BRAMBILLA e SCANO, 2022; CHEN et al., 2023; CUFF et al., 2017; DRONGELEN et al., 2011; GREEN et al., 2022; HERNANDEZ et al., 2017; HERNANDEZ et al., 2018a; HERNANDEZ et al., 2018b; HYBOIS et al., 2019; KARIMI e KHADEMI, 2021; KIAN et al., 2019;

LAVAILL et al., 2022; LEWIS et al., 2019a; LEWIS et al., 2019b; MAGERMANS et al., 2004; MCCONNELL et al., 2011; MCCONNELL et al., 2012; MICHAUD et al., 2017; NIKOOYAN et al., 2010; NOTEBOOM et al., 2022; ODLE et al., 2019; POWELL et al., 2022; PUCHINGER et al., 2021; RAMMER et al., 2018; REZZOUG et al., 2019; RICHARDSON et al., 2017; ROMAIN et al., 2020; SETH et al., 2016; SETH et al., 2019; SIEROTOWICZ et al., 2022; VANCLEEF et al., 2021; VANDENBERGHE et al., 2012; WALKER et al., 2016a; WALKER et al., 2016b; WEISSE et al., 2022; WU et al., 2016);

- Dados de eletromiografia (EMG): Dados de EMG, que fornecem detalhes sobre o perfil de recrutamento muscular, podem ser usados no OpenSim para acionar as ativações musculares durante simulações. Os dados de EMG podem ser usados para estimar ativações musculares, co-contrações e padrões de coordenação, que são entradas importantes para simulações de dinâmica direta e análises musculares (AMELN et al., 2018; ASHARI et al., 2022; BARNAMEHEI et al., 2020; BLACHE et al., 2015a; BLACHE et al., 2015b; BORZELLI et al., 2022; BORZELLI et al., 2023; BRAMBILLA e SCANO, 2022; CHEN et al., 2023; HERNANDEZ et al., 2017; KIAN et al., 2019; MICHAUD et al., 2017; NIKOOYAN et al., 2010; NIKOOYAN et al., 2012; ODLE et al., 2019; SAUL et al., 2015; SETH et al., 2019; STEELE et al., 2013; VANCLEEF et al., 2021; VRIES et al., 2016; WU et al., 2016);
- Dados Antropométricos: Dados antropométricos, como parâmetros específicos do corpo dos sujeitos (comprimentos de segmentos, massas, propriedades inerciais) ou pontos de fixação muscular, podem ser usados para personalizar modelos musculoesqueléticos no *OpenSim*. Isso permite a modelagem e simulação específicas do sujeito, o que pode melhorar a precisão e a validade das análises (BACHNER et al., 2019; BALENDRA e LANGENDERFER, 2017; BORZELLI et al., 2022; BORZELLI et al., 2023; CUFF et al., 2017; GRITSENKO et al., 2016; LEWIS et al., 2019a; LEWIS et al., 2019b; NIKOOYAN et al., 2010; ODLE et al., 2019; WU et al., 2016);

- Célula de Carga: Células de carga medem as forças aplicadas durante diversas atividades e podem validar estimativas de força em simulações (AMELN et al., 2018; BALENDRA e LANGENDERFER, 2017; BLACHE et al., 2015a; CHEN et al., 2023; DRONGELEN et al., 2011; HERNANDEZ et al., 2017; HYBOIS et al., 2019; KIAN et al., 2019; KOPKE, HARGROVE e ELLIS, 2021; MICHAUD et al., 2017; NIKOOYAN et al., 2010; PRENDERGAST et al., 2021; PUCHINGER et al., 2021; ROMAIN et al., 2020; WU et al., 2016).

Muitos estudos mencionam a utilização de dados de pesquisas anteriores, mas não especificam as fontes (BIRGEL et al., 2018; BORBÉLY et al., 2017; BORZELLI et al., 2022; CHADWICK et al. 2014; CROUCH et al., 2013; DUSTIN et al., 2014; FOX et al., 2020; KHANDARE et al., 2019; LIOU et al., 2016; PATAKY et al., 2022; SAUL et al., 2011; WILLIAMS e CONSTANDINOU, 2014). Além disso, certos estudos não incorporaram dados experimentais (HUANG et al., 2018; RUGGIERO e SICILIA, 2020; MANSOURI e REINBOLT, 2012; SONG et al., 2018; MULLA et al., 2019; ELWELL et al., 2021; BABU et al., 2019; ZHONG et al., 2021; HOENECKE JR et al., 2014).

Nos estudos analisados, os dados de captura de movimento são a entrada experimental predominante devido ao alto nível de precisão e fidelidade na captura da dinâmica do corpo humano. Além disso, a tecnologia de captura de movimento oferece uma abordagem não invasiva e versátil, adequada para diversas aplicações que vão desde biomecânica até pesquisas clínicas. Ela fornece informações detalhadas sobre a posição tridimensional de marcadores corporais, permitindo o rastreamento de ângulos articulares e movimento global (QUENTAL et al., 2012). Isso a torna versátil para várias aplicações e facilmente integrável em modelos biomecânicos, oferecendo uma visão abrangente do movimento humano. Além disso, ela serve como entrada para realizar a cinemática inversa (DELP et al., 2007). Embora os dados antropométricos não fossem predominantes em muitos estudos, eles ainda são importantes como entradas devido à capacidade de criar modelos personalizados que refletem as características corporais individuais. Essa capacidade melhora a precisão das simulações ao transformar modelos genéricos em modelos específicos do sujeito (WU et al., 2016).

Os dados de EMG e de célula de carga são entradas importantes em um número substancial de estudos para aprimorar simulações e realizar análises mais confiáveis. Essa metodologia contribui também para o desenvolvimento de modelos específicos do sujeito. Vinte e um estudos utilizaram dados de EMG como entrada para realizar simulações. Essa ferramenta extrai ativações musculares a partir de dados experimentais de EMG, possibilitando análises e comparações com forças musculares simuladas, ativações e comprimentos para validação. Além disso, o *OpenSim* suporta simulações de dinâmica direta, prevendo forças musculares e movimentos articulares com base nos dados de EMG fornecidos (DELP et al., 2007). A integração de dados de célula de carga foi implantada em quinze estudos, aprimorando a precisão ao oferecer insights sobre forças e momentos externos. Ao incorporar medidas de célula de carga e compará-las com os resultados da simulação, os pesquisadores também podem validar a confiabilidade do modelo (DUBOWSKY et al., 2008). Esses métodos combinados capacitam a representação e avaliação tanto da dinâmica muscular interna quanto das forças externas no sistema musculoesquelético.

Embora dados experimentais possam melhorar significativamente a precisão das representações no *OpenSim*, nem sempre são um requisito absoluto para executar uma simulação. O *software* oferece várias maneiras de realizar simulações sem dados experimentais, utilizando modelos genéricos, especialmente para cenários mais simples ou teóricos. Devido a isso, há estudos que não envolvem nenhum participante (BABU et al., 2019; ELWELL et al., 2021; HOENECKE JR et al., 2014; HUANG et al., 2018; MANSOURI e REINBOLT, 2012; MULLA et al., 2019; RUGGIERO e SICILIA, 2020; SONG et al., 2018; ZHONG et al., 2021). No entanto, é importante observar que simulações baseadas apenas em entradas genéricas ou teóricas podem apresentar limitações em termos de sua veracidade e relevância fisiológica. O tamanho da amostra e a quantidade e qualidade dos dados experimentais importados, como dados de captura de movimento, força e dados de EMG, afetarão a confiabilidade da simulação e influenciarão a validade da análise. Portanto, incorporar uma amostra maior e uma quantidade substancial de dados experimentais aprimora o realismo e a confiabilidade dos resultados. Nos estudos analisados, o tamanho da amostra variou de 0 a 40, com a maioria incluindo menos de 10 sujeitos. Ela engloba principalmente indivíduos saudáveis, mas também

participantes com distúrbios musculoesqueléticos (AUGENSTEIN e KRISHNAN, 2022; BACHNER et al., 2019; BIRGEL et al., 2018; CROUCH et al., 2013; CUFF et al., 2017; DUSTIN et al., 2014; FOX et al., 2020; KARIMI e KHADEMI, 2021; KHANDARE et al., 2019; KOPKE, HARGROVE e ELLIS, 2021; MAGERMANS et al., 2004; MCCONNELL et al., 2011; PATAKY et al., 2022; SAUL et al., 2011).

Além disso, inúmeros estudos mencionaram a utilização de dados de pesquisas anteriores sem especificar o tamanho da amostra ou o tipo de dados experimentais empregados como entradas (BIRGEL et al., 2018; BORBÉLY et al., 2017; BORZELLI et al., 2022; CHADWICK et al., 2014; CROUCH et al., 2013; DUSTIN et al., 2014; FOX et al., 2020; KHANDARE et al., 2019; LIOU et al., 2016; PATAKY et al., 2022; SAUL et al., 2011; WILLIAMS e CONSTANDINOU, 2014).

Importar os dados experimentais e dimensionar seu modelo são os primeiros passos a serem seguidos, independentemente do fluxo de trabalho escolhido (HICKS, 2012). Uma vez importado para o *software*, é possível seguir vários fluxos de trabalho dependendo do tipo de resultados desejados. Por exemplo, para estimar ângulos e coordenadas articulares, torques articulares, forças musculares, atividade muscular e/ou dinâmicas musculotendíneas, deve-se utilizar um fluxo de análises para problemas inversos. Caso se deseje gerar um novo movimento a partir de um conjunto de controles prescritos, como ativações musculares ou torques articulares ou gerar um movimento para atingir uma função objetivo específica deve-se utilizar um fluxo de análises para problemas diretos.

