PRODUÇÃO ONLINE
REVISTA CIENTÍFICA ELETRÔNICA DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO
ISSN 1676-1901

APLICABILIDADE DA CAPTURA DE MOVIMENTOS INERCIAIS PARA AVALIAR RISCOS BIOMECÂNICOS

APPLICABILITY OF INERTIAL MOTION CAPTURE FOR ASSESSING BIOMECHANICAL RISKS

Eugenio Andrés Díaz Merino* E-mail: eugenio.merino@ufsc.br
John Alexander Rey-Galindo** E-mail: john.rey@academicos.udg.mx
Felipe Indalêncio Goulart* E-mail: felipeigoulart@hotmail.com
Arturo Yael Godinez Garcia** E-mail: arturo.godinez5095@alumnos.udg.mx
Giselle Schmidt Alves Díaz Merino*** E-mail: giselle.merino@udesc.br
*Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, SC, Brasil.
**Universidade de Guadalajara (UDG), Guadalajara, Jalisco, Brasil.
***Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), Florianópolis, SC, Brasil.

Resumo: Na ergonomia, a avaliação precisa de posturas e cargas de trabalho é essencial para diminuir os riscos biomecânicos e reduzir a incidência de lesões musculoesqueléticas. Isso é importante, particularmente para usuários vulneráveis durante a realização de atividade física, como pessoas com ausência de membro superior. Nesse contexto, a utilização de sensores inerciais possibilita a coleta de dados quantitativos, o que complementa a observação direta e favorece a tomada de decisão. Assim, o atual estudo tem como objetivo avaliar os riscos biomecânicos em atividades simuladas, levando em consideração as capacidades e limitações de um usuário com prótese de membro superior, por meio da captura de movimentos inerciais. Quanto à metodologia, o estudo caracteriza-se como aplicado - com abordagem mista e objetivo exploratório. Em relação aos procedimentos técnicos, foi realizado um estudo de caso, tendo a divisão em duas fases, sendo: (i) Pré-coleta e (ii) Avaliação ergonômica por meio do *software ScaleFit Industrial Athlete*. Para fase (ii) foram avaliadas as atividades de: vestir um casaco, carregar um cesto de roupas e carregar uma mochila. Como resultado, foi possível verificar posturas e ângulos desfavoráveis assumidas pela usuária da coleta, envolvendo variáveis como frequência e valor máximo, unindo a identificação de possíveis riscos com a observação direta de filmagens e comparação com estudos correlatos.

Palavras-chave: Ergonomia. Captura de Movimentos. Sensores Inerciais. Indústria 5.0. Tecnologia Assistiva.

Abstract: Accurate assessment of working postures and physical workloads is essential in ergonomics to reduce biomechanical risks and prevent work-related musculoskeletal disorders. This is particularly important for vulnerable users during physical activity, such as individuals with upper limb absence. In this context, the use of inertial sensors enables the collection of quantitative data, complementing direct observation and supporting decision-making. Therefore, this study aims to assess biomechanical risks in simulated activities by considering the capabilities and limitations of an upper-limb prosthesis user through inertial motion capture. Methodologically, the study is characterized as applied research with a mixed-methods approach and an exploratory objective. Regarding the technical procedures, a case study was conducted in two phases: (i) pre-data collection and (ii) ergonomic assessment using the ScaleFit Industrial Athlete software. In phase (ii), the following activities were evaluated: putting on a jacket, carrying a laundry basket, and carrying a backpack. The findings enabled the identification of unfavorable postures and joint angles adopted by the participant, considering variables such as frequency and maximum values. These quantitative

results were integrated with direct observation of video recordings and compared with related studies to identify potential biomechanical risks.

Keywords: Ergonomics. Motion Capture. Inertial Sensors. Industry 5.0. Assistive Technology.

1 INTRODUÇÃO

De acordo com a *World Health Organization* (WHO, 2022), lesões musculoesqueléticas causadas pelo trabalho representam a principal causa de incapacidade em âmbito global, limitando significativamente a mobilidade e a destreza dos indivíduos, ocasionando em: aposentadoria precoce do trabalho, bem-estar reduzido e menor participação em sociedade.

Para enfrentar esses desafios, a Ergonomia apresenta inúmeras abordagens tradicionais para avaliar as exposições a fatores de risco para lesões musculoesqueléticas (Zahabi *et al*., 2026). Entrevistas e questionários são frequentemente utilizados, mas são abordagens que podem ter baixa validade e confiabilidade (Chiasson *et al*., 2015; Trask *et al*., 2010), além de apresentarem chances de enviesamento (Poulton, 1982; Toomingas *et al.,* 1997). Adicionalmente aos autorrelatos, a observação direta também é comumente empregada em avaliações ergonômicas, sendo utilizada para auxiliar a aplicação de ferramentas como NIOSH (Waters *et al*., 1993), RULA (McAtamney e Corlett, 1993), REBA (Hignett e McAtamney, 2000) e *Strain Index* (Garg *et al*., 2017). Por mais que consolidadas no âmbito científico, essas ferramentas exigem medições manuais detalhadas para conferir precisão aos resultados, o que demanda elevado investimento de tempo e recursos (Aliasgari *et al*., 2024; David, 2005).

Outro fator que reduz a confiabilidade dos resultados obtidos é a possível variabilidade de percepções entre os avaliadores, considerando o teor qualitativo de observações diretas, uma vez que interpretações distintas entre especialistas podem levar a resultados inconsistentes (Murugan *et al*., 2025). Assim, a integração de dados quantitativos para o desenvolvimento de estudos mistos tem um potencial de tornar a avaliação mais precisa e menos enviesada, a exemplo do uso de sensores vestíveis inerciais (Lim e D'Souza, 2020). Entretanto, barreiras como a adesão do trabalhador e desconforto ao vestir os sensores limitam a sua aplicabilidade em

situações reais de trabalho ou coletas em larga escala (Lind *et al*., 2023; Schall *et al*., 2018).

Sob tal viés, unidades de medição inercial precisas (UMI) são destacadas pela literatura como uma alternativa prática aos sistemas de captura óptica de movimento, mesmo considerando a precisão submilimétrica dos dados optoeletrônicos (Cappozzo *et al*., 1995). Isso porque a infraestrutura requerida pelo sistema, bem como os custos que envolvem a sua aplicação dificultam a aplicação em campo, ao limitar-se a estudos controlados de laboratório (Zhou *et al*., 2006). Por outro lado, as UMI fornecem uma solução portátil, versátil e mais econômica para avaliar, com uma precisão aceitável, a cinesiologia e exposições a riscos biomecânicos (Bouvier, 2015; Lim e D'Souza, 2019).

Estudos como o de Chafiq *et al.* (2026) demonstram a confiabilidade do sistema *Movella Xsens Awinda* para avaliar riscos biomecânicos, em que foi possível detectar diretamente os impactos de atividades de levantamento e transporte de carga, verificando questões como flexão do tronco, preensão, elevação e posicionamento da carga. Esses achados demonstram que a análise baseada em IMU, por meio do sistema *Xsens Awinda*, pode servir como uma técnica de avaliação consistente para verificar riscos ergonômicos - além de alinhar-se com os princípios da Indústria 5.0, por reconhecer a centralidade do ser humano nos sistemas, tornando-os mais robustos e sustentáveis (Slama *et al*., 2024).

Frente a isso, o atual estudo empregou o *software ScaleFit Industrial Athlete*, um programa que atua de forma concomitante à captura de movimentos (*Xsens*), permitindo a visualização, em tempo real, do potencial de risco às lesões musculoesqueléticas (ScaleFit, 2026). Para tanto, representa um conjunto de parâmetros por meio de um sistema de semáforo (verde, amarelo e vermelho), indicando essa exposição ao risco de baixa a alta. Posteriormente ao levantamento em campo com o usuário, os dados coletados podem ser importados em um sistema de análise (*IA Analyzer*) que fornece um relatório detalhado que subsidia a avaliação ergonômica.

Embora essas análises já tenham demonstrado suas vantagens em atividades laborais, reconhece-se também seu potencial na análise de atividades básicas da vida diária (ABVD) (Edemekon *et al*., 2025), as quais podem ter,

igualmente, implicações para o funcionamento do sistema musculoesquelético. Isso pode ser especialmente relevante, considerando-se que as ABVD apresentam clara implicação na qualidade de vida e no bem-estar das pessoas, constituindo-se como uma ferramenta primária para mensurar a independência funcional dos indivíduos (Chan *et al*., 2015; Kim e Lee, 2025).

Alguns autores, como Mutnick *et al*. (2025), identificaram que, nessas atividades, surgem movimentos compensatórios, por meio dos quais se compensa a ausência do membro ou as limitações funcionais da prótese, a fim de obter os resultados almejados. Isso aumenta a carga física durante as ABVD e pode provocar sintomas de distúrbios musculoesqueléticos que, com o tempo, podem reduzir a qualidade de vida das pessoas.

