



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

Ana Margarida Rocha Figueiredo

ÍNDICE DE ASSIMETRIA BILATERAL NA TAREFA *SIT-TO-STAND* EM ADULTOS JOVENS SAUDÁVEIS

Dissertação no âmbito do Mestrado em Fisioterapia - Especialização de Avaliação e Aplicação Clínica do Movimento orientada pelo Professor Doutor Luís Manuel Neves da Silva Cavalheiro, Professora Doutora Andreia Sofia Pinheiro Sousa e Professora Doutora Juliana dos Santos Moreira e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Setembro de 2025



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

ÍNDICE DE ASSIMETRIA BILATERAL NA TAREFA *SIT-TO-STAND* EM ADULTOS JOVENS SAUDÁVEIS

Ana Margarida Rocha Figueiredo

Dissertação no âmbito do Mestrado em Fisioterapia - Especialização de Avaliação e Aplicação Clínica do Movimento orientada pelo Professor Doutor Luís Manuel Neves da Silva Cavalheiro, Professora Doutora Andreia Sofia Pinheiro Sousa e Professora Doutora Juliana dos Santos Moreira e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra para obtenção do grau de Mestre

Setembro de 2025

COLABORAÇÕES

A presente dissertação de mestrado constituiu um trabalho colaborativo entre a Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra (ESTeSC) e o Centro de Investigação em Reabilitação (CIR) da Escola Superior de Saúde do Porto (E2S). Durante o percurso do mestrado, candidatei-me a uma bolsa de investigação financiada pela unidade de investigação CIR, Financiamento das Unidades de Investigação & Desenvolvimento (E2S/CIR-CEMAH/BI/2024/06), Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), Portugal, e União Europeia, com vista à integração do mesmo como bolsista de investigação. O estudo foi desenvolvido integralmente nas instalações do CIR, contando com o apoio logístico e científico desta unidade de investigação.



ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE



Centro de Investigação em Reabilitação



AGRADECIMENTOS

Sempre acreditei que a vida é feita de etapas que nos permitem evoluir. Estes dois anos representaram exatamente isso: um período de aprendizagem constante, que me fez crescer não só como profissional, mas também como pessoa. Conciliar este trabalho com a vida pessoal e profissional foi um desafio exigente, mas enriquecedor. Por isso, quero deixar um profundo agradecimento a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este projeto fosse possível.

Em primeiro lugar, à minha família e amigos, pelo amor incondicional, pela motivação constante e, sobretudo, por acreditarem sempre em mim. Obrigada pela lucidez, pela segurança e pelo conforto que me deram nos momentos mais difíceis, sem nunca perder de vista o objetivo final.

Aos meus orientadores, Professor Luís Cavalheiro, Professora Andreia Sousa e Professora Juliana Moreira, pela disponibilidade, pelo rigor científico e pelos conselhos fundamentais que me orientaram ao longo de todo o processo. A vossa orientação foi essencial para que este trabalho se concretizasse.

Aos docentes do Mestrado em Fisioterapia da ESTEC, pela recetividade, partilha de experiências e conhecimento, que tanto contribuíram para o meu crescimento pessoal e profissional.

Aos colegas bolseiros do CEMAH, agradeço a paciência, a ajuda e a generosa partilha de conhecimento, especialmente durante a fase desafiante de recolha e tratamento de dados.

Aos participantes deste estudo, que se disponibilizaram e tornaram possível a concretização deste projeto.

E finalmente, ao Centro de Investigação em Reabilitação da E2S, que novamente me acolheu, disponibilizando o espaço, os recursos e os meios necessários para o desenvolvimento desta investigação.

A todos um enorme obrigada.

EPÍGRAFE

"Science is the process that takes us from confusion to understanding."

Brian Greene

Esta dissertação surgiu no âmbito da dissertação de Mestrado em Fisioterapia na área de Especialização em Avaliação e Aplicação Clínica do Movimento pela Escola Superior de Tecnologia de Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra. Com o apoio da Fundação para a Ciência e Tecnologia e do Centro de Investigação em Reabilitação da Escola Superior de Saúde do Porto, foi possível mobilizar os meios necessários para o desenvolvimento deste projeto.

Ao longo deste trabalho foram explorados os fundamentos biomecânicos da tarefa *Sit-to-Stand*, com o objetivo de aprofundar o nosso conhecimento sobre a qualidade do movimento e fornecer informações sobre as diferentes fases desta tarefa. A investigação de características biomecânicas típicas da tarefa *Sit-to-Stand* em jovens adultos portugueses permite abordar lacunas na literatura e clarificar os valores típicos para a qualidade deste movimento, permitindo a comparação com diferentes populações com disfunção do movimento. Espera-se que os resultados desta investigação contribuam para orientar os profissionais nos processos de raciocínio clínico e tomada de decisão, contribuindo em última instância para a otimização do movimento e para a melhoria da saúde da sociedade.