O software *OpenSim* oferece uma ampla gama de ferramentas de análise para estudar a biomecânica musculoesquelética. Alguns dos tipos comuns de análises que podem ser realizados usando o *OpenSim* e que podem ser encontrados nos estudos revisados incluem:

- Cinemática Inversa: calcula os ângulos articulares e as posições dos segmentos com base em dados de captura de movimento. É usado para reconstruir o movimento do corpo a partir das trajetórias dos marcadores (BACHNER et al., 2019; BALENDRA e LANGENDERFER, 2017; BARNAMEHEI et al., 2021; BLACHE e BEGON, 2018; BLACHE et al.,

2015a; BLACHE et al., 2015b; BLACHE et al., 2017; BLACHE et al., 2019; BORBÉLY et al., 2017; BORZELLI et al., 2023; CHEN et al., 2023; HERNANDEZ et al., 2018a; HYBOIS et al., 2019; KARIMI e KHADEMI, 2021; KIAN et al., 2019; LAVAILL et al., 2022; MAGERMANS et al., 2004; MCCONNELL et al., 2011; MCCONNELL et al., 2012; NOTEBOOM et al., 2022; ODLE et al., 2019; POWELL et al., 2022; PUCHINGER et al., 2021; RAMMER et al., 2018; REZZOUG et al., 2019; RICHARDSON et al., 2017; ROMAIN et al., 2020; SETH et al., 2016; SETH et al., 2019; SIEROTOWICZ et al., 2022; VANCLEEF et al., 2021; VANDENBERGHE et al., 2012; WEISSE et al., 2022; WU et al., 2016; ZHONG et al., 2021);

- Dinâmica Inversa: calcula as forças e momentos nas articulações de um modelo musculoesquelético com base em dados cinemáticos medidos, como ângulos articulares e velocidades dos segmentos. Isso fornece *insights* sobre as forças e momentos nas articulações durante diferentes atividades, auxiliando na compreensão das cargas mecânicas experimentadas pelo sistema musculoesquelético (AUGENSTEIN e KRISHNAN, 2022; BALENDRA e LANGENDERFER, 2017; BARNAMEHEI et al., 2020; BLACHE et al., 2015a; BLACHE et al., 2019; BORZELLI et al., 2022; BORZELLI et al., 2023; BRAMBILLA e SCANO, 2022; CHEN et al., 2023; CUFF et al., 2017; DRONGELEN et al., 2011; GREEN et al., 2022; GRITSENKO et al., 2016; HERNANDEZ et al., 2017; HERNANDEZ et al., 2018b; HYBOIS et al., 2019; KARIMI e KHADEMI, 2021; KIAN et al., 2019; LEWIS et al., 2019; LIOU et al., 2016; MAGERMANS et al., 2004; MICHAUD et al., 2017; NIKOOYAN et al., 2010; NIKOOYAN et al., 2012; NOTEBOOM et al., 2022; ODLE et al., 2019; POWELL et al., 2022; PUCHINGER et al., 2021; RAMMER et al., 2018; RUGGIERO e SICILIA, 2020; SETH et al., 2016; SONG et al., 2018; VANCLEEF et al., 2021; WALKER et al., 2016b; WU et al., 2016).
- Dinâmica Direta: simula o comportamento dinâmico de um modelo musculoesquelético, levando em consideração ativações musculares, cinemática articular e forças externas. Ela prevê as acelerações,

velocidades e posições articulares resultantes e pode ser usada para simular e analisar o movimento do sistema musculoesquelético em diferentes condições (BABU et al., 2019; BIRGEL et al., 2018; CHADWICK et al. 2014; GRITSENKO et al., 2016; MANSOURI e REINBOLT, 2012; NIKOOYAN et al., 2012; SAUL et al., 2011; SAUL et al., 2015; SETH et al., 2016);

- **Análise Muscular:** fornece ferramentas para analisar ativações musculares, comprimentos e forças musculares durante diferentes atividades. Isso inclui a análise de Controle Muscular Computado (CMC), que calcula as forças musculares que melhor reproduzem dados experimentais de movimento, úteis para entender como os músculos trabalham juntos para realizar um movimento desejado, e a ferramenta de Otimização Estática, que calcula as forças musculares que minimizam um objetivo predefinido, muitas vezes visando minimizar a ativação muscular. Isso é usado para estimar as forças musculares sem considerar efeitos dinâmicos (ASHARI et al., 2022; BARNAMEHEI et al., 2020; BLACHE et al., 2015a; BLACHE et al., 2019; BORZELLI et al., 2022; BORZELLI et al., 2023; BRAMBILLA e SCANO, 2022; CHADWICK et al. 2014; ELWELL et al., 2021; HOENECKE JR et al., 2014; HUANG et al., 2018; KHANDARE et al., 2019; KIAN et al., 2019; KOPKE, HARGROVE e ELLIS, 2021; LEWIS et al., 2019a; NIKOOYAN et al., 2010; NOTEBOOM et al., 2022; ODLE et al., 2019; PATAKY et al., 2022; POWELL et al., 2022; RAMMER et al., 2018; ROMAIN et al., 2020; RUGGIERO e SICILIA, 2020; SAUL et al., 2011; SETH et al., 2019; SONG et al., 2018; VANCLEEF et al., 2021; VANDENBERGHE et al., 2012; WEISSE et al., 2022; WILLIAMS e CONSTANDINOU, 2014; WU et al., 2016; ZHONG et al., 2021);
- **Cinemática Articular:** permite o cálculo de ângulos, velocidades e acelerações articulares com base em dados de captura de movimento medidos ou simulações de modelo. Isso fornece informações sobre padrões de movimento articular, amplitude de movimento articular e

coordenação articular durante diferentes atividades (BACHNER et al., 2019; BALENDRA; BARNAMEHEI et al., 2020; BLACHE et al., 2015a; BORBÉLY et al., 2017, BLACHE et al., 2019; ELWELL et al., 2021; HOENECKE JR et al., 2014; KHANDARE et al., 2019; KIAN et al., 2019; LANGENDERFER, 2017; LEWIS et al., 2019b; MCCONNELL et al., 2012; MICHAUD et al., 2017; NIKOOYAN et al., 2010; ODLE et al., 2019; POWELL et al., 2022; RAMMER et al., 2018; ROMAIN et al., 2020; SAUL et al., 2011; WEISSE et al., 2022; WILLIAMS and CONSTANDINOU, 2014; WU et al., 2016).

- Mecânica Musculo-Tendínea: permite o cálculo de comprimentos, velocidades e forças musculares-tendíneas com base nas propriedades do modelo muscular e na cinemática articular. Isso permite que os pesquisadores investiguem aspectos mecânicos dos músculos e tendões, como as relações comprimento-tensão dos músculos, relações força-comprimento dos músculos e relações força-velocidade dos músculos (BLACHE et al., 2015a; BLACHE et al., 2019; BORZELLI et al., 2023; MICHAUD et al., 2017; RAMMER et al., 2018; SAUL et al., 2011).

Alguns estudos analisados não mencionaram as análises realizadas (AMELN et al., 2018; CROUCH et al., 2013; DUSTIN et al., 2014; FOX et al., 2020; MAGERMANS et al., 2004; MULLA et al., 2019; PRENDERGAST et al., 2021; STEELE et al., 2013; VRIES et al., 2016; WALKER et al., 2016a). Essa ausência de informações detalhadas pode ser um obstáculo para a compreensão completa dos métodos utilizados e para a replicação dos resultados obtidos.

A maioria dos estudos examinados, no entanto, utilizou a cinemática inversa e a dinâmica inversa em suas análises. Essas abordagens são particularmente populares porque englobam a etapa inicial da simulação da dinâmica do movimento e se destacam por sua relativa simplicidade computacional e conceitual. Elas requerem apenas medidas clinicamente simples, como a cinemática articular, como entradas (VAN DER HELM, 2002). Além disso, essas análises fornecem saídas essenciais para

realizar outras avaliações mais complexas, como as relacionadas aos músculos e às forças articulares.

Apesar de sua utilidade, muitos estudos não forneceram informações claras sobre o fluxo de trabalho da simulação ou sobre as etapas detalhadas das análises realizadas. Essa falta de transparência não apenas dificulta a compreensão e a replicação dos resultados, mas também limita o progresso no campo da análise biomecânica. Para melhorar a clareza e a consistência, é útil adotar um fluxo de trabalho estruturado. Por exemplo, para analisar o movimento de um sujeito com foco na análise muscular, o SimTK recomenda seguir um fluxo de trabalho dividido em quatro etapas:

Na Etapa 1, a cinemática experimental é usada para dimensionar o modelo musculoesquelético para corresponder às medidas do sujeito. Cada segmento do corpo no modelo é dimensionado com base nas distâncias relativas entre os pares de marcadores obtidos de um sistema de captura de movimento e as localizações dos marcadores virtuais correspondentes no modelo. As propriedades de massa dos segmentos do corpo são dimensionadas proporcionalmente a partir da massa total do sujeito. Os comprimentos das fibras musculares e os comprimentos dos tendões relaxados dos atuadores músculo-tendão são dimensionados para que cada um tenha a mesma porcentagem do comprimento total do atuador.

Na Etapa 2, a ferramenta Cinemática Inversa é usada para encontrar os ângulos das articulações do modelo que melhor reproduzem a cinemática experimental. A Cinemática Inversa percorre cada período dos dados e posiciona o modelo para que corresponda ao marcador experimental e aos dados coordenados para esse intervalo, ou seja, minimiza as diferenças entre as localizações dos marcadores medidos e virtuais do modelo.

Na Etapa 3, um algoritmo de redução residual é usado para refinar a cinemática do modelo para que eles sejam mais dinamicamente consistentes com as forças e momentos de reação experimentais. Essa ferramenta minimiza os efeitos da modelagem e erros de processamento de dados de marcador que se agregam e levam a grandes forças compensatórias não físicas chamadas residuais. Especificamente, a

redução residual altera o centro de massa do tronco e permite que a cinemática do modelo da Cinemática Inversa varie a fim de ser mais dinamicamente consistente com os dados de força de reação do experimento.