Levando em consideração o apresentado, o atual estudo tem como objetivo avaliar os riscos biomecânicos em atividades simuladas, levando em consideração as capacidades e limitações de um usuário com prótese de membro superior, por meio da captura de movimentos inerciais.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Biomecânica

O corpo humano e os seus movimentos são alvos de análise para diferentes áreas do conhecimento, como biologia, educação física, fisioterapia e demais áreas da saúde (Lu e Chang, 2012). Nesse sentido, destaca-se a biomecânica como uma ciência interdisciplinar que descreve, analisa e avalia os padrões de movimento e as suas implicações – englobando desde a marcha até o levantamento de carga e ao desempenho de atletas de alta performance (Winter, 2009). A área estuda não apenas a movimentação humana, como também as consequências que essa dinâmica causa, uma vez que alterações no movimento são frequentemente associadas aos distúrbios musculoesqueléticos (Bourantanis, 2024; Thirugnanam e Gurusamy, 2026).

Assim, esse estudo se torna relevante para a prevenção de lesões por esforço repetitivo (LER) e distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT), já que estão entre as principais causas de afastamento do ambiente laboral

e social, podendo envolver impactos tanto na capacidade física das pessoas, quanto cognitiva (Souza *et al*., 2023). No contexto da reabilitação, a captura de movimentos pode ser associada a biomecânica, otimizando a identificação dessas alterações de movimento, as quais estão potencialmente associadas ao desenvolvimento de lesões, favorecendo o acompanhamento longitudinal (Thirugnanam e Gurusamy, 2026).

Considerando Pessoas com Deficiência Física, a literatura aponta que a participação social pode ser ainda mais comprometida por limitações físicas, uma vez que a aquisição de uma deficiência está associada à redução da independência e da capacidade de frequentar ambientes (Palmera-Suárez *et al*., 2016). Logo, a captura de movimentos pode auxiliar na identificação de fatores para ampliar capacidades de Pessoas com Deficiência, superando barreiras e reduzindo restrições para favorecer essa integração social (Faux-Nightingale *et al*., 2024; Kaya *et al*., 2025).

2.2 Captura de Movimentos

A captura do movimento humano constitui um recurso importante para mapear o real comportamento cinesiológico das pessoas, fornecendo um referencial visual que complementa a observação direta, sendo acompanhado de dados quantitativos importantes para uma avaliação biomecânica detalhada. Isso porque a biomecânica requer a quantificação precisa dos movimentos humanos, incluindo métricas como ângulos articulares, e o padrão de movimento de segmentos corporais (Winter, 2009).

Nesse sentido, quando aliada a ergonomia, a tecnologia tem o potencial de auxiliar na identificação de riscos biomecânicos, podendo favorecer a promoção de saúde, bem como propor formas de ampliar a qualidade de vida e a independência dos seres humanos (Salisu *et al*., 2023; Lam *et al*., 2023). Por conta disso, a captura de movimentos vem sendo cada vez mais adotada, sendo uma alternativa precisa e de baixo custo para auxiliar avaliações ergonômicas (Yang *et al*., 2024).

Mesmo que o movimento humano possa ser avaliado em contextos laboratoriais, a literatura aponta para comportamentos diferentes quando

comparados aos ambientes naturais em que ocorrem as atividades, como o domiciliar ou laboral (Robles-García *et al*., 2015; Wade *et al*., 2022). Assim, modelos como o *Xsens Awinda* são destacados, pois permitem essa avaliação (em tempo real) com levantamentos a campo, sendo aplicados em inúmeros contextos e com boas práticas na biomecânica (Lind *et al*., 2023).

Outro aspecto positivo dessa tecnologia consiste na possibilidade de registrar o movimento em vídeo, permitindo a sua análise sob diferentes ângulos. Esse recurso é particularmente relevante em avaliações biomecânicas, uma vez que a observação restrita a um único plano ou ângulo pode ocultar informações importantes sobre o movimento, dificultando a identificação de alterações posturais, compensações e padrões de movimento (Caeiro-Rodríguez *et al*., 2026; Holzgreve *et al*., 2022).

Adicionalmente, os dados exportados pelos sensores inerciais fornecem um embasamento para avaliações ainda mais completas (considerando dados mistos), já que combina informações visuais e quantitativas, sendo empregado para análises de questões que seriam imperceptíveis pela observação visual, a exemplo de ângulos articulares (Mei *et al*., 2022).

2.3 Estudos correlatos

Estudos como o de Merino *et al.* (2019) e Speck *et al.* (2016) demonstram o potencial da captura de movimentos em realizar, através de tarefas simuladas, a identificação de oportunidades de desenvolvimento de Tecnologias Assistivas, de modo a aproximar as reais necessidades de Pessoas com Deficiência das especificações de projetos. Isso é verificado também em estudos como o de Merino *et al.* (2019), em que a tecnologia se caracteriza pela objetividade com o qual os dados biomecânicos dos usuários são apresentados, incluindo testes realizados *in loco* no contexto laboral, viabilizando estudos que inclusive analisam a usabilidade de Tecnologias Assistivas já desenvolvidas (Amaral *et al*., 2020).

Assim, Paulo e Merino (2022) observam que a captura de movimentos pode contribuir não só para o desenvolvimento ou avaliação de produtos assistivos, como também no acompanhamento longitudinal da adaptação do usuário com a

Tecnologia Assistiva, verificando a realização de atividades diárias e fatores como segurança, conforto e ergonomia.

Com base no discutido, considera-se que os indivíduos com limitações funcionais e/ou deficiências possuem uma ampla variabilidade e constituem um espectro diverso (Cao et al., 2023), logo a captura de movimentos pode potencializar o cuidado especializado e influenciar o desenvolvimento de avaliações biomecânicas mais próximas da especificidade de cada usuário analisado – abordando a prevenção de lesões musculoesqueléticas e otimizando a qualidade de vida.

3 METODOLOGIA

O estudo é de natureza aplicada, uma vez que objetiva obter explicações acerca da causa-efeito de um estudo de caso (Gil, 2022), com abordagem mista. O estudo é qualitativo por investigar suas dinâmicas dentro de um contexto real, além de ser quantitativa por utilizar de dados quantificáveis que auxiliam na análise das informações (Silva e Menezes, 2025).

Com relação aos objetivos, é exploratório, pois busca proporcionar maior familiaridade com o problema, com vistas a torná-lo explícito (Gil, 2022). Quanto aos Procedimentos Técnicos, foi utilizado o estudo de caso, envolvendo a coleta e análise de dados referentes a um indivíduo, grupo ou comunidade específica, tendo como propósito a compreensão de diferentes aspectos das realidades, conforme o tema da pesquisa (Prodanov e Freitas, 2013).

A pesquisa foi dividida em 2 fases, sendo: (i) Pré-coleta e (ii) Avaliação ergonômica por meio do *software ScaleFit Industrial Athlete*. As fases serão detalhadas a seguir.

Cabe indicar que foram empregados dois *softwares* nesse estudo: *software* MVN, utilizado para registrar os dados provenientes dos sensores de movimentos inerciais e a movimentação do usuário (considerando suas medidas antropométricas). Além disso, foi empregado o *software ScaleFit Industrial Athlete*, o qual tem conexão ao MVN, permitindo uma visualização da conformidade com os limites biomecânicos do corpo humano.

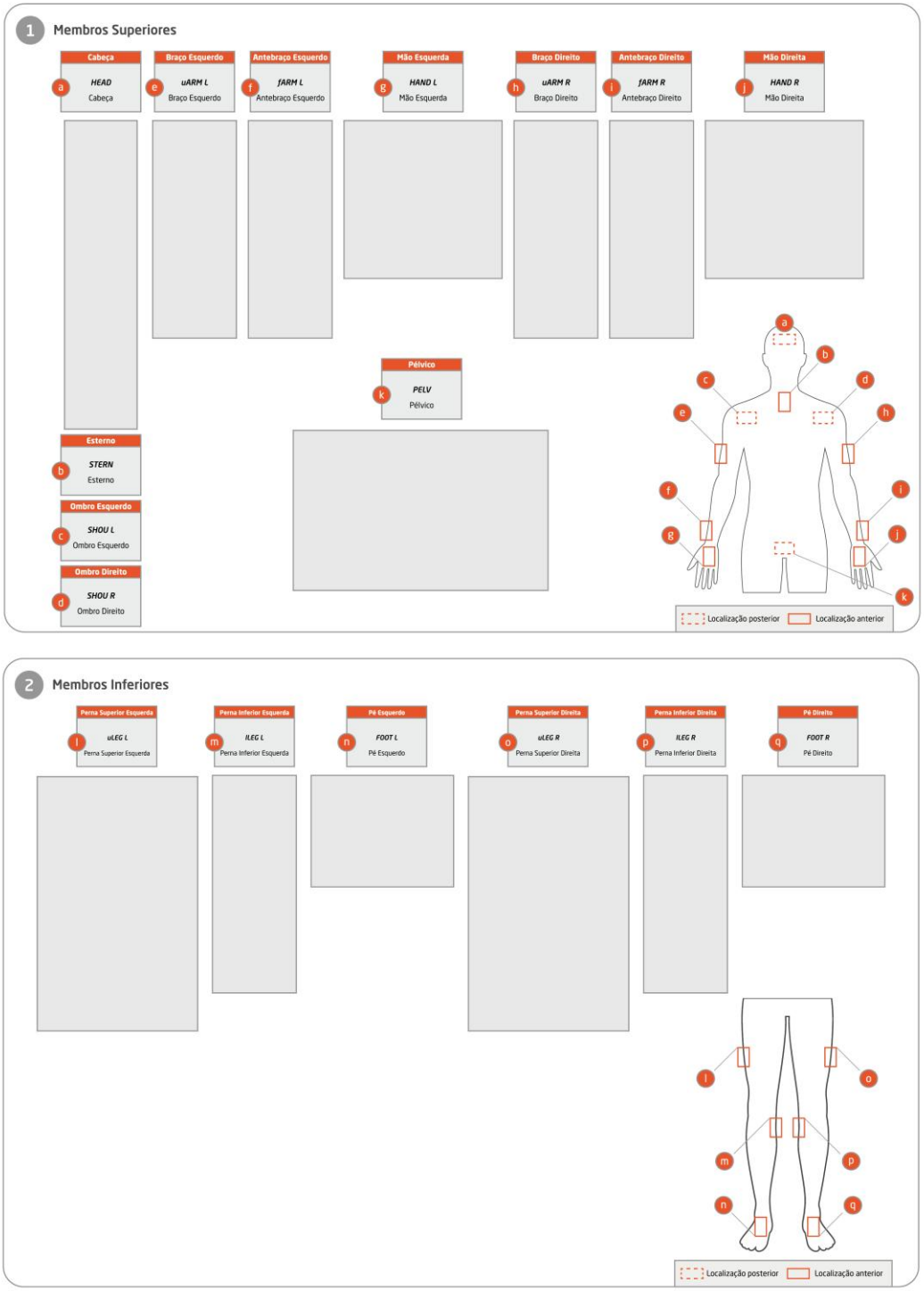
3.1 Pré-coleta

O *Movella Xsens Awinda* é um sistema sem fio (*wireless*) de captura cinemática de corpo inteiro, que permite registrar o movimento humano e transformar isso em dados para análise. Essas informações são transmitidas para o *software* MVN, o qual desenvolve uma representação humanoide, adaptando com base nas medidas do usuário.

O sistema conta com 18 sensores inerciais para o registro dos movimentos, com a gravação de 23 segmentos corporais e o centro de massa (habilitado dentro do *software*). Para tanto, os sensores devem ser posicionados com o auxílio de faixas de velcro, faixa de cabeça, luvas e suporte para sapatos. Ademais, medições corporais devem ser realizadas para garantir maior precisão aos resultados.

Diante disso, considerando a importância de posicionar corretamente os sensores no usuário para que o sistema seja calibrado com qualidade, são utilizadas pranchas A2 para auxiliar nesse posicionamento e organização para a coleta (Figura 1).

Figura 1 - Pranchas de organização de materiais para a coleta (membros superiores e inferiores)



Fonte: Elaborado pelos Autores (2026).

O local de coleta selecionado foi uma sala de aula universitária. A justificativa pela escolha do ambiente foi por conveniência, além de ser um espaço amplo, com poucas restrições, que permite a movimentação livre do usuário.

A seleção do usuário que compôs a amostra também foi realizada por conveniência, com base nos critérios de inclusão: ser estudante da universidade que sediou a pesquisa, utilizar alguma Tecnologia Assistiva e ter disponibilidade para participar da coleta. Com base nisso, a participante da pesquisa é uma mulher, estudante e usuária de uma prótese desportiva de membro superior (frequência de uso: 3 a 4 dias na semana). Essa prótese é de amputação traumática transumeral (Figura 2), desenvolvida especificamente para uma tarefa funcional, neste caso auxiliando na estabilização da usuária para o ciclismo. Assim, realiza a manutenção do posicionamento da mão no guidão, no qual a outra mão conduz a orientação do movimento. Por conta disso, a prótese de uso não possui função motora ou articular.

Figura 2 - Participante da pesquisa



Fonte: Elaborado pelos Autores (2026).

Além disso, a usuária tem 28 anos, 1.69m de altura e 51 kg de peso. Essas características, junto com as medidas antropométricas, são incluídas no *software ScaleFit Industrial Athlete* para a sua influência nos dados coletados. Adicionalmente, cabe indicar que os sensores também foram posicionados na prótese da usuária, ainda que a mesma não tenha sido funcional para as tarefas solicitadas. Isso ocorreu por ser uma exigência para o funcionamento do *software* e a calibração dos sensores, porém os dados foram desconsiderados para a análise.

3.2 Tarefas simuladas

Foram selecionadas três (3) tarefas simuladas para realizar com a usuária, envolvendo movimentos em que a unilateralidade funcional da usuária se faz relevante para a análise, sendo:

(1) Vestir um casaco - a usuária deve vestir um casaco, que deveria pegá-lo de uma superfície, colocá-lo enquanto estivesse usando a prótese e, por fim, fechá-lo até a altura do pescoço.

(2) Carregar um cesto de roupas - a usuária deve levantar o cesto de 3 kg do chão e caminhar por alguns metros, colocá-lo sobre uma mesa, levantá-lo novamente a partir da altura em que o havia deixado e, após isso, retornar ao local de origem e posicioná-lo novamente ao chão.

(3) Carregar uma mochila - a usuária deve levantar a mochila de 7 kg do chão, vesti-la, e caminhar por alguns metros, posteriormente, interromper o movimento e depositar a mochila no chão.

A gravação dessas atividades foi feita de três formas, considerando que houve o uso de webcam, bem como foram feitos registros pelos *softwares* MVN e *ScaleFit Industrial Athlete*. Ainda, cabe destacar que os pesos indicados nas tarefas de carregar um cesto de roupas e vestir a mochila (3 kg e 7 kg, respectivamente), são incluídos no *software ScaleFit Industrial Athlete* e são levados em consideração para a representação dos riscos biomecânicos.

3.3 Avaliação ergonômica por meio do *software ScaleFit Industrial Athlete*

A segunda fase do estudo envolve a análise da avaliação realizada pelo *software ScaleFit Industrial Athlete*, por meio de uma planilha do Microsoft Excel gerada automaticamente, indicando dados referentes a cada segmento corporal do usuário. Esses dados são importados em um complemento do *software* denominado *IA Analyzer*, o qual gera um relatório de riscos biomecânicos, que analisa a atividade realizada com base em quatro seções, sendo:

-Forçar exposição: considera a atividade realizada pelo usuário a luz da equação NIOSH (Waters *et al*., 1993);

-Posturas forçadas: verifica posturas por meio da norma DGUV 208-033 (DGUV, 2015);

-Repetições: analisa a frequência e a duração da exposição das posturas forçadas, com base nas normas EN 1005-4:2005+A1:2008 (CEN, 2008);

-Manuseando cargas: específico para o trabalho com cargas, utilizando do Key Indicator KIM-LHC Method (*German Ordinance on Occupational Health Care*, 2019).

Assim, para cada uma das seções, o *software* utiliza dos dados provenientes dos sensores inerciais, incluindo a consideração de tarefas com peso, para inserir os dados com base nas normas acima e verificar os riscos biomecânicos. Assim, aponta um potencial de risco de 1 a 3, envolvendo risco baixo, médio e alto.

Cabe destacar que sensores foram posicionados na prótese da usuária, portanto o *software* considerou a movimentação de ambos membros superiores. No entanto, para a discussão do estudo, o lado esquerdo da usuária foi desconsiderado, tendo em vista o uso da prótese desportiva.

Adicionalmente, indica-se que apenas foram utilizados para a discussão os pontos identificados como alto estresse (cor vermelha).

4 RESULTADOS

4.1 Avaliação ergonômica por meio do *software ScaleFit Industrial Athlete*

Tarefa 1: Vestir um casaco

Tendo como base os resultados apresentados pelo *software* (Figura 5), observa-se que a tarefa de vestir um casaco, no qual a usuária utilizou apenas o membro superior direito para efetuar, impôs um alto potencial de estresse referente à compressão no disco cervical (n=3, Figura 5). Com um valor máximo de 249 N de compressão, a duração da exposição nessa zona de risco também foi identificada como alta.

Figura 5 - Forçar Exposição

FORÇAR EXPOSIÇÃO	Score	Estresse
Compressão disco cervical (Max.)	3	alto
Compressão disco cervical (Duração)	3	alto
Compressão disco lombar (Max.)	1	baixo
Compressão disco lombar (Duração)	1	baixo
Momento ombro esquerdo (Max.)	1	baixo
Momento ombro direito (Max.)	1	baixo
Momento ombro esquerdo (Duração)	1	baixo
Momento ombro direito (Duração)	1	baixo
Carga (Max.)	1	baixo
Carga (Duração)	1	baixo

NIOSH Action Limit, DGUV-traffic light



Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

A literatura destaca que a compressão do disco pode ser resultado de uma carga acumulativa de levantamentos de peso realizados (Hung *et al*., 2014; Seidler *et al*., 2001), então por mais que a atividade de vestir um casaco não seja por si extenuante (pelo peso da roupa), o levantamento de objetos com diferentes pesos nas atividades cotidianas e laborais pode gerar uma carga acumulada e causar consequências físicas ao usuário (Hung *et al*., 2020).

Quanto ao valor máximo de compressão, o *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH, 1991) indica que os trabalhadores apresentam risco aumentado de lesão quando a compressão na coluna vertebral excede a força de 3.400 N. No entanto, esse limite envolve um levantamento único, sem considerar os efeitos cumulativos de demais atividades (Hung *et al*., 2020).