Na Etapa 4, um algoritmo de controle muscular computadorizado gera um conjunto de ativações musculares que produzem uma simulação coordenada do movimento do sujeito. Ou seja, esse recurso é capaz de computar um conjunto de ativações musculares (ou controles de atuador) que conduzirão um modelo musculoesquelético dinâmico para rastrear a cinemática desejada (realizada na etapa 3) na presença de forças externas aplicadas (DELP et al., 2007).

Uma tabela que sumariza os métodos para problemas inversos disponíveis no *OpenSim*, comparando e contrastando cada um deles além de explicitar todos os *inputs* e *outputs* necessários pode ser encontrada no apêndice C. Os nomes dos arquivos são exemplos encontrados em *examples/Gait2354_Simbody*. A partir desses métodos é possível obter resultados de análises envolvendo dinâmicas de cinemática, aceleração e forças musculares e articulares.

5 CONCLUSÃO

Os modelos musculoesqueléticos do ombro são ferramentas valiosas na pesquisa biomecânica para compreender a complexa mecânica da articulação do ombro, investigar os papéis dos músculos, analisar os movimentos do ombro e informar intervenções clínicas ou de engenharia relacionadas ao ombro.

A maioria dos modelos de membros superiores origina-se de bancos de dados fundamentais compartilhados, utilizando dados de modelos e estudos anteriores, incluindo cinemática articular, estruturas anatômicas e trajetórias musculares-tendinosas. Pesquisadores mesclam essas fontes de dados para criar modelos adaptados aos seus objetivos de pesquisa. Muitos estudos não fornecem informações claras sobre as análises realizadas ou os fluxos de trabalho de simulação. Essa falta de transparência impede que outros pesquisadores compreendam completamente os procedimentos utilizados, limitando a capacidade de replicar e validar os resultados em diferentes contextos e populações.

A padronização e as melhores práticas são essenciais para garantir a confiabilidade e a reprodutibilidade dos resultados de pesquisa. Uma recomendação crítica é o desenvolvimento de protocolos padronizados para coleta de dados, construção e validação de modelos e análise. Esses protocolos devem fornecer diretrizes sobre a aquisição de dados de captura de movimento, eletromiografia (EMG) e medições de células de carga, bem como os passos para integrar esses dados em modelos musculoesqueléticos. A colaboração e o compartilhamento de dados entre instituições de pesquisa também podem contribuir para a padronização e melhoria das práticas de modelagem musculoesquelética. Ao criar bancos de dados compartilhados de dados de captura de movimento, modelos anatômicos e resultados de simulações, os pesquisadores podem unir recursos e conhecimentos para desenvolver modelos mais precisos e abrangentes.

Numerosos estudos basearam-se em simulações teóricas ou dados não específicos dos sujeitos, o que prejudica a veracidade dos resultados. A utilização de dados experimentais melhora significativamente a precisão da simulação, permitindo a transformação de modelos genéricos em modelos personalizados. Isso facilita a

validação por meio da comparação de medidas experimentais com os resultados da simulação, garantindo a confiabilidade do modelo.

Métodos inovadores para abordar as limitações atuais e aprimorar a precisão e aplicabilidade dos modelos devem ser explorados em pesquisas futuras. Uma abordagem promissora é a integração de algoritmos avançados de aprendizado de máquina para melhorar as capacidades preditivas dos modelos musculoesqueléticos. Técnicas de aprendizado de máquina podem analisar grandes conjuntos de dados provenientes de captura de movimento, EMG e dados de células de carga, identificando padrões e correlações que podem não ser evidentes por métodos analíticos tradicionais. Estudos como os de Gritsenko et al. (2016) e Hernandez et al. (2018a) estabeleceram a base para tais integrações, demonstrando o potencial do aprendizado de máquina para refinar previsões de modelos e fornecer insights mais detalhados sobre a biomecânica do ombro.

Além disso, o foco também deve estar nas aplicações clínicas dos modelos musculoesqueléticos aprimorados para fechar a lacuna entre a pesquisa teórica e as intervenções práticas. Uma área promissora é o uso desses modelos para simular diversos exercícios de reabilitação e protocolos. Ao avaliar os impactos biomecânicos de diferentes exercícios na mecânica do ombro, os pesquisadores podem otimizar estratégias de reabilitação para condições como rupturas do manguito rotador e síndrome de impacto no ombro. Estudos como os de Barnamehei et al. (2020) e Noteboom et al. (2022) demonstraram o potencial dos modelos de simulação para refinar prescrições de exercícios, adaptando-os às necessidades específicas dos pacientes e, assim, melhorando os resultados da reabilitação.

Por fim, é importante observar que o *OpenSim* é um software em constante evolução, e a disponibilidade de modelos musculoesqueléticos e suas análises pode mudar ao longo do tempo à medida que o software é atualizado e novos modelos são adicionados.

REFERÊNCIAS

- Ameln, D. J. D., Chadwick, E. K., Blana, D., & Murgia, A. (2018). The stabilizing function of superficial shoulder muscles changes between single-plane elevation and reaching tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 9294(c), 1–9. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2850522>
- Ashari, M. F., Hanafusa, A., & Mohamaddan, S. (2022). Evaluation of Upper Limb Muscle Activation Using Musculoskeletal Model with Wearable Assistive Device. *Applied Bionics and Biomechanics* (Vol. 2022). <https://doi.org/10.1155/2022/8908061>
- Augenstein, T. E., & Krishnan, C. (2022). Manipulating abnormal synergistic coupling of joint torques through force applications at the Hand: A Simulation-Based study. *Journal of Biomechanics*, 131(Suite 3013), 1–19. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110936>
- Babu Rajendra Kurup, N., Puchinger, M., & Gföhler, M. (2019). Forward dynamic optimization of handle path and muscle activity for handle based isokinetic wheelchair propulsion: A simulation study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1527321>
- Bachner, E. M., Schmidt, E. C., Chin, M., Namdari, S., Baxter, J. R., & Hast, M. W. (2019). Parameterization of proximal humerus locking plate impingement with in vitro, in silico, and in vivo techniques. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.11.062>
- Balendra, N., & Langenderfer, J. E. (2017). Effect of hammer mass on upper extremity joint moments. *Applied Ergonomics*, 60, 231–239. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.12.001>
- Barnamehei, H., Tabatabai Ghomsheh, F., Safar Cherati, A., & Pouladian, M. (2021). Kinematic models evaluation of shoulder complex during the badminton overhead forehand smash task at various speed. *Informatics in Medicine Unlocked*. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2021.100697>
- Barnamehei, H., Tabatabai Ghomsheh, F., Safar Cherati, A., Pouladian, M., Tabatabai, F., & Safar, A. (2020). Muscle and joint force dependence of scaling and skill level of athletes in the high-speed overhead task: Musculoskeletal simulation study. *Informatics in Medicine Unlocked*, 20, 100415. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2020.100415>
- Birgel, S., Leschinger, T., Wegmann, K., & Staat, M. (2018). Calculation of muscle forces and joint reaction loads in the shoulder area via an OpenSim based computer model. *tm-Technisches Messen*, 85(5), 321-330. <https://doi.org/10.1515/teme-2017-0114>
- Blache, Y., & Begon, M. (2018). Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(4), 715-722. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2716186>

- Blache, Y., Creveaux, T., Dumas, R., Chèze, L., & Rogowski, I. (2017). Glenohumeral contact force during flat and topspin tennis forehand drives. *Sports Biomechanics*. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1216585>
- Blache, Y., Dal Maso, F., Desmoulins, L., Plamondon, A., & Begon, M. (2015). Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks: Influence of lifting height, weight, and phase. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.11.004>. a
- Blache, Y., Desmoulins, L., Allard, P., Plamondon, A., & Begon, M. (2015). Effects of height and load weight on shoulder muscle work during an overhead lifting task. *Ergonomics*, 58(5), 748–761. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.980336>. b
- Blache, Y., Michaud, B., Rogowski, I., Monteil, K., & Begon, M. (2019). Sensitivity of Shoulder Musculoskeletal Model Predictions to Muscle-Tendon Properties. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 66(5), 1309–1317. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2872833>
- Borbély, B. J., & Szolgay, P. (2017). Real-time inverse kinematics for the upper limb: a model-based algorithm using segment orientations. *Biomedical engineering online*, 16, 1-29. <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0291-x>
- Borzelli, D., d'Avella, A., Gurgone, S., & Gastaldi, L. (2022, June). Unconstrained and constrained estimation of a linear EMG-to-force mapping during isometric force generation. In *2022 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* (pp. 1-6). <https://doi.org/10.1109/MEMEA54994.2022.9856461>
- Borzelli, D., Pastorelli, S., d'Avella, A., & Gastaldi, L. (2023). Virtual Stiffness: A Novel Biomechanical Approach to Estimate Limb Stiffness of a Multi-Muscle and Multi-Joint System. *Sensors*, 23(2), 673. <https://doi.org/10.3390/s23020673>
- Brambilla, C., & Scano, A. (2022). The number and structure of muscle synergies depend on the number of recorded muscles: a pilot simulation study with OpenSim. *Sensors*, 22(22), 8584. <https://doi.org/10.3390/s22228584>
- Bs, D. L. C., Plate, J. F., Li, Z., Saul, K. R., Crouch, D. L., Plate, J. F., Li, Z., & Saul, K. R. (2014). Computational sensitivity analysis to identify muscles that can mechanically contribute to shoulder deformity following brachial plexus birth palsy. *Journal of Hand Surgery*, 39(2), 303–311. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2013.10.027>
- Chadwick, E. K., Blana, D., Kirsch, R. F., & Van Den Bogert, A. J. (2014). Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2309727>
- Chen, X., Huang, Y., Jiang, L., Sun, Q., Tian, Y., Zhou, Z., Yin, J., Gao, Y., Liu, C., & Huo, B. (2023). Bilateral upper extremity trunk model for cross-country sit-skiing double poling propulsion: model development and validation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 61(2), 445–455. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02724-8>