Em contrapartida, as articulações dos ombros (esquerdo e direito) e o peso da roupa correspondem a baixo estresse (Figura 5). Acredita-se que esse valor

corresponde a compensação realizada pela usuária durante a execução da atividade. Isto é, em decorrência da unilateralidade dos membros superiores, movimentos compensatórios de cabeça, pescoço e tronco foram realizados, o que pode elevar a compressão sobre o disco cervical.

Quanto às posturas (Figura 6), os resultados evidenciam que as principais exposições se concentram na inclinação da cabeça, nos movimentos dos punhos e na rotação do antebraço direito, enquanto as demais regiões corporais permaneceram em níveis de exposição predominantemente baixos. Por mais que o *software* tenha indicado níveis de estresse altos para membro superior esquerdo (flexão/extensão de pulso e abdução de pulso), como a usuária utiliza prótese, esses dados foram desconsiderados da análise.

Figura 6 - Posturas forçadas

POSTURAS FORÇADAS	Score	Estresse	Standards-based DGUV-traffic light
Inclinação da cabeça	3	alto	
Cabeça torção	1	baixo	
Inclinação do tronco	1	baixo	
Rotação do tronco	1	baixo	
Inclinação lateral do tronco	1	baixo	
Elevação braço esquerdo	1	baixo	
Elevação braço direito	2	médio	
Flexão/extensão pulso esquerda	3	alto	
Flexão/extensão pulso direita	3	alto	
Abdução pulso esquerda	3	alto	
Abdução pulso direita	3	alto	
Flexão joelho esquerda	1	baixo	
Flexão joelho direita	1	baixo	
Rotação antebraço esquerda	1	baixo	
Rotação antebraço direita	3	alto	

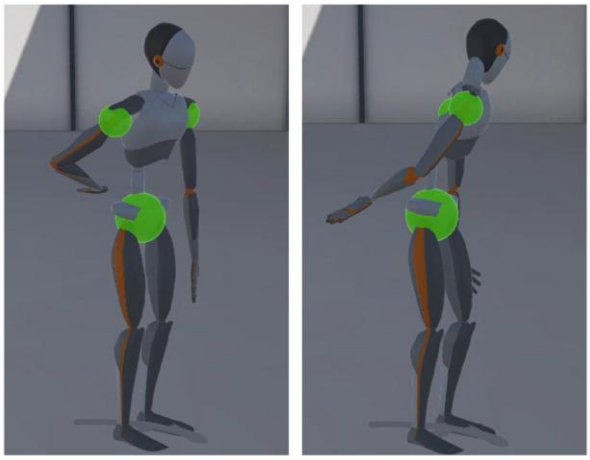
Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Entretanto, verificou-se que a flexão de pescoço exibiu, em dado momento, 53º de inclinação para o chão. Acredita-se que esse dado é esperado para uma atividade de vestir uma roupa, uma vez que o correto ajuste depende de uma inspeção visual constante, situação a qual demanda essa inclinação. Quanto ao DGUV 208-033 (DGUV, 2015), esse ângulo adotado pela usuária seria considerado inaceitável, no entanto a norma não utiliza parâmetros como duração e frequência para classificar essas amplitudes angulares.

Ademais, foi identificada flexão/extensão e abdução do pulso, também com escore alto (Figura 6). Esses parâmetros também se alinham com o fato de a usuária utilizar apenas do membro superior direito para a atividade, uma vez que

situações como a de introduzir o braço e a prótese na manga do casaco podem exigir alguns ângulos desfavoráveis (Figura 7). De igual forma para a rotação de antebraço, que se faz necessária para o ajuste devido do casaco ao corpo da usuária.

Figura 7 - Posição assumida pela usuária no manuseio do casaco, demonstrando os movimentos realizados pela usuária



Fonte: ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Assim, foi identificada uma extensão do pulso de -72º e uma flexão do pulso em 83º. Ainda, 69º de abdução e -76º de adução para o pulso direito. Considerando a rotação do antebraço direito da usuária, houve um pico de -122º de supinação do membro. Com base na mesma norma (DGUV 208-033), esses ângulos são considerados inaceitáveis e com potencial de serem prejudiciais ao usuário.

Quanto às repetições (Figura 8), observou-se que os pontos de maior estresse, quanto à duração em que uma posição desfavorável foi mantida, tem relação com a inclinação da cabeça, flexão/extensão e abdução de pulso e a rotação de antebraço direito. Isso demonstra que, além de terem atingido um ponto de estresse alto, esses momentos foram mantidos por boa parte da atividade.

Figura 8 - Repetições

REPETIÇÕES	Score	Estresse	EN 1005-4:2005+A1:2008 (No./min.) baixo: < 5 médio: 5-10 alto: > 10
Inclinação da cabeça	3	alto	
Cabeça torção	1	baixo	
Inclinação do tronco	1	baixo	
Rotação do tronco	1	baixo	
Inclinação lateral do tronco	1	baixo	
Elevação braço esquerdo	1	baixo	
Elevação braço direito	2	médio	
Flexão/extensão pulso esquerda	2	médio	
Flexão/extensão pulso direita	3	alto	
Abdução pulso esquerda	1	baixo	
Abdução pulso direita	3	alto	
Flexão joelho esquerda	1	baixo	
Flexão joelho direita	1	baixo	
Rotação antebraço esquerda	1	baixo	
Rotação antebraço direita	3	alto	



Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Considerando o manuseio de cargas, como a tarefa de vestir uma peça de roupa, não houve a identificação de estresse com relação ao peso do casaco (Figura 9).

Figura 9 - Manuseando cargas

MANUSEANDO CARGAS	Score	Estresse	Key Indicator Method LHC
Cargas de elevação	1	baixo	
Segurando cargas	1	baixo	
Transporte de cargas	1	baixo	
Espaço de agarrar esquerda	N/A	N/A	
Espaço de agarrar direita	N/A	N/A	
Trabalho acima do ombro esquerdo	1	baixo	
Trabalho acima do ombro direito	1	baixo	



Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Essa análise apresenta-se como relevante para o estudo, uma vez que vestir-se é considerada uma Atividade Básica da Vida Diária (ABVD) relativa ao autocuidado, junto de alimentar-se, banhar-se, entre outras (Duarte; Andrade; Lebrão, 2007). Limitações para vestir-se, portanto, podem afetar o convívio social e exigir que o usuário utilize de maneiras alternativas e compensatórias para realizar essa atividade (Duarte *et al.*, 2007). Isso pode levar à usuária ter menores possibilidades na escolha de roupas para o dia a dia, já que algumas podem limitar a sua independência e causar algum desconforto.

Por conta disso, a análise dessa primeira tarefa demonstrou compensações motoras realizadas pela usuária, em razão da sua unilateralidade funcional de

membro superior. Por mais que alguns pontos tenham apresentado estresse alto, com uma duração relevante, é possível concluir que essa tarefa (por si) não pode vir a ser perigosa do ponto de vista biomecânica. No entanto, cabe considerar que a atividade pode gerar uma carga acumulada para a usuária e influenciar demais atividades.

Tarefa 2: Carregar um cesto de roupas

Quanto à segunda tarefa (Figura 10), o principal ponto de exposição identificado foi a manutenção de uma posição desfavorável do ombro direito, com uma duração considerada alta, atingindo em dado momento 19 Nm. O *software* marcou o segmento em vermelho por quase toda a duração da atividade.

De acordo com Waters *et al.* (2013), levantamentos de cargas acima da altura da cintura requerem predominantemente a atuação da musculatura dos ombros e dos braços, o que pode indicar essa possível sobrecarga.

Figura 10 - Forçar exposição

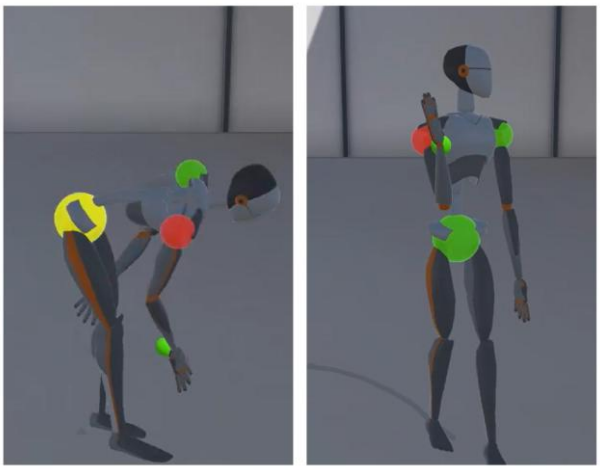
FORÇAR EXPOSIÇÃO	Score	Estresse
Compressão disco cervical (Max.)	2	médio
Compressão disco cervical (Duração)	1	baixo
Compressão disco lombar (Max.)	2	médio
Compressão disco lombar (Duração)	2	médio
Momento ombro esquerdo (Max.)	1	baixo
Momento ombro direito (Max.)	1	baixo
Momento ombro esquerdo (Duração)	1	baixo
Momento ombro direito (Duração)	3	alto
Carga (Max.)	1	baixo
Carga (Duração)	1	baixo



Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Observa-se que isso pode ter ocorrido por conta tanto da unilateralidade funcional da usuária, quanto pela manutenção do cesto na altura dos ombros (Figura 11). Assim, cabe destacar que a dor no ombro é uma queixa frequente em consultórios ortopédicos, sendo a síndrome de impacto mais comum entre os membros (Carvalho *et al.*, 2022).