- Crouch, D. L., Plate, J. F., Li, Z., & Saul, K. R. (2013). Biomechanical contributions of posterior deltoid and Teres minor in the context of axillary nerve injury: A computational study. *Journal of Hand Surgery*.
<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2012.11.007>
- Dao, T. T. (2016). Rigid musculoskeletal models of the human body systems: a review. *Journal of Musculoskeletal Research*, 19(03), 1630001.
<https://doi.org/10.1142/S0218957716300015>
- de Groot, J.H. and Brand, R. (2001) A Three-Dimensional Regression Model of the Shoulder Rhythm. *Clinical Biomechanics*, 16, 735-743.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00065-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00065-1).
- De Vries, W. H. K., Veeger, H. E. J., Baten, C. T. M., & van der Helm, F. C. T. (2016). Can shoulder joint reaction forces be estimated by neural networks? *Journal of Biomechanics*, 49(1), 73-79.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.019>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11), 1940-1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, 37(8), 757-767. <https://doi.org/10.1109/10.102791>
- Dubowsky, S. R., Rasmussen, J., Sisto, S. A., & Langrana, N. A. (2008). Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces. *Journal of biomechanics*, 41(14), 2981-2988.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.032>
- Elwell, J., Athwal, G., & Willing, R. (2021). Maximizing range of motion of reverse total shoulder arthroplasty using design optimization techniques. *Journal of Biomechanics*, 125, 110602. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110602>
- Fox, A. S., Bonacci, J., Gill, S. D., & Page, R. S. (2021). Simulating the effect of glenohumeral capsulorrhaphy on kinematics and muscle function. *Journal of Orthopaedic Research*, 39(4), 880-890. <https://doi.org/10.1002/jor.24908>
- Gonzalez, R. V., Buchanan, T. S., & Delp, S. L. (1997). How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moments. *Journal of Biomechanics*, 30(7), 705-712. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00015-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00015-8).
- Green, M., Hong, Y. N. G., Roh, J., & Fregly, B. J. (2022). Computational modeling and simulation of closed chain arm-robot multibody dynamic systems in OpenSim. *Multibody System Dynamics*, 56(4), 313-334.
<https://doi.org/10.1007/s11044-022-09847-8>
- Gritsenko, V., Hardesty, R. L., Boots, M. T., & Yakovenko, S. (2016). Biomechanical constraints underlying motor primitives derived from the musculoskeletal anatomy of the human arm. *PLoS ONE*.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0164050>

- Hernandez, V., Gorce, P., & Rezzoug, N. (2018). Evaluation and validation of musculoskeletal force feasible set indices: Application to manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.12.012>
- Hernandez, V., Rezzoug, N., Gorce, P., & Venture, G. (2018). Force feasible set prediction with artificial neural network and musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 21(14), 740–749.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1516763>
- Hernandez, V., Venture, G., Rezzoug, N., Gorce, P., & Vincent, H. (2017). Improving the upper-limb force feasible set evaluation by muscles maximal isometric force identification and cocontraction factors. *Journal of Biomechanics*.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.021>
- Huang, X., Wu, W., Qiao, H., & Ji, Y. (2018). Brain-Inspired Motion Learning in Recurrent Neural Network with Emotion Modulation. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*.
<https://doi.org/10.1109/TCDS.2018.2843563>
- Hybois, S., Puchaud, P., Bourgain, M., Lombart, A., Bascou, J., Lavaste, F., Fodé, P., Pillet, H., & Sauret, C. (2019). Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 69, 153–160.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002>
- Jr, H. R. H., Flores-hernandez, C., & Lima, D. D. D. (2013). Reverse total shoulder arthroplasty component center of rotation affects muscle function. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1–8.
<https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.11.025>
- Karimi, M. T., & Khademi, S. (2021). Investigation of the range of motion of the shoulder joint in subjects with rotator cuff arthropathy while performing daily activities. *Clinics in Shoulder and Elbow*, 24(2), 88–92.
<https://doi.org/10.5397/cise.2020.00367>
- Khandare, S., Arce, R. A., & Vidt, M. E. (2022). Muscle compensation strategies to maintain glenohumeral joint stability with increased rotator cuff tear severity: a simulation study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 62, 102335.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.07.005>
- Kian, A., Pizzolato, C., Halaki, M., Ginn, K., Lloyd, D., Reed, D., & Ackland, D. (2019). Static optimization underestimates antagonist muscle activity at the glenohumeral joint: A musculoskeletal modeling study. *Journal of Biomechanics*, 109348. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109348>
- Kopke, J. V, Hargrove, L. J., & Ellis, M. D. (2021). Coupling of shoulder joint torques in individuals with chronic stroke mirrors controls, with additional non-load-dependent negative effects in a combined-torque task. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 18(1), 134. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00924-1>
- Lavaill, M., Martelli, S., Gilliland, L., Gupta, A., Kerr, G., & Pivonka, P. (2022). The effects of anatomical errors on shoulder kinematics computed using multi-body

models. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 21(5), 1561–1572.
<https://doi.org/10.1007/s10237-022-01606-0>

Lewis, A. R., Robertson, W. S. P., Phillips, E. J., Grimshaw, P. N., & Portus, M. (2019). Estimating the Maximum Isometric Force-Generating Capacity of Wheelchair Racing Athletes for Simulation Purposes. *Journal of Applied Biomechanics*, 35(5), 358–365. <https://doi.org/10.1123/jab.2018-0078>

Lewis, A. R., Robertson, W. S. P., Phillips, E. J., Grimshaw, P. N., & Portus, M. (2019). The Effects of Personalized Versus Generic Scaling of Body Segment Masses on Joint Torques During Stationary Wheelchair Racing. *Journal of Biomechanical Engineering*. <https://doi.org/10.1115/1.4043869>

Liou, W., Yang, Y., Petersen-Fitts, G. R., Lombardo, D. J., Stine, S., Sabesan, V. J., Surgery, O., & State, W. (2016). Effect of lateralized design on muscle and joint reaction forces for reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(4), 564–572. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.09.045>

Magermans, D. J., Chadwick, E. K. J., Veeger, H. E. J., Van Der Helm, F. C. T., & Rozing, P. M. (2004). Biomechanical analysis of tendon transfers for massive rotator cuff tears. *Clinical Biomechanics*.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.11.013>

Mansouri, M., & Reinbolt, J. A. (2012). A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1517–1521. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.016>

McConnell, J., Donnelly, C., Hamner, S., Dunne, J., & Besier, T. (2011). Effect of shoulder taping on maximum shoulder external and internal rotation range in uninjured and previously injured overhead athletes during a seated throw. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(9), 1406–1411. <https://doi.org/10.1002/jor.21399>

McConnell, J., Donnelly, C., Hamner, S., Dunne, J., & Besier, T. (2012). Passive and dynamic shoulder rotation range in uninjured and previously injured overhead throwing athletes and the effect of shoulder taping. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 4(2), 111–116.
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.11.010>

Michaud, B., Desmoulins, L., Allard, P., Maso, F. D., Blache, Y., Begon, M., Michaud, B., Desmoulins, L., Allard, P., & Dal Maso, F. (2017). Muscle function in glenohumeral joint stability during lifting task. *PloS One*, 12(12), e0189406.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189406>

Mulla, D. M., Hodder, J. N., Maly, M. R., Lyons, J. L., & Keir, P. J. (2019). Modeling the effects of musculoskeletal geometry on scapulohumeral muscle moment arms and lines of action. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(16), 1311–1322.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1661392>

Nikooyan, A. A., Veeger, H. E. J., Westerhoff, P., Bolsterlee, B., Graichen, F., Bergmann, G., & van der Helm, F. C. T. (2012). An EMG-driven musculoskeletal model of the shoulder. *Human Movement Science*, 31(2), 429–447.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.08.006>

- Nikooyan, A. A., Veeger, H. E. J., Westerhoff, P., Graichen, F., Bergmann, G., & van der Helm, F. C. T. (2010). Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. *Journal of Biomechanics*.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.015>
- Noteboom, L., Hoozemans, M. J. M., Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2022). Feasibility and validity of a single camera CNN driven musculoskeletal model for muscle force estimation during upper extremity strength exercises: Proof-of-concept. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4.
<https://doi.org/10.3389/fspor.2022.994221>
- Odle, B., Reinbolt, J., Forrest, G., & Dyson-Hudson, T. (2019). Construction and evaluation of a model for wheelchair propulsion in an individual with tetraplegia. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 57(2), 519–532.
<https://doi.org/10.1007/s11517-018-1895-z>
- Pataky, J., Engle, L., Seelam, V., Khandare, S., Moore, Z. M., Armstrong, A. D., & Vidt, M. E. (2022). Movement compensation is driven by the deltoid and teres minor muscles following severe rotator cuff tear. *Clinical Biomechanics*, 100, 105799. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105799>
- Powell, M. O., Elor, A., Robbins, A., Kurniawan, S., & Teodorescu, M. (2022). Predictive shoulder kinematics of rehabilitation exercises through immersive virtual reality. *IEEE Access*, 10, 25621-25632.
<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3155179>
- Prendergast, J. M., Balvert, S., Driessen, T., Seth, A., & Peternel, L. (2021). Biomechanics Aware Collaborative Robot System for Delivery of Safe Physical Therapy in Shoulder Rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*.
<https://doi.org/10.1109/LRA.2021.3097375>
- Pronk, G. M., Van der Helm, F. C. T., & Rozendaal, L. A. (1993). Interaction between the joints in the shoulder mechanism: the function of the costoclavicular, conoid and trapezoid ligaments. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 207(4), 219-229.
https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1993_207_300_02
- Puchinger, M., Stefanek, P., Gstaltner, K., Pandy, M. G., Gfohler, M., Drive, H. W., Puchinger, M., Stefanek, P., Gstaltner, K., Pandy, M. G., & Gföhler, M. (2021). In Vivo Biomechanical Assessment of a Novel Handle-Based Wheelchair Drive. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering : A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 29, 1669–1678. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2021.3105388>
- Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., & Monteiro, J. (2012). A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle. *Multibody System Dynamics*, 28, 83-108. <https://doi.org/10.1007/s11044-011-9297-0>
- Rammer, J., Slavens, B., Krzak, J., Winters, J., Riedel, S., & Harris, G. (2018). Assessment of a markerless motion analysis system for manual wheelchair application. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 15(1), 96.
<https://doi.org/10.1186/s12984-018-0444-1>