Figura 11 - Posição assumida pela usuária no manuseio do cesto de roupas, com destaque ao segmento do ombro direito em vermelho



Fonte: ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Por mais que o levantamento de 3 kg não seja necessariamente extenuante, lesões no ombro são comumente causadas pela repetição de atividades que causam uma compressão repetitiva e causam inflamação com o passar do tempo (Andrews *et al*., 2000). Adicionalmente, a literatura destaca que o ombro tem maior propensão a lesões, por ser exigido entre atividades de movimento, estabilidade, sobrecarga e impacto (Menossi *et al*., 2007).

Em relação às posturas (Figura 12), a atividade trouxe um índice de estresse alto para a inclinação de cabeça e tronco, além de uma rotação de tronco. Após a elevação do cesto, o *software* verificou uma elevação de braço direita com nível de estresse alto, além de uma abdução de pulso direito. Isso alinha-se, novamente, com a forma em que a usuária carregou o peso (na altura dos ombros).

Foi identificada uma flexão de pescoço que, em dado momento, atingiu 40º de inclinação para o chão. Por mais que esse ângulo, para a norma DGUV 208-033 seja considerada uma postura com potencial de riscos biomecânicos, essa exposição foi curta e realizada para a visualização do cesto para o seu levantamento. O mesmo vale para os demais segmentos indicados pela Figura 12, que se mantiveram em níveis de estresse baixo pela maior parte da atividade. Como a norma não considera os parâmetros de duração e frequência, não é possível classificar as posturas adotadas nesses segmentos como sendo desfavoráveis para a usuária nesse quesito, em razão de sua duração.

Figura 12 - Posturas forçadas

POSTURAS FORÇADAS	Score	Estresse	Standards-based DGUV-traffic light
Inclinação da cabeça	3	alto	
Cabeça torção	1	baixo	
Inclinação do tronco	3	alto	
Rotação do tronco	3	alto	
Inclinação lateral do tronco	2	médio	
Elevação braço esquerdo	2	médio	
Elevação braço direito	3	alto	
Flexão/extensão pulso esquerda	2	médio	
Flexão/extensão pulso direita	1	baixo	
Abdução pulso esquerda	3	alto	
Abdução pulso direita	3	alto	
Flexão joelho esquerda	1	baixo	
Flexão joelho direita	1	baixo	
Rotação antebraço esquerda	1	baixo	
Rotação antebraço direita	1	baixo	



Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Similarmente, quanto às repetições, por mais que a usuária assumiu posturas que foram identificadas com estresse alto (Figura 13), em algumas instâncias, o *software* verificou que os momentos de exposição à riscos baixo e médio equivale à maior parte da atividade, para todos os segmentos indicados pela Figura 13.

Figura 13 - Repetições

REPETIÇÕES	Score	Estresse	EN 1005-4:2005+A1:2008 (No./min.) baixo: < 5 médio: 5-10 alto: > 10
Inclinação da cabeça	3	alto	
Cabeça torção	1	baixo	
Inclinação do tronco	2	médio	
Rotação do tronco	3	alto	
Inclinação lateral do tronco	1	baixo	
Elevação braço esquerdo	1	baixo	
Elevação braço direito	2	médio	
Flexão/extensão pulso esquerda	3	alto	
Flexão/extensão pulso direita	1	baixo	
Abdução pulso esquerda	2	médio	
Abdução pulso direita	3	alto	
Flexão joelho esquerda	1	baixo	
Flexão joelho direita	1	baixo	
Rotação antebraço esquerda	1	baixo	
Rotação antebraço direita	1	baixo	



Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Em relação ao manuseio de cargas, o peso do cesto de roupas (3kg) foi considerado baixo pelo *software*, não trazendo níveis de estresse. No entanto, foi identificado com estresse alto o trabalho acima do ombro direito, o que foi discutido anteriormente (Figura 14).

Figura 14 - Manuseando cargas

MANUSEANDO CARGAS	Score	Estresse	Key Indicator Method LHC
Cargas de elevação	1	baixo	
Segurando cargas	1	baixo	
Transporte de cargas	1	baixo	
Espaço de agarrar esquerda	N/A	N/A	
Espaço de agarrar direita	N/A	N/A	
Trabalho acima do ombro esquerdo	1	baixo	
Trabalho acima do ombro direito	3	alto	

Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Assim como na primeira atividade, o levantamento de cargas está incluído em uma série de atividades que compõem o cotidiano do ser humano (Gonçalves, 1998). Logo, não necessariamente existe um risco biomecânico para a usuária levantar pesos similarmente ao visto nessa atividade. No entanto, levantar objetos do solo é um movimento complexo, que envolve muitas estruturas corporais de membros superiores e inferiores, além de um sistema de tomada de decisão para organizar essas estruturas (La torre *et al*., 2008).

Por conta disso, o fato de a usuária utilizar de uma prótese desportiva, pode indicar a oportunidade de utilizar, em determinados momentos, uma prótese que auxilie nessas atividades, caso a usuária verifique desconforto ou dor em locais como o ombro.

Tarefa 3: Carregar uma mochila

Quanto à terceira tarefa (Figura 15), essa também é um levantamento de carga, desta vez com maior peso (7 kg). Por conta disso, houve um maior potencial de risco biomecânico, em relação à compressão do disco cervical, do que observado na tarefa 2. No entanto, houve uma sobrecarga prolongada no ombro direito.

Figura 15 - Forçar exposição

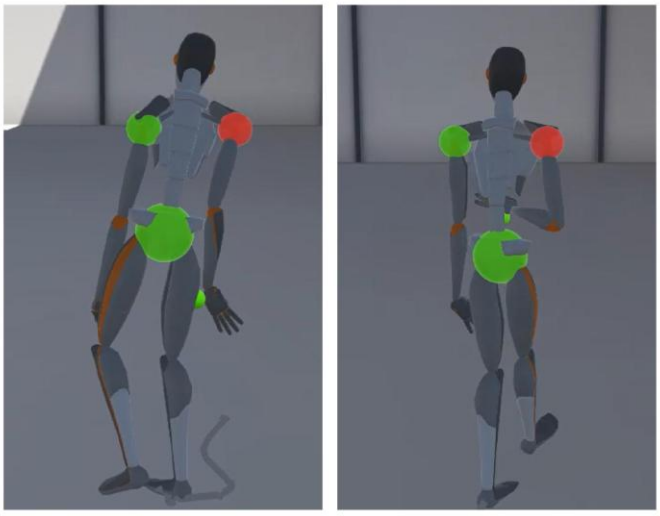
FORÇAR EXPOSIÇÃO	Score	Estresse	NIOSH Action Limit, DGUV-traffic light
Compressão disco cervical (Max.)	3	alto	
Compressão disco cervical (Duração)	1	baixo	
Compressão disco lombar (Max.)	2	médio	
Compressão disco lombar (Duração)	1	baixo	
Momento ombro esquerdo (Max.)	1	baixo	
Momento ombro direito (Max.)	2	médio	
Momento ombro esquerdo (Duração)	1	baixo	
Momento ombro direito (Duração)	3	alto	
Carga (Max.)	1	baixo	
Carga (Duração)	1	baixo	

Fonte: Ia Analyzer - ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Assim, como a usuária é impossibilitada de distribuir a carga da mochila entre os dois membros superiores, a atividade real pode aumentar a necessidade de estabilização e, consequentemente, elevar os esforços para a coluna cervical. Entretanto, a duração nessa exposição potencialmente desfavorável foi baixa, indicando que houve um pico de compressão (209 N) em um curto intervalo de tempo, sem permanecer durante a maior parte da atividade.

Logo, por mais que tenha superado o limite de alto risco, a exposição foi curta e não apresentou risco para a usuária, em especial pelo pico de compressão ter sido menor do que a força de 3.400N (NIOSH, 1991). Quanto ao ombro, por mais que não tenha tido um pico de alto risco de estresse, verificou-se que o mesmo ficou submetido a carga durante grande parte da atividade. Isso pode ser evidenciado na análise da atividade (Figura 16), em que se verifica uma postura compensatória para o lado direito, que favoreceu essa exposição prolongada. Isso porque o membro superior direito deve não apenas sustentar a carga, como também estabilizar o usuário durante a atividade.

Figura 16 - Posição assumida pela usuária no manuseio da mochila, com destaque ao segmento do ombro direito em vermelho



Fonte: ScaleFit Industrial Athlete (2026).

De acordo com as posturas forçadas (Figura 17), foram verificados momentos de 41º de flexão da cabeça para o chão, além de 64º de rotação de tronco e 51º de inclinação lateral do tronco. Além disso, houve abdução do pulso direito com -66º e a rotação de antebraço direito atingiu -119º. Por mais que os valores angulares máximos tenham superado o limite fisiológico estabelecido pela DGUV 208-033, a literatura aponta que o maior risco biomecânico nas atividades de levantamento manual de carga está na dor lombar (Fiedler *et al*., 2008; Gupta, 2024). No entanto, Fiedler *et al*. (2006) analisa que grande parte das lesões no levantamento manual de cargas decorrem do trauma cumulativo, em que o usuário pode sofrer consequências de atividades que parecem cômodas.

Figura 17 - Posturas forçadas

POSTURAS FORÇADAS	Score	Estresse	Standards-based DGUV-traffic light
Inclinação da cabeça	3	alto	
Cabeça torção	1	baixo	
Inclinação do tronco	1	baixo	
Rotação do tronco	3	alto	
Inclinação lateral do tronco	3	alto	
Elevação braço esquerdo	2	médio	
Elevação braço direito	2	médio	
Flexão/extensão pulso esquerda	3	alto	
Flexão/extensão pulso direita	1	baixo	
Abdução pulso esquerda	3	alto	
Abdução pulso direita	3	alto	
Flexão joelho esquerda	2	médio	
Flexão joelho direita	1	baixo	
Rotação antebraço esquerda	3	alto	
Rotação antebraço direita	3	alto	



Fonte: ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Quanto às repetições (Figura 18), verifica-se que a maioria das posturas indicadas pela Figura 17 pelo estresse alto, houve uma exposição também alta. Por conta disso, o potencial de risco biomecânico acaba se potencializando, uma vez que posturas inadequadas associadas a variáveis como frequência e repetição podem ser perigosas (Coury *et al*., 1999), sendo que a NR-17 indica como medida de prevenção à lesão “limitar a duração, a frequência e o número de movimentos a serem efetuados pelos trabalhadores” (Brasil; 2022, p. 5).

Figura 18 - Repetições

REPETIÇÕES	Score	Estresse	EN 1005-4:2005+A1:2008 (No./min.) baixo: < 5 médio: 5-10 alto: > 10
Inclinação da cabeça	3	alto	
Cabeça torção	1	baixo	
Inclinação do tronco	1	baixo	
Rotação do tronco	3	alto	
Inclinação lateral do tronco	2	médio	
Elevação braço esquerdo	1	baixo	
Elevação braço direito	3	alto	
Flexão/extensão pulso esquerda	3	alto	
Flexão/extensão pulso direita	3	alto	
Abdução pulso esquerda	2	médio	
Abdução pulso direita	3	alto	
Flexão joelho esquerda	1	baixo	
Flexão joelho direita	1	baixo	
Rotação antebraço esquerda	1	baixo	
Rotação antebraço direita	3	alto	



Fonte: ScaleFit Industrial Athlete (2026).

Diferentemente do ocorrido na tarefa 2, nessa atividade a usuária manteve a mochila nas costas e, portanto, não foram identificados riscos para o suporte da

carga ou para o trabalho acima do ombro (Figura 19). No entanto, por mais que o peso não tenha apresentado riscos à usuária, alternativas como dispositivos auxiliares podem ser utilizados para diminuir a carga física exigida por atividades de levantamento (Lavender *et al*., 2020), podendo diminuir também a carga cumulativa e acabar reduzindo o estresse geral das demais atividades do cotidiano.

Figura 19 – Manuseando cargas

MANUSEANDO CARGAS	*Score*	*Estresse*	*Key Indicator Method LHC*
Cargas de elevação	1	baixo	
Segurando cargas	1	baixo	
Transporte de cargas	1	baixo	
Espaço de agarrar esquerda	N/A	N/A	
Espaço de agarrar direita	N/A	N/A	
Trabalho acima do ombro esquerdo	1	baixo	
Trabalho acima do ombro direito	1	baixo	

Fonte: ScaleFit Industrial Athlete (2026).

5 CONSIDERAÇÕES

Considera-se que o estudo atingiu o objetivo de forma satisfatória, verificando a aplicabilidade da captura de movimentos em atividades simuladas com uma usuária de prótese desportiva de membro superior, empregando uma avaliação que decorreu de dados qualitativos (observação) e quantitativos (sensores inerciais). A observação, aliada com o relatório gerado pelo *software*, demonstrou que o sistema *Movella Xsens Awinda* pode ser uma alternativa viável para uma avaliação rápida sobre os riscos biomecânicos. Ademais, a precisão dos dados apresentados se mostrou suficiente para subsidiar a avaliação feita.

Por mais que, em nenhuma das atividades, a carga foi considerada excessiva para a usuária, houve uma discussão sobre a carga cumulativa, ou seja, considerando que todas as tarefas podem ser cotidianas e comuns para a usuária, a unilateralidade funcional pode acabar trazendo uma carga residual para as demais atividades realizadas. Ou seja, com a repetição de atividades similares, com certa frequência, a compensação articular realizada pela usuária, em função das suas capacidades e limitações, pode vir a causar algum tipo de dor/desconforto, ou até mesmo alguma lesão. Assim, acompanhamentos longitudinais são indicados para acompanhar essa questão e buscar a proposição de otimizações para a usuária.

No entanto, frente às limitações do estudo, é necessário considerar que as atividades foram feitas com apenas uma usuária, além de terem sido realizadas em um ambiente controlado, uma vez que a análise não considerou questões contextuais relativas à realidade das atividades diárias, podendo não evidenciar algumas das barreiras presentes no seu cotidiano. Outra limitação é relativa aos pesos definidos para as tarefas 2 e 3, que não foram escolhidos com base em alguma literatura ou por influência da usuária. Logo, é possível que tanto o cesto de roupas, quanto a mochila, no contexto real da usuária, tenham um peso maior e, portanto, apresentem maior risco biomecânico para as atividades que foram analisadas.

Nesse sentido, compreender as implicações que as condições físicas reais têm sobre a realização das atividades dos usuários e, com base nisso, sobre o impacto em termos biomecânicos para o corpo, pode contribuir para projetar as condições do contexto de maneira mais coerente com as capacidades e limitações dos usuários, reduzir cenários de risco para o sistema musculoesquelético e proporcionar condições mais inclusivas que possibilitem a independência das pessoas em suas ABVD.

Uma outra limitação importante seria o fato de o *software ScaleFit Industrial Athlete* utilizar da equação de NIOSH para a seção" Forçar exposição", uma vez que foi desenvolvida para o levantamento com as duas mãos. Por conta da usuária do teste ter uma unilateralidade funcional, os dados coletados foram explorados com base nessa particularidade, bem como os levantamentos foram feitos com um só membro, o que pode ter comprometido a sua aplicação.

Para estudos futuros, sugere-se ampliar a amostra para considerar usuários com diferentes capacidades e limitações, verificando a aplicabilidade da captura de movimentos para avaliações ergonômicas, ao passo em que continua a verificar a confiabilidade dos sensores inerciais para a área da ergonomia. Além disso, um estudo correlato poderia identificar a oportunidade de adaptar a prótese desportiva da usuária, visando otimizar atividades diárias e diminuir os riscos de lesão musculoesquelética a longo prazo, em especial para levantamentos de carga.

6 AGRADECIMENTOS

O presente artigo foi realizado por conta do projeto “TECNOLOGIA ASSISTIVA PARA AUTONOMIA COTIDIANA/LABORAL DE PESSOAS COM DEFICIÊNCIA E FORMAÇÃO DE RECURSOS HUMANOS. Além disso, possui apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES PROEX) - Código de Financiamento 001.

REFERÊNCIAS

ALIASGARI, R. et al. MOCAP and AI-Based automated physical demand analysis for workplace safety. **J. Construct. Eng. Manag.**, v. 150, n. 7, 04024060, 2024. DOI: https://doi.org/10.1061/JCEMD4.COENG-13811

AMARAL, Daniela Salgado; AMORIM, Brenda Elizabeth Farias de; ROSA, Carolina Schütz; SANGUINETTI, Danielle Carneiro de Menezes; CABRAL, Ana Karina Pessoa da Silva; MERINO, Giselle Schmidt Alves Diaz; MERINO, Eugenio Andrés Díaz. Aplicabilidade da captura de movimentos na pesquisa interdisciplinar de tecnologia assistiva: um relato de experiência. **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional**, v. 28, n. 4, p. 1297-1310, 2020.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. **Reabilitação Física das Lesões Desportivas**. Guanabara Koogan, 2000.

BOURANTANIS, A.; NOMIKOS, N.; WANG, W. Biomechanical Insights in Ancient Greek Combat Sports: A Static Analysis of Selected Pottery Depictions. **Sports 2024**, 12, 317.

https://doi.org/10.3390/sports12120317

BRASIL. **NR17 - Ergonomia**. Ministério do Trabalho e Previdência, 2022.

CAEIRO-RODRÍGUEZ, M. et al. Using inertial sensors for the generation of REBA and RULA reports in functional colonoscopy simulations. **Ergonomics**, v. 69, n. 6, 2026.

CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 4, p. 171–178, 1995.

CARVALHO, F. dos S. et al. Levantamento bibliográfico do mecanismo de desenvolvimento da síndrome do impacto no ombro e sua terapêutica. **Research, Society and Development**, [S. l.], v. 11, n. 13, p. e489111335746, 2022. DOI: 10.33448/rsd-v11i13.35746. Disponível em: https://rsdjournal.org/rsd/article/view/35746. Acesso em: 12 jul. 2026.

CHAFIQ, M. et al. IMU-Based Detection of Load Carriage for Ergonomic Risk Assessment. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON MOVEMENT AND COMPUTING (MOCO), 10., 2026, Montpellier. **Anais...** New York: ACM, 2026. DOI: https://doi.org/10.1145/3802842.3802894

CHAN CS, SLAUGHTER SE, JONES CA, WAGG AS. Greater Independence in Activities of Daily Living is Associated with Higher Health-Related Quality of Life Scores in Nursing Home Residents with Dementia. **Healthcare** (Basel). 2015;3(3):503-518. Published 2015 Jun 30. doi:10.3390/healthcare3030503

CHIASSON, M.-E. et al. Influence of musculoskeletal pain on workers' ergonomic risk-factor assessments. **Appl. Ergon.**, v. 49, p. 1–7, 2015. DOI: https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.12.011.