- Rezzoug, N., Wang, X., Hernandez, V., & Gorce, P. (2019). Maximal isometric force exertion predicted by the force feasible set formalism: application to handbraking. *Ergonomics*. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1660418>
- Richardson, R. T., Rapp, E. A., Quinton, R. G., Nicholson, K. F., Knarr, B. A., Russo, S. A., Higginson, J. S., & Richards, J. G. (2017). Errors associated with utilizing prescribed scapular kinematics to estimate unconstrained, natural upper extremity motion in musculoskeletal modeling. *Journal of Applied Biomechanics*. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0346>
- Romain, M., Najoua, A., Etienne, G., & Mickaël, B. (2020). Sex differences in upper limb musculoskeletal biomechanics during a lifting task. *Applied Ergonomics*. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103106>
- Ruggiero, A., & Sicilia, A. (2020). A novel explicit analytical multibody approach for the analysis of upper limb dynamics and joint reactions calculation considering muscle wrapping. *Applied Sciences (Switzerland)*. <https://doi.org/10.3390/app10217760>
- Sancho-Bru, J. N. L., Pe´ rez-Gonza´ lez, A., Vergara, M., & Giurintano, D. J. (2003). A 3D biomechanical model of the hand for power grip. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1), 78-83. <https://doi.org/10.1115/1.1532791>
- Santago, A. C., Vidt, M. E., Li, X., Tuohy, C. J., Poehling, G. G., Freehill, M. T., & Saul, K. R. (2017). Shoulder strength requirements for upper limb functional tasks: Do age and rotator cuff tear status matter?. *Journal of applied biomechanics*, 33(6), 446-452. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0116>
- Saul, K. R., Hayon, S., Smith, T. L., Tuohy, C. J., & Mannava, S. (2011). Postural dependence of passive tension in the supraspinatus following rotator cuff repair: A simulation analysis. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 804–810. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.04.005>
- Saul, K. R., Hu, X., Goehler, C. M., Vidt, M. E., Daly, M., Murray, W. M., Velisar, A., & Murray, W. M. (2015). Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(13), 1445–1458. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.916698>
- Seth, A., Dong, M., Matias, R., & Delp, S. L. (2019). Muscle Contributions to Upper-Extremity Movement and Work From a Musculoskeletal Model of the Human Shoulder. *Frontiers in Neurobotics*, 13, 90. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2019.00090>
- Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., ... & Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Computational Biology*, 14(7), e1006223. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PloS One*, 11(1), e0141028. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028>

- Sierotowicz, M., Lotti, N., Rupp, R., Masia, L., & Castellini, C. (2022, July). A comprehensive framework for the modelling of cartesian force output in human limbs. In 2022 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) (pp. 1-6). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICORR55369.2022.9896547>
- Song, Z., Nie, C., Li, S., Dario, P., & Dai, J. S. (2018). A muscle-specific rehabilitation training method based on muscle activation and the optimal load orientation concept. *Applied Bionics and Biomechanics*. <https://doi.org/10.1155/2018/2365983>
- Steele, K. M., Tresch, M. C., & Perreault, E. J. (2013). The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses. *Frontiers in Computational Neuroscience*. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00105>
- Steenbrink, F., de Groot, J. H., Veeger, H. E. J., van der Helm, F. C. T., & Rozing, P. M. (2009). Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. *Journal of biomechanics*, 42(11), 1740-1745. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.011>
- Thelen, D.G. (2003) Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1):70–77. <https://doi.org/10.1115/1.1531112>
- Valero-Cuevas, F. J., Johanson, M. E., & Towles, J. D. (2003). Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of biomechanics*, 36(7), 1019-1030. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00061-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00061-7)
- Van der Helm, F. C. (1993). Calculation of muscle lines of action wrapped around bony contours. *Journal of Biomechanics*.
- Van der Helm, F. C. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), 551-569. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90065-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90065-5)
- Van der Helm, F. C. (1994). Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), 527-550. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90064-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90064-7)
- Van der Helm, F. C. (1997, August). A standardized protocol for motion recordings of the shoulder. *Proceedings of the First Conference of the international shoulder group* (Vol. 7, p. 12). Delft University of Technology The Netherlands.
- Van der Helm, F. C. T., & Dapena, J. (1996). Shoulder joints: definition of joint coordinate systems, joint motions and joint torques. *ISB Subcommittee for Standardization and Terminology*.
- Van der Helm, F. C. T., Pronk, G. M., Veeger, H. E. J., & Van der Woude, L. H. V. (1989). The rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 22(10), 1092.
- Van der Helm, F. C., & Chadwick, E. K. (2002). A forward-dynamic shoulder and elbow model. 4th meeting of the international shoulder group, Cleveland, OH, 17–18 June 2002.

- van der Helm, F. C., & Pronk, G. M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. <https://doi.org/10.1115/1.2792267>
- Van der Helm, F. C., & Veenbaas, R. (1991). Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 24(12), 1151-1163. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90007-A](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90007-A)
- Van der Helm, F. C., Veeger, H. E. J., Pronk, G. M., Van der Woude, L. H. V., & Rozendal, R. H. (1992). Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *Journal of Biomechanics*, 25(2), 129-144. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90270-B](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90270-B)
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L. H. V., & Veeger, H. E. J. (2011). Load on the shoulder complex during wheelchair propulsion and weight relief lifting. *Clinical biomechanics*, 26(5), 452-457. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.006>
- Vancleef, S., Wesseling, M., Vander Sloten, J., & Jonkers, I. (2022). Musculoskeletal modeling-based definition of load cases and worst-case fracture orientation for the design of clavicle fixation plates. *Journal of Orthopaedic Research®*, 40(9), 2179-2188. <https://doi.org/10.1002/jor.25248> MH
- Vandenberghe, A., Bosmans, L., De Schutter, J., Swinnen, S., & Jonkers, I. (2012). Quantifying individual muscle contribution to three-dimensional reaching tasks. *Gait & Posture*, 35(4), 579-584. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.028>
- Walker, D. R., Kinney, A. L., Wright, T. W., & Banks, S. A. (2016). How sensitive is the deltoid moment arm to humeral offset changes with reverse total shoulder arthroplasty? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.10.028>
- Walker, D. R., Struk, A. M., Matsuki, K., Wright, T. W., & Banks, S. A. (2016). How do deltoid muscle moment arms change after reverse total shoulder arthroplasty? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(4), 581–588. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.015>
- Weisse, B., Lama, S., Piskoty, G., Affolter, C., & Aiyangar, A. K. (2022). Effect of two types of shoulder prosthesis on the muscle forces using a generic multibody model for different arm motions. *BioMedical Engineering OnLine*, 21(1), 17. <https://doi.org/10.1186/s12938-022-00988-7>
- Williams, I., & Constandinou, T. G. (2014). Computationally efficient modeling of proprioceptive signals in the upper limb for prostheses: a simulation study. *Frontiers in Neuroscience*, 8, 181. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00181>
- Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, et al. 2005. 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*. 38:981–992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>

Wu, W., Lee, P. V. S., Bryant, A. L., Galea, M., & Ackland, D. C. (2016). Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics*, 49(15), 3626–3634.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.025>

Zhong, S., Zhou, J., & Qiao, H. (2021). Bioinspired Gain-Modulated Recurrent Neural Network for Controlling Musculoskeletal Robot. *IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems*.
<https://doi.org/10.1109/TNNLS.2021.3071196>

APÊNDICE A - Descrição e detalhamento de modelos de membros superiores

Modelo	Disponível em	Autores	Informações gerais	Aplicabilidade em outros estudos
<i>A bilateral upper extremity trunk model for cross-country sit-skiing</i>	https://simtk.org/projects/bit	CHEN et al., 2023	Este projeto desenvolve um modelo bilateral de tronco e membros superiores para estudar a técnica de propulsão em esqui cross-country sentado. O modelo combina três modelos OpenSim: um para a coluna lombar (Raabe e Chaudhari 2016), outro para os músculos do manguito rotador e cotovelo (Blana et al. 2008), e um terceiro para a escápula e clavícula (Seth et al. 2019). O esqueleto inclui 17 corpos rígidos articulados, como pelve, vértebras lombares, tronco, fêmur bilateral, escápula, clavícula, úmero, ulna, rádio e mão. Com 35 graus de liberdade e 472 atuadores musculotendinosos, o modelo inclui músculos como deltoide, peitoral e músculos do tronco e cotovelo.	CHEN et al., 2023

<p><i>Delft Shoulder and Elbow Model.</i></p>	<p>https://simtk.org/projects/dsem</p>	<p>BLANA et al., 2008; VAN DER HELM, 1994a; VAN DER HELM, 1994b.</p>	<p>Este modelo apoia o desenvolvimento do Delft Shoulder and Elbow Model, um modelo musculoesquelético tridimensional de grande escala, em contínuo aprimoramento desde a descrição original de van der Helm (1994). O modelo inclui seis ossos (esterno, clavícula, escápula, úmero, ulna e rádio) e cinco articulações (esterno-clavicular, acromio-clavicular, glenoumeral, humero-ulnar e rádio-ulnar). As articulações do ombro são esféricas, com três graus de liberdade cada, enquanto as do cotovelo e antebraço são uni-axiais, com um grau de liberdade cada. O modelo também incorpora o plano de deslizamento escápulo-torácico e representa 29 músculos com um total de 138 elementos.</p>	<p>BLACHE e BEGON, 2018; BLACHE et al., 2017; BLACHE et al., 2019; DRONGELEN et al., 2011; LIOU et al., 2016; MAGERMANS et al., 2004; MULLA et al., 2019; NIKOOYAN et al., 2010; NIKOOYAN et al., 2012; SONG et al., 2018; VRIES et al., 2016</p>
<p><i>Dynamic Arm Simulator model (DAS).</i></p>	<p>https://simtk.org/projects/das</p>	<p>CHADWICK et al., 2014</p>	<p>Este projeto desenvolve um modelo musculoesquelético para simulação dinâmica em tempo real do movimento do braço. Utilizando uma formulação e</p>	<p>AMELN et al., 2018; CHADWICK et al. 2014; SIEROTOWICZ et al., 2022; WEISSE et al., 2022</p>

			solucionador implícitos, o modelo permite passos de tempo maiores e alcança velocidades 1,1 vezes superiores ao tempo real em um computador comum. Ele replica com precisão o comportamento do braço humano, incluindo curvas torque-ângulo e posturas realistas da escápula e clavícula durante esforços máximos. O modelo é composto por sete segmentos corporais, onze graus de liberdade e 138 elementos musculares.	
<i>Dynamic Simulation of Movement Based on OpenSim and MATLAB®/Simulink®.</i>	https://simtk.org/projects/opensim_matlab	MANSOURI e REINBOLT, 2012	Este projeto desenvolve uma interface entre OpenSim e MATLAB®/Simulink®, integrando os pontos fortes de ambos os softwares, como dinâmica neuromusculoesquelética, design baseado em modelo, sistemas de controle e simulação numérica. A base da interface é uma função S-function do MATLAB® que usa um modelo OpenSim como um bloco Simulink®. Esta função é escrita em C++ e	MANSOURI and REINBOLT, 2012

			compilada como um arquivo MEX com a utilidade MATLAB® mex.	
<i>Model of the Scapulothoracic Joint.</i>	https://simtk.org/projects/scapulothoracic	SETH et al., 2015	Este projeto desenvolve um modelo de corpo rígido para a articulação escapulotorácica, descrevendo a cinemática da escápula com quatro graus de liberdade: elevação, abdução, rotação para cima e rotação interna. O modelo é personalizável para se adaptar à antropometria individual e pode ser usado em análises de dinâmica inversa e direta, além de calcular cargas de reação na articulação. Disponível gratuitamente como um plugin do OpenSim 3.2, o modelo é adequado para aplicações em tempo real e compatível com outros modelos OpenSim.	HYBOIS et al., 2019; SETH et al., 2016
<i>Musculoskeletal model for the assessment of clavicle loading</i>	https://simtk.org/projects/clavicleloading	VANCLEEF et al, 2021	Este projeto desenvolve um modelo musculoesquelético que integra músculos da clavícula e o ritmo escapuloumeral, baseado em modelos anteriores de Vasavada e Holzbaur. O modelo de Vasavada foi ajustado para o comprimento do modelo de	VANCLEEF et al., 2021

			<p>Saul, escalando o tórax, escápula e clavícula conforme os sujeitos. Foram ajustados o comprimento ótimo da fibra e o comprimento de repouso do tendão dos músculos da clavícula devido às diferenças na orientação. O modelo final inclui músculos como esternocleidomastóideo, trapézio e deltoides, utilizando o modelo muscular de Thelen. Simplificações adicionais foram feitas: falanges, metacarpos e carpais foram combinados em um corpo de mão, músculos dos dedos e do cotovelo foram removidos, e atuadores de reserva foram adicionados aos graus de liberdade do cotovelo e pulso.</p>	
<p><i>Simulating Selective Glenohumeral Capsulorrhaphy</i></p>	<p>https://simtk.org/frs/?group_id=1913</p>	<p>FOX et al., 2020</p>	<p>Este modelo visa fornecer código e dados para simular uma capsulorrafia glenoumeral seletiva em um modelo musculoesquelético do membro superior e realizar simulações preditivas de movimento. Foi desenvolvido um modelo de sete segmentos do tronco e do membro superior direito no OpenSim</p>	<p>FOX et al., 2020</p>

			(versão 4.0), com propriedades e parâmetros inerciais baseados em Wu et al. A fundação cinemática seguiu as diretrizes da Sociedade Internacional de Biomecânica. Os parâmetros musculares foram configurados conforme De Groot et al., e a dinâmica dos tendões foi desconsiderada. Foram utilizados os caminhos dos músculos-tendões e pontos de envolvimento fornecidos por Wu et al.	
<i>Thelen 2003 muscle model.</i>	https://simtk.org/projects/uwpi/peline/	THELEN, D.G. 2003	O modelo Thelen2003Muscle, implementado no OpenSim e modificado por Matt Millard, Ajay Seth e Peter Loan, é baseado no modelo de Hill e utiliza um modelo muscular de equilíbrio padrão. Este modelo complexo suporta mais de 50 unidades músculo-tendão e emprega três componentes principais: um elemento contrátil (CE), um elemento paralelo (PE) e um elemento em série (SE). A geração de força muscular no modelo é influenciada pelo valor de ativação,	BIRGEL et al., 2018

			comprimento normalizado e velocidade normalizada da unidade muscular, representados pelas curvas de comprimento ativo (AL) e comprimento passivo (PL).	
<i>Thoracoscapular model.</i>	https://simtk.org/projects/thoracoscapular	SETH et al., 2019	Este projeto desenvolve um modelo de ombro com uma articulação escapulotorácica precisa e inclui músculos escapulares para impulsionar seu movimento. O modelo foi usado para calcular o trabalho realizado pelos músculos toracoscapulares durante a elevação dos ombros e braços. Os resultados mostram que os maiores músculos do ombro—trapézio, deltoides, peitoral maior e serrátil anterior—são responsáveis pela maior parte do trabalho. Trapézio e serrátil anterior são sinergistas importantes na rotação para cima da escápula, e os grandes músculos toracoscapulares realizam mais trabalho do	PRENDERGAST et al., 2021; SETH et al., 2019

			que os músculos glenoumerais em tarefas de elevação do braço.	
<i>Upper Extremity Dynamic Model.</i>	https://simtk.org/projects/upperlimb-dyn	SETH et al., 2015	Este projeto apresenta um novo modelo dinâmico do membro superior para avaliar diferenças no comportamento preditivo entre plataformas. A fundação cinemática, baseada em Holzbaur et al. (2005), inclui 15 graus de liberdade na articulação glenoumeral (incluindo clavícula e escápula), cotovelo, antebraço, pulso, polegar e dedo indicador. Para as simulações dinâmicas, foram reduzidos os graus de liberdade para 7 em ambas as plataformas, eliminando 8 graus ao fixar a mão em uma postura de agarre e os graus de liberdade no dedo indicador e polegar. O modelo inclui cinquenta atuadores músculo-tendinosos do tipo Hill, representando 32 músculos e compartimentos musculares que cruzam o ombro, cotovelo, antebraço e pulso.	ASHARI et al., 2022; AUGENSTEIN e KRISHNAN, 2022; BABU et al., 2019; BORZELLI et al., 2022; BORZELLI et al., 2023; BRAMBILLA e SCANO, 2022; CUFF et al., 2017; ELWELL et al., 2021; GREEN et al., 2022; HERNANDEZ et al., 2017; KHANDARE et al., 2019; LEWIS et al., 2019a; LEWIS et al., 2019b; PATAKY et al., 2022; RAMMER et al., 2018; REZZOUG et al., 2019; RICHARDSON et al., 2017; SAUL et al., 2015.

<p><i>Upper Extremity Kinematic Model</i></p>	<p>https://simtk.org/projects/up-ext-model</p>	<p>Holzbaur et al., 2005</p>	<p>Este projeto desenvolve um modelo da extremidade superior com 15 graus de liberdade, cobrindo ombro, cotovelo, antebraço, pulso, polegar e dedo indicador, e 50 compartimentos musculares. A cinemática e os parâmetros de força muscular foram baseados em dados experimentais. O modelo estima comprimentos musculotendinosos e braços de momento para diversas posturas e calcula forças musculares e momentos articulares a partir de padrões de ativação. Comparações com dados experimentais mostraram que o modelo captura importantes características da geometria e mecânica da extremidade superior, revelando acoplamentos entre articulações, como o aumento do momento passivo de flexão dos dedos com a extensão do pulso.</p>	<p>BACHNER et al., 2019; BALENDRA; BARNAMEHEI et al., 2021; BLACHE et al., 2015b; BORBÉLY et al., 2017; CROUCH et al., 2013; CUFF et al., 2017; DUSTIN et al., 2014; GRITSENKO et al., 2016; HERNANDEZ et al., 2018a; HERNANDEZ et al., 2018b; HUANG et al., 2018; KOPKE, HARGROVE and ELLIS, 2021; LANGENDERFER, 2017; MCCONNELL et al., 2011; MCCONNELL et al., 2012; POWELL et al., 2022; RUGGIERO e SICILIA, 2020; SAUL et al., 2011; STEELE et al., 2013; VANDENBERGHE et al., 2012; WALKER et al., 2016a; WALKER et al., 2016b; WILLIAMS and</p>
---	--	------------------------------	---	--

				CONSTANDINOU, 2014; ZHONG et al., 2021
<i>Wheelchair Propulsion Model.</i>	https://simtk.org/projects/propulsion	Odle et al., 2019	Este projeto desenvolve um modelo para avaliar o ombro durante a propulsão de cadeira de rodas em indivíduos com tetraplegia. Baseado no Modelo de Cabeça e Pescoço de Vasavada et al. e no Modelo de Extremidade Superior de Holzbaur et al., o modelo usa o Arm 26 do OpenSim e inclui corpos rígidos representando a coluna, caixa torácica, clavícula, escápula, úmero, ulna, rádio e mão. As propriedades de massa e inércia foram obtidas de estudos em cadáveres. Com sete graus de liberdade, o modelo abrange articulações no ombro, cotovelo, antebraço e pulso. As articulações do ombro incluem plano de elevação, ângulo de elevação e rotação, e as do cotovelo abrangem flexão e rotação do antebraço. O plano de elevação do ombro varia de 0° a	ODLE et al., 2019; PUCHINGER et al., 2021