DAVID, G. C. Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for workrelated musculoskeletal disorders. **Occup. Med. (Oxf.)**, v. 55, n. 3, p. 190–199, 2005. DOI: https://doi.org/10.1093/occmed/kqi082.

DEUTSCHE GESETZLICHE UNFALLVERSICHERUNG (DGUV). **Evaluation of physical stresses**. Sankt Augustin: Institute for Occupational Safety and Health of the German Social Accident Insurance (IFA), 2015. 10 p. (DGUV Information 208-033, Annex 3).

DEUTSCHE GESETZLICHE UNFALLVERSICHERUNG (DGUV). **Evaluation of physical work load in accordance with DGUV Information 208-033 (formerly BGI/GUV-I 7011) (Annex 3)**. Sankt Augustin: Institute for Occupational Safety and Health of the German Social Accident Insurance (IFA), 2015. Disponível em: https://www.dguv.de/medien/ifa/en/fac/ergonomie/pdf/evaluation_of_physical_work_load.pdf. Acesso em: 9 jul. 2026.

DUARTE, Y. A. O.; ANDRADE, C. L.; LEBRÃO, M. L. O Índex de Katz na avaliação da funcionalidade dos idosos. **Rev Esc Enferm Usp**, São Paulo, p. 317-325, jun. 2007.

EDEMEKONG PF, BOMGAARS DL, SUKUMARAN S, SCHOO C. Activities of Daily Living. In: StatPearls**. Treasure Island** (FL): StatPearls Publishing; May 4, 2025.

EUROPEAN COMMITTEE FOR STANDARDIZATION (CEN). **Safety of machinery – Human physical performance – Part 4: Evaluation of working postures and movements in relation to machinery (EN 1005-4:2005+A1:2008)**. Brussels: CEN, 2008.

FAUX-NIGHTINGALE, Alice; PHILP, Fraser; LEONE, Enza; HELLIWELL, Brinton Boreman; PANDYAN, Anand. Exploring stroke survivors' and physiotherapists' perspectives of the potential for markerless motion capture technology in community rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 21, art. 168, p. 1-11, 2024. DOI: https://doi.org/10.1186/s12984-024-01467-x.

FIEDLER, N. C. et al. Avaliação dos limites recomendados de pesos no manuseio de cargas em marcenarias. **Cerne**, Lavras, v. 14, n. 2, p. 133–140, abr./jun. 2008.

FIEDLER, N. C.; RODRIGUES, T. O.; MEDEIROS, M. B. Avaliação das condições de trabalho, treinamento, saúde e segurança de brigadistas de combate a incêndios florestais em unidades de conservação do Distrito Federal. **Revista Árvore**, Viçosa, v. 30, n. 1, p. 55-63, fev. 2006.

GARG, A.; MOORE, J. S.; KAPELLUSCH, J. M. The Revised Strain Index: an improved upper extremity exposure assessment model. **Ergonomics**, v. 60, n. 7, p. 912–922, 2017. DOI: https://doi.org/10.1080/00140139.2016.1237678.

GERMANY. Federal Institute for Occupational Safety and Health (BAuA). **Key Indicator Method for assessing and designing physical workloads with respect to manual Lifting, Holding and Carrying of loads ≥ 3 kg (KIM-LHC): draft for practical testing - version 12.5**. Dortmund: BAuA/ASER/ArbMedErgo/ebus, 2019. Disponível em: [insira o link, se houver]. Acesso em: 13 jul. 2026.

GONÇALVES, M. Variáveis biomecânicas analisadas durante o levantamento manual de carga. **Motriz**, Rio Claro, v. 4, n. 2, p. 85–90, dez. 1998.

GUPTA, K. A Review on Ergonomic Studies for Different Industrial Setups. **Journal of Research and Practice on the Musculoskeletal System**, Joanesburgo, v. 8, n. 3, p. 77-83, set. 2024.

HIGNETT, S.; MCATAMNEY, L. Rapid Entire Body Assessment (REBA). **Appl. Ergon.**, v. 31, n. 2, p. 201–205, 2000. DOI: https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3.

HOLZGREVE, F. et al. Home office versus ergonomic workstation - is the ergonomic risk increased when working at the dining table? An inertial motion capture based pilot study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 23, art. 745, p. 1-10, 2022.

HUNG, I. Y.-J. et al. The roles of lumbar load thresholds in cumulative lifting exposure to predict disk protrusion in an Asian population. **BMC Musculoskeletal Disorders**, Londres, v. 21, n. 1, art. 169, 2020. DOI: 10.1186/s12891-020-3167-y. Disponível em: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7077115/. Acesso em: 9 jul. 2026.

HUNG, Y.-J. et al. The dose-response relationship between cumulative lifting load and lumbar disk degeneration based on magnetic resonance imaging findings. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 94, n. 11, p. 1582–1593, 2014. DOI: 10.2522/ptj.20130095. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24970094/. Acesso em: 9 jul. 2026.

KAYA, Başak Bilir; GÜNGÖR KETENCI, Pınar; ÖZTEKIN, Özlem; MEMIŞOĞLU, Kemal. The impact of motion capture camera-supported telerehabilitation gamification on upper extremity functions and quality of life in stroke and cerebral palsy patients. **Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 71, n. 2, p. 157-166, 2025. DOI: https://doi.org/10.5606/tftrd.2025.16461

KIM JH, LEE SB. Evaluation of Activities of Daily Living: Current Insights and Future Horizons. ***Ann Geriatr Med Res***. 2025;29(2):143-158. doi:10.4235/agmr.24.0172

LAM, W.W.T., TANG, Y.M., FONG, KN.K., 2023. A systematic review of the applications of markerless motion capture (MMC) technology for clinical measurement in rehabilitation. **J. Neuroeng. Rehabil**. 20.

LA TORRE, M. et al. Cálculo das forças internas na coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. **Rev. Bras. Cienc. Esporte**, Campinas, v. 29, p. 27-43, jan. 2008.

LAVENDER, S. A. et al. A biomechanical evaluation of potential ergonomic solutions for use by firefighter and EMS providers when lifting heavy patients in their homes. **Applied Ergonomics**, v. 82, 102910, 2020.

LIM, S.; D'SOUZA, C. A narrative review on contemporary and emerging uses of inertial sensing in occupational ergonomics. **Int. J. Ind. Ergon.**, v. 76, 102937, 2020.

LIM, S.; D'SOUZA, C. Statistical prediction of load carriage mode and magnitude from inertial sensor derived gait kinematics. **Applied Ergonomics**, v. 76, p. 1–11, 2019.

LIND, C. M.; ABTAHI, F.; FORSMAN, M. Wearable motion capture devices for the prevention of work-related musculoskeletal disorders in ergonomics: an overview of current applications, challenges, and future opportunities. **Sensors**, v. 23, n. 9, 4259, 2023. DOI: https://doi.org/10.3390/s23094259.

LOUREIRO, C. J. **Cobots na Indústria 4.0**. Tese de Doutorado. 2018.

LU Tung-Wu; CHANG Chu-Fen. Biomechanics of human movement and its clinical applications. **The Kaohsiung J of Med Science**, 2012;28:S13–25

MARTINS, D.; GOMES, J.; SANTOS, C. A Era do Trabalho 5.0: Be human with smart technology. **MBA para Gestores e Engenheiros**, p. 241-281, 2019.

MCATAMNEY, L.; NIGEL CORLETT, E. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. **Appl. Ergon.**, v. 24, n. 2, p. 91–99, 1993. DOI: https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S.

MEI *et al*., "Dataset of lower extremity joint angles, moments and forces in distance running," **Heliyon**, vol. 8, no. 11, p. e11517, Nov. 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e11517.

MENOSSI, B. R.; BUENO, A. F.; SILVEIRA, S. A.; DALAZEN, A. C. Sugestão de protocolo prático para tratamento de tendinites em ombro. **Revista de Humanidades e Ciências Sociais Aplicadas**, v. 5, n. 4, p. 3-12, 2007.

MERINO, Giselle et al. Ergonomic evaluation of the musculoskeletal risks in a banana harvesting activity through qualitative and quantitative measures, with emphasis on motion capture (Xsens) and EMG. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [S. l.], v. 69, p. 80–89, Jan. 2019. DOI: https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.10.004.

MERINO, Giselle Schmidt Alves Díaz; PAULO, Irandir Izaquiel; FORCELINI, Franciele; VARNIER, Thiago. O uso da termografia e captura de movimentos para identificação de oportunidades de tecnologias assistivas: um estudo de caso. **Ergodesign & HCI**, Rio de Janeiro, v. 7, n. especial, p. 64-74, 2019.

MURUGAN, A. S. et al. Optimising computer vision-based ergonomic assessments: sensitivity to camera position and monocular 3D pose model. **Ergonomics**, v. 68, n. 1, p. 120–137, 2025. DOI: https://doi.org/10.1080/00140139.2024.2304578.