			180°, e o ângulo toracoumeral varia de 90° a 130°.	
<i>Wu's musculoskeletal model for evaluating shoulder muscle and joint force.</i>	https://simtk.org/projects/wu-shoulder	Wu et al., 2016	Este projeto desenvolve um modelo musculoesquelético genérico de membros superiores para estimar forças musculares no ombro com base em movimentação pré-definida e forças externas. Os caminhos músculo-tendinosos foram otimizados usando dados de experimentos in vitro e parâmetros musculotendinosos calculados a partir de tarefas isométricas e isocinéticas realizadas por um indivíduo saudável. Uma função de otimização estática personalizada, desenvolvida em Matlab, impõe restrições na direção da força na articulação glenoumeral para garantir compressão suficiente para estabilização. O otimizador utiliza o OpenSim e a API em C++.	BARNAMEHEI et al., 2020; KARIMI e KHADEMI, 2021; KIAN et al., 2019; ROMAIN et al., 2020; WU et al., 2016

APÊNDICE B - Associação entre os modelos utilizados em cada estudo e seus principais objetivos

	Desenvolvimento ou aprimoramento de um modelo biomecânico	Análise Biomecânica e Muscular	Condições Patológicas	Reabilitação e Treinamento	Design e Otimização
Model of the Scapulothoracic Joint	SETH et al., 2016				HYBOIS et al., 2019
Dynamic Arm Simulator model	CHADWICK et al. 2014	AMELN et al., 2018			WEISSE et al., 2022; SIEROTOWICZ et al., 2022
Delft Shoulder and Elbow Model	NIKOOYAN et al., 2012	BLACHE e BEGON, 2018; DRONGELEN et al., 2011; BLACHE et al., 2019;	MAGERMANS et al., 2004	SONG et al., 2018	LIOU et al., 2016; BLACHE et. al., 2017

		<p>NIKOOYAN et. al., 2010;</p> <p>VRIES et al., 2016;</p> <p>MULLA et al., 2019</p>			
Upper Extremity Kinematic Model	RUGGIERO e SICILIA, 2020;	<p>BALENDRA; LANGENDERFER, 2017;</p> <p>VANDENBERGHE et al., 2012;</p> <p>BLACHE et al., 2015b;</p> <p>STEELE et al., 2013;</p> <p>GRITSENKO et al., 2016;</p>	<p>MCCONNELL et al., 2011;</p> <p>BACHNER et al., 2019</p> <p>KOPKE, HARGROVE, ELLIS, 2021;</p> <p>DUSTIN et al., 2014;</p> <p>SAUL et al., 2011;</p>	<p>POWELL et al., 2022;</p> <p>BARNAMEHEI et al., 2021</p>	<p>WALKER et al., 2016a;</p> <p>WALKER et al., 2016b;</p> <p>WILLIAMS; CONSTANDINOU, 2014;</p> <p>HERNANDEZ et al., 2018b;</p> <p>BORBÉLY et al., 2017;</p>

		HERNANDEZ et al., 2018a; ZHONG et al., 2021 MCCONNELL et al., 2012 HUANG et al., 2018	CROUCH et al., 2013; CUFF et al., 2017;		
Musculoskeletal model for the assessment of clavicle loading	VANCLEEF et al., 2021				
Upper Extremity Dynamic Model	SAUL et al., 2015;	RICHARDSON et al., 2017; LEWIS et al., 2019b; LEWIS et al., 2019a;	AUGENSTEIN e KRISHNAN, 2022; PATAKY et al., 2022; KHANDARE et al., 2019;		ELWELL et al., 2021; GREEN et al., 2022; ASHARI et al., 2022;

		REZZOUG et al., 2019; BORZELLI et al., 2023; BRAMBILLA e SCANO, 2022; HERNANDEZ et. al., 2017	CUFF et al., 2017;		BABU et. al., 2019; BORZELLI et. al., 2022; RAMMER et al., 2018
Thoracoscappular model	SETH et al., 2019			NOTEBOOM et al., 2022; PRENDERGAST et al., 2021	
Wheelchair Propulsion Model	ODLE et al., 2019				PUCHINGER et al., 2021
Wu's musculoskeletal model		ROMAIN et al., 2020; WU et al., 2016;	KARIMI e KHADEMI, 2021;	BARNAMEHEI et al., 2020	

		KIAN et al., 2019			
Bilateral upper extremity trunk model	CHEN et al., 2023				
Thelen 2003 muscle model			BIRGEL et al., 2018		
Dynamic Simulation of Movement Based on OpenSim and MATLAB®/Simulink®	MANSOURI e REINBOLT, 2012				
Unclear		MICHAUD et al., 2017; BLACHE et al., 2015a; LAVAILL et al., 2022			HOENECKE JR et al., 2014
Simulating Selective Glenohumeral Capsulorrhaphy			FOX et al., 2020;		

APÊNDICE C – Ferramentas e análises do OpenSim.

MÉTODO	OBJETIVO	INPUTS	OUTPUTS
Escala	<p>A ferramenta Escala altera a antropometria de um modelo para que ele corresponda o mais próximo possível a um assunto específico. O dimensionamento normalmente é realizado comparando dados de marcadores experimentais com marcadores virtuais colocados em um modelo. Além de dimensionar um modelo, a ferramenta Escala pode ser usada para ajustar as localizações dos</p>	<p>subject01_static.trc: Trajetórias de marcadores experimentais para um teste estático. Um teste estático geralmente consiste em vários segundos de dados com o sujeito colocado em uma posição estática conhecida. Um segmento de um arquivo de movimento regular pode ser usado como teste estático, se desejado, mas isso normalmente não é feito. A pose estática deve incluir o sujeito usando o conjunto completo de marcadores. As trajetórias dos marcadores são especificadas no quadro global. Você pode encontrar mais informações sobre a coleta e preparação de dados de movimento na seção “Preparando seus dados”.</p> <p>gait2354_simbody.osim: modelo musculoesquelético <i>OpenSim</i>. Este modelo genérico será dimensionado para corresponder à</p>	<p>subject01_simbody.osim: Modelo musculoesquelético do <i>OpenSim</i> dimensionado para as dimensões do sujeito.</p>

	<p>marcadores virtuais para que correspondam melhor aos dados experimentais.</p>	<p>antropometria do seu assunto.</p> <p>Você também pode fornecer um arquivo adicional opcional:</p> <p>subject01_static.mot: Valores experimentais de coordenadas generalizadas (ângulos de articulação) para um teste obtido de dispositivos alternativos de captura de movimento ou outros algoritmos especializados. Você pode especificar os pesos das coordenadas no arquivo "Tarefas" se os ângulos das juntas forem conhecidos a priori. Os pesos das coordenadas também são relativos e determinam quão "bem" um ângulo de junta acompanhará o ângulo especificado.</p>	
<p>Cinemática Inversa</p>	<p>Calcular as coordenadas generalizadas (ângulos e posições das articulações) no modelo que melhor correspondem à cinemática experimental registrada</p>	<p>subject01_simbody.osim: Um modelo <i>OpenSim</i> específico de um sujeito gerado pelo dimensionamento de um modelo genérico com a Ferramenta Scale ou por outros meios, juntamente com um conjunto de marcadores associados contendo marcadores virtuais ajustados.</p>	<p>subject01_walk1_controls.xml: Contém as excitações individuais de cada músculo, bem como controles para quaisquer atuadores residuais e/ou de reserva.</p>

	<p>para um determinado sujeito</p>	<p>subject01_walk1.trc: Trajetórias de marcadores experimentais para um teste obtido de um sistema de captura de movimento, juntamente com o intervalo de tempo de interesse.</p> <p>gait2354_Setup_IK.xml: Um arquivo contendo todas as informações de configuração da ferramenta Cinemática Inversa, incluindo pesos de marcadores. Como na Ferramenta de Escala, os pesos dos marcadores são relativos e determinam quão "bem" os marcadores virtuais acompanham os marcadores experimentais (um peso maior para um determinado marcador significará menos erro - a distância entre as representações virtual e experimental de um marcador - para esse marcador).</p> <p>subject01_coords.mot (opcional): Valores</p>	<p>subject01_CMC_forces.sto: Forças musculares e forças e torques de reserva/residuais.</p> <p>subject01_walk1_states.sto: estados do modelo e estados musculares do movimento simulado (ou seja, ângulos e velocidades articulares, comprimentos de fibras musculares e ativações).</p>
--	------------------------------------	--	--

		<p>experimentais de coordenadas generalizadas (ângulos articulares) para um teste obtido a partir de dispositivos alternativos de captura de movimento ou outros algoritmos especializados. Opcionalmente, você pode especificar pesos de coordenadas relativas no arquivo "Tarefas", se os ângulos das articulações forem conhecidos a priori.</p>	
Dinâmica inversa	<p>Calcular torques articulares a partir de um movimento medido</p>	<p>subject01_walk1_ik.mot: Arquivo de movimento contendo os históricos de tempo de coordenadas generalizadas que descrevem o movimento do modelo. Este arquivo pode ser gerado pela Cinemática Inversa ou manualmente. O arquivo não precisa conter valores para todas as coordenadas. As coordenadas que não foram especificadas são consideradas como tendo valores padrão.</p> <p>subject01_walk1_grf.xml: Dados de carga externa (ou seja, forças de reação do solo, momentos e localização do centro de pressão). Observe que é</p>	<p>subject01_walk1_InverseDynamics_force.sto: Arquivo de armazenamento contendo os históricos de tempo dos torques e forças das articulações que atuam ao longo dos eixos coordenados produzindo as acelerações estimadas (via diferenciação dupla) de seu movimento experimental medido e as forças externas aplicadas.</p>

		<p>necessário medir e aplicar ou modelar todas as forças externas que atuam em um sujeito durante o movimento para calcular torques e forças precisos nas articulações. Este arquivo inclui o nome do arquivo de dados da força de reação do solo (por exemplo, subject01_grf.mot), bem como os nomes dos corpos aos quais eles são aplicados. As opções para especificar as forças, pontos de aplicação e torques em uma estrutura de corpo global ou local (em relação ao corpo ao qual a força está sendo aplicada) também são definidas.</p> <p>subject01_simbody.osim: Um modelo <i>OpenSim</i> específico para um sujeito gerado pelo dimensionamento de um modelo genérico com a Ferramenta Scale ou por outros meios, juntamente com um conjunto de marcadores associados contendo marcadores virtuais ajustados. O modelo deve incluir parâmetros inerciais. Observe que forças como forças de contato, ligamentos e até</p>	
--	--	---	--

		músculos serão aplicadas ao modelo com base no estado cinemático do modelo e padrões para os estados musculares, a menos que essas forças sejam especificamente excluídas no cálculo.	
Algoritmo de Redução Residual (RRA)	Minimizar os efeitos dos erros de modelagem e processamento de dados de marcadores que agregam e levam a grandes forças compensatórias não físicas chamadas resíduos	<p>subject01_walk1_ik.mot: Contém os históricos de tempo da cinemática do modelo, incluindo os ângulos das articulações e translações da pelve.</p> <p>gait2354_RRA_Tasks.xml: Um arquivo de tarefas de rastreamento especificando quais coordenadas rastrear e o peso de rastreamento correspondente (os pesos são relativos e determinam quão "bem" um ângulo de articulação rastreará o ângulo de articulação especificado na Cinemática Inversa). Use este arquivo para especificar adicionalmente quaisquer restrições nos atuadores RRA.</p> <p>subject01_walk1_grf.xml: arquivo "ExternalLoads"</p>	<p>subject01_RRA_states.sto: Cinemática ajustada (ou seja, ângulos da articulação) e estados de modelo correspondentes do movimento simulado (ou seja, ângulos da articulação e velocidades).</p> <p>subject01_adjusted.osim (opcional): Um modelo com propriedades de massa ajustadas.</p> <p>subject01_RRA_controls.xml: Excitações do atuador (ou seja, sinais de controle necessários para gerar</p>

		<p>especificando as forças de reação do solo medidas que devem ser aplicadas ao modelo durante a simulação e como aplicá-las.</p> <p>subject01_simbody.osim: Modelo <i>OpenSim</i> específico de um sujeito gerado pelo dimensionamento de um modelo genérico com a Ferramenta Scale ou por outros meios, com um conjunto de marcadores com marcadores virtuais ajustados. O modelo deve incluir parâmetros inerciais.</p> <p>gait2354_RRA_Actuators.xml: Atuadores articulares ideais usados para substituir músculos. O Conjunto de Atuadores especifica os atuadores residuais e de reserva a serem aplicados e seus parâmetros, como força máxima/mínima e corpo, articulação ou localização (dependendo do tipo de atuador).</p>	<p>forças e torques do atuador).</p> <p>subject01_RRA_Actuation: Forças e torques do atuador (ou seja, torques de articulações correspondentes à cinemática ajustada).</p> <p>subject01_RRA_Kinematics: ângulos articulares, velocidades e acelerações</p> <p>subject01_RRA_avgResiduals: Resumo dos valores residuais médios (FX, FY, FZ, MX, MY, MZ) para o ensaio</p> <p>subject01_RRA_pErr: Erros de posição para cada uma das coordenadas generalizadas do</p>
--	--	---	---

			modelo durante o teste
Otimização estática	Estimar a força/ativações musculares a partir de um movimento medido (assume os tendões como estruturas rígidas)	<p>subject01_walk1_ik.mot: Arquivo de movimento contendo os históricos de tempo de coordenadas generalizadas que descrevem o movimento do modelo. Estes podem ser dados cinemáticos (ou seja, ângulos de articulação) de Cinemática Inversa ou estados (ou seja, ângulos de articulação e velocidades) de RRA para o intervalo de tempo de interesse.</p> <p>subject01_walk1_grf.xml: Dados de carga externa (ou seja, forças de reação do solo, momentos e localização do centro de pressão). Deve-se medir ou modelar todas as forças externas que atuam em um sujeito durante o movimento para calcular as forças musculares precisas. O arquivo .xml descreve como aplicar as forças de reação do solo medidas ao modelo durante a análise.</p>	<p>subject01_walk1_StaticOptimization_controls.xml: Contém os históricos de tempo das ativações musculares. Esses controles foram minimizados pela Ferramenta de Otimização Estática.</p> <p>subject01_walk1_StaticOptimization_activation.sto: Arquivo de armazenamento contendo os históricos de tempo das ativações musculares.</p> <p>subject01_walk1_StaticOptimization_force.sto: Arquivo de armazenamento contendo os históricos de tempo das forças musculares. A partir da versão</p>

		<p>subject01_simbody.osim: Um modelo <i>OpenSim</i> específico de um sujeito gerado pelo dimensionamento de um modelo genérico com a Ferramenta Scale ou por outros meios, juntamente com um conjunto de marcadores associado contendo marcadores virtuais ajustados. O modelo deve incluir parâmetros inerciais (massas de segmentos, etc.).</p> <p>x: O expoente para a função de custo baseada em ativação a ser minimizada (ou seja, o critério usado para resolver o problema de distribuição de força muscular)</p>	<p><i>OpenSim</i> 3.3, este arquivo também inclui o histórico de tempo de quaisquer outras forças aplicadas ao modelo (por exemplo, elementos passivos ou forças de restrição).</p>
Controle muscular computadorizado (CMC)	Estimar as excitações musculares de um movimento medido (leva em consideração o estiramento	subject01_walk1_RRA_Kinematics_q.sto: Contém os históricos de tempo da cinemática do modelo, incluindo os ângulos articulares e translações da pelve do RRA.	subject01_walk1_controls.xml: Contém as excitações para músculos individuais, bem como controles para quaisquer atuadores residuais e/ou de

	dos tendões)	<p>gait2345_CMC_Tasks.xml: O arquivo de tarefas de rastreamento especificando quais coordenadas rastrear e o peso de rastreamento correspondente (os pesos são relativos e determinam quão "bem" um ângulo de articulação rastreará o ângulo de articulação especificado do RRA).</p> <p>gait2345_CMC_ControlConstraints.xml: Contém limites em atuadores de modelo, que incluem músculos, reserva e atuadores residuais. O arquivo de restrições de controle específica a "excitação" máxima e mínima (ou seja, sinal de controle) para cada atuador. As restrições de controle também podem ser usadas para impor quando certos atuadores estão "ligados" ou "desligados" e a faixa na qual eles podem operar.</p> <p>subject01_walk1_grf.xml: Dados de carga externa</p>	<p>reserva.</p> <p>subject01_CMC_forces.sto: Forças musculares e forças e torques de reserva/residuais.</p> <p>subject01_walk1_states.sto: estados do modelo e estados musculares do movimento simulado (ou seja, ângulos e velocidades articulares, comprimentos de fibras musculares e ativações).</p>
--	--------------	---	--

		<p>(ou seja, forças de reação do solo, momentos e localização do centro de pressão).</p> <p>subject01_simbody_adjusted.osim: Um modelo OpenSim específico de sujeito gerado pelo dimensionamento de um modelo genérico com a Ferramenta Scale ou por outros meios, juntamente com um conjunto de marcadores associado contendo marcadores virtuais ajustados. O modelo deve incluir parâmetros inerciais. O modelo deve ter um centro de massa do tronco ajustado para reduzir os resíduos.</p> <p>gait2345_CMC_Actuators.xml: Contém os atuadores residual e reserva, como no RRA</p>	
Análise de Reações Articulares	Calcula as forças e momentos articulares transferidos entre corpos	joint_names: Lista dos nomes das articulações de interesse. O JointReaction relata cargas apenas	"_ReactionLoads.sto". Este arquivo contém linhas de dados com carimbo de tempo contendo os 3 componentes

	<p>consecutivos em um modelo. Essas forças e momentos correspondem às cargas internas suportadas pela estrutura articular.</p>	<p>para as articulações listadas que existem no modelo. Os nomes das articulações podem ser repetidos quantas vezes necessário para relatar em diferentes corpos ou em relação a diferentes quadros de referência. Usar a palavra-chave 'all' relata as cargas para todas as articulações no modelo. O padrão é 'all'.</p> <p>apply_on_bodies: Lista do corpo (pai ou filho) no qual a reação correspondente ocorreu. Se o array tiver apenas uma entrada, essa seleção será aplicada a todas as articulações especificadas em joint_names. O padrão é 'child'.</p> <p>express_in_frame: Lista dos quadros (ground, pai ou filho) nos quais a reação correspondente é expressa. Se o array tiver apenas uma entrada, essa seleção será aplicada a todas as articulações especificadas em joint_names.</p>	<p>do vetor de força e 3 componentes do vetor de momento da carga de reação em cada articulação especificada. O rótulo de cada coluna de dados inclui todas as informações sobre como a carga é aplicada e expressa. Especificamente, a forma é <nome da articulação> on <corpo> in <quadro>_<componente>.</p>
--	--	---	--

		<p>forces_file: O nome de um arquivo contendo armazenamento de forças. Se um nome de arquivo for fornecido, as forças aplicadas para todos os atuadores serão construídas a partir do forces_file em vez dos estados. Essa opção deve ser usada para calcular as cargas articulares a partir dos resultados da otimização estática.</p>	
--	--	---	--

Fonte: HICKS, Jennifer. Guide to OpenSim Workflow and Tools. Simtk-confluence.stanford.edu, 2012. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim24/Guide+to+OpenSim+Workflow+and+Tools>