MUTNICK M.E., ENGDAHL S.M., MCKHEEN A., LEE C., GATES D.H. Postural adjustments during activities of daily living with an upper limb prosthesis. ***Clin Biomech*** *(Bristol)*. 2026;132:106745. doi:10.1016/j.clinbiomech.2025.106745

NATIONAL INSTITUTE FOR OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH (NIOSH). **Scientific support documentation for the revised 1991 NIOSH lifting equation**. Technical Contract Reports, p. 1–282, 1991. Disponível em: https://ntrl.ntis.gov/NTRL/dashboard/searchResults/titleDetail/PB91226274.xhtml.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

POULTON, E. C. Biases in quantitative judgements. **Appl. Ergon.**, v. 13, n. 1, p. 31-42, 1982.

ROBLES-GARCÍA, V. et al. Spatiotemporal gait patterns during overt and covert evaluation in patients with Parkinson's disease and healthy subjects: Is there a Hawthorne effect? **Journal of Applied Biomechanics**, v. 31, n. 3, p. 189–194, 2015. DOI: 10.1123/jab.2013-0319.

PALMERA-SUÁREZ, R.; LÓPEZ-CUADRADO, T.; BROCKHAUS, S. Severity of disability related to road traffic crashes in the Spanish adult population. **Accid. Anal. Prev**. 2016, 91, 36–42.

PAULO, Irandir Izaquiel; MERINO, Eugenio Andrés Díaz. Aplicabilidade do sistema de captura de movimentos por sensores inerciais (Xsens) para fins ergonômicos: um estudo multicasos. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES HUMANO-TECNOLOGIA, 18.; **CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES E INTERAÇÃO HUMANO-COMPUTADOR**, 18., 2022, São Paulo. Anais [...] São Paulo: Blucher, 2022. p. 559-574. DOI https://doi.org/10.5151/18ergodesignusihc2022-36.

SALISU, S., RUHAIYEM, N.I.R., EISA, T.A.E., NASSER, M., SAEED, F., YOUNIS, H.A., 2023. Motion capture technologies for ergonomics: a systematic literature review. **Diagnostics**, 13.

SCALEFIT. **Industrial Athlete – the ergonomics measuring system for practical use**. Disponível em: https://www.scalefit.de/measurement-system.html. Acesso em: 30 jun. 2026.

SCHALL, M. C.; SESEK, R. F.; CAVUOTO, L. A. Barriers to the adoption of wearable sensors in the Workplace: a Survey of occupational safety and health professionals. **Hum. Factors**, v. 60, n. 3, p. 351–362, 2018. DOI: https://doi.org/10.1177/0018720817753907.

SEIDLER, A. et al. The role of cumulative physical work load in lumbar spine disease: risk factors for lumbar osteochondrosis and spondylosis associated with chronic complaints. **Occupational and Environmental Medicine**, Londres, v. 58, n. 11, p. 735–746, 2001. DOI: 10.1136/oem.58.11.735. Disponível em: https://oem.bmj.com/content/58/11/735. Acesso em: 9 jul. 2026.

SLAMA, R. et al. An overview on human-centred technologies, measurements and optimisation in assembly systems. **International Journal of Production Research**, v. 62, n. 14, p. 5336–5358, 2024.

SOUZA, Beatriz Cavalvanti deet al. FISIOTERAPIA NA PREVENÇÃO DE DOENÇAS OSTEOMUSCULARES EM TRABALHADORES DE INDÚSTRIAS. **Revista FT,** [S. l.], v. 27, n. 125, p. 1-12, 15 ago. 2023.

THIRUGNANAM, Shanmugapriyan; GURUSAMY, Muralimohan. Markerless Motion Capture for Biomechanical Analysis: A Critical Review of AI Pipelines, Validation and Applications. **Results in Engineering**, v. 32, 112247, 2026. DOI: https://doi.org/10.1016/j.rineng.2026.112247

TOOMINGAS, A.; ALFREDSSON, L.; KILBOM, A. Possible bias from rating behavior when subjects rate both exposure and outcome. **Scand. J. Work Environ. Health**, v. 23, n. 5, p. 370–377, 1997.

TRASK, C. et al. Using observation and self-report to predict mean, 90th percentile, and cumulative low back muscle activity in heavy industry workers. **Ann. Occup. Hyg.**, v. 54, n. 5, p. 595–606, 2010. DOI: https://doi.org/10.1093/annhyg/meq011.

WADE, Logan et al. Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics. **PeerJ**, v. 10, e12995, p. 1-27, 25 fev. 2022. DOI: 10.7717/peerj.12995. Disponível em: https://doi.org/10.7717/peerj.12995

WATERS, T. R.; PUTZ-ANDERSON, V.; GARG, A.; FINE, L. J. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. **Ergonomics**, v. 36, n. 7, p. 749–776, 1993. DOI: https://doi.org/10.1080/00140139308967940.

WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement. 4. ed. **Hoboken**: John Wiley & Sons, 2009

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **Musculoskeletal health**. 14 jul. 2022. Disponível em: https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions. Acesso em: 30 jun. 2026.

YANG, Z., SONG, D., Ning, J., Wu, Z., 2024. A systematic review: advancing ergonomic posture risk assessment through the integration of computer vision and

machine learning techniques. **IEEE Access** 12, 180481–180519. https://doi.org/10.1109/access.2024.35094

ZAHABI, S. J. N. et al. Evaluating the accuracy and feasibility of a commercial AI-powered ergonomic assessment system for automotive assembly work. **Applied Ergonomics**, v. 136, 104779, 2026. DOI: https://doi.org/10.1016/j.apergo.2026.104779.

Biografia do(s) autor(es)

Eugenio Andrés Díaz Merino
Desenhista Industrial (UFRJ). Doutor e Mestre em Engenharia de Produção (UFSC). Atualmente é professor titular da Universidade Federal de Santa Catarina e coordena o Núcleo de Gestão de Design e o Laboratório de Design e Usabilidade. Com uma abordagem Interprofissional vem desenvolvendo atividades integradas entre Design, Engenharia e Saúde, (iDES) e áreas afins. Atualmente coordena o programa de pós-graduação em Design (CAPES), é professor permanente do programa de pós-graduação em Engenharia de Produção (CAPES) e recentemente foi chefe do Departamento de Gestão, Mídias e Tecnologia (UFSC). Dentre os principais temas de atuação está a gestão de design, ergonomia, produtos, processos, serviços, tecnologia assistiva e sistemas complexos, desenvolvendo projetos junto a empresas e parcerias interinstitucionais no Brasil e exterior, com ênfase em tecnologia (instrumentação tecnológica). É presidente do Fórum de Programas de pós-graduação em Design e professor convidado em várias instituições nacionais e internacionais.

John Alexander Rey-Galindo
Designer industrial pela Universidad Jorge Tadeo Lozano (UJTL) (Colômbia), mestre em Design Industrial com ênfase em Ergonomia pela Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) (México) e doutorando em Saúde Pública pela Universidad de Guadalajara (UdeG) (México). Atualmente, atua como docente na graduação e na pós-graduação da Universidad de Guadalajara (México) e como professor convidado da Universidad de Concepción (Chile). É pesquisador nas áreas de design e ergonomia para a inclusão. Integra o Centro de Investigaciones en Ergonomía da Universidad de Guadalajara. É autor de artigos científicos e capítulos de livros nas áreas de ergonomia, design e inclusão. Atua como orientador de projetos e consultor em ergonomia, design e inclusão.

Felipe Indalêncio Goulart
Doutorando no programa de pós-graduação em Design da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e Pesquisador do Núcleo de Gestão de Design e Laboratório de Design e Usabilidade (NGD/LDU). Mestre em Design pela Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e Bacharel em Design Industrial pela Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC).

Arturo Yael Godinez Garcia
Engenheiro Biomédico com experiência em Pesquisa e Desenvolvimento (P&D) em startups de tecnologia em saúde. Atualmente, é mestrando em Ergonomia na Universidade de Guadalajara. Suas áreas de atuação incluem o desenvolvimento de próteses e órteses, aliado a abordagens de acessibilidade ergonômica. Sua pesquisa concentra-se na interação humano-tecnologia, com foco no desenvolvimento de dispositivos assistivos inovadores e inclusivos que contribuam para a melhoria da qualidade de vida dos usuários.

Giselle Schmidt Alves Díaz Merino
Professora do Departamento de Design da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), atuando nos cursos de graduação em Design (Industrial e Gráfico) e coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Design. É também professora permanente do Programa de Pós-graduação em Design da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Pesquisadora Bolsista de Produtividade do CNPq (PQ B) na área de Design. Foi coordenadora e membro titular do Comitê de Assessoramento de Design (CA-DI) do CNPq e recebeu o Prêmio CAPES de Tese (2020) como orientadora (AUD). Suas pesquisas e orientações (da graduação ao pós-doutorado) concentram-se em Gestão de Design, Design e Saúde, Design Centrado no Ser Humano, Tecnologia Assistiva e Design Universal/Inclusivo. Integra redes como RPDTA e RLBDI, mantendo parcerias nacionais (UFPE, UFPB, UNIFEI, UEAP, UEPA) e internacionais (Espanha, Portugal e México).

Artigo recebido em: 06/08/2026 e aceito para publicação em: 19/10/2026
DOI: https://doi.org/10.14488/1676-1901.v26i4.5919