RESUMO

Introdução: O *Sit-to-Stand* (STS) constitui uma tarefa funcional quotidiana fundamental para a autonomia. Pela sua relevância na vida diária, a avaliação do movimento durante o STS constitui uma ferramenta útil de avaliação funcional, sobretudo quando analisado com recurso a instrumentos que fornecem indicadores biomecânicos quantitativos como o Índice de Assimetria, permitindo inferir sobre a qualidade do movimento. Apesar da relevância atribuída na literatura a este indicador, a sua caracterização em populações específicas carece de investigação.

Objetivos: Caracterizar o índice de assimetria bilateral (IA) na distribuição de carga entre membros inferiores e no deslocamento do centro de pressão (CoP) ao longo das fases e subfases do STS em adultos jovens saudáveis, e avaliar a sua relação com fatores individuais.

Metodologia: Foi realizado um estudo observacional, descritivo-analítico e transversal, no qual participaram 54 adultos jovens saudáveis com uma mediana de 23 anos e intervalo interquartis de 6. Foram analisadas a magnitude do IA para as forças de reação do solo (FRS) e do deslocamento do CoP, com recurso a três plataformas de forças (modelos FP4060-08 e FP4060-10), durante as diferentes fases e subfases da tarefa STS. Foram utilizados para a análise os valores da média e o coeficiente de variação (CV) do IA. Foi ainda avaliada a relação dos fatores sexo, IMC, nível de atividade física e direção da assimetria com o IA, com recurso à correlação de *Spearman* e modelos de regressão linear múltipla.

Resultados: A magnitude do IA variou entre 5-12% nas FRS e 6-13% no deslocamento do CoP, globalmente. A análise detalhada por fases e subfases revelou valores de assimetria superiores e diferenças estatisticamente significativas, principalmente nas subfases da tarefa cuja exigência biomecânica era superior. No que diz respeito ao CV, os valores variaram entre 36 e 75%, tendo sido observadas menos diferenças significativas entre fases. Foram identificadas correlações de fraca magnitude entre os determinantes IMC e nível de atividade física e os valores da magnitude do IA em fases específicas da tarefa, tendo os modelos de regressão linear múltipla revelado uma capacidade explicativa limitada ($R^2 < 0,1$).

Conclusão: Os resultados demonstraram que adultos jovens saudáveis apresentam um grau de assimetria variável ao longo da execução do STS com um CV elevado entre repetições, reforçando a pertinência de uma análise faseada da tarefa. A identificação de valores consistentes de assimetria permite estabelecer valores de referência para esta população, fundamentais para futuras comparações com populações clínicas. Adicionalmente, a deteção

de diferenças estatisticamente significativas entre fases e subfases evidencia o potencial do STS como ferramenta sensível na caracterização do desempenho motor. Por outro lado, os fatores individuais analisados revelaram apenas uma associação limitada e com pouca significância estatística com o IA.

Palavras-Chave: *Sit-to-Stand*; Índice de Assimetria Bilateral; Jovens adultos saudáveis; Cinética; Biomecânica.

ABSTRACT

Background: Sit-to-Stand (STS) is a functional task fundamental for daily life autonomy. Due to its relevance in daily life, the assessment of movement during STS can be a useful tool for functional assessment, especially when analyzed using instruments that provide quantitative biomechanical indicators such as the Asymmetry Index, allowing inferences to be made about movement quality. Despite the relevance attributed to this indicator in the literature, its characterization in specific populations lacks research.

Objectives: Characterize the bilateral asymmetry index (AI) in load distribution between lower limbs and center of pressure (CoP) displacement throughout the phases and subphases of the STS in healthy young adults, and to assess its relationship with individual factors.

Methodology: An observational, descriptive-analytical, cross-sectional study was conducted, involving 54 healthy young adults with a median age of 23 years and an interquartile range of 6. The magnitude of the AI for ground reaction forces (GRF) and CoP displacement was analyzed using three force platforms (models FP4060-08 and FP4060-10) during the different phases and subphases of the STS task. The mean values and coefficient of variation (CV) of the AI were used for the analysis. The relationship between gender, BMI, physical activity level, and direction of asymmetry with the AI was also evaluated using Spearman's correlation and multiple linear regression models.

Results: The magnitude of AI varied between 5-12% in GRF and 6-13% in CoP displacement, overall. Detailed analysis by phases and subphases revealed higher asymmetry values and statistically significant differences mainly in the subphases of the task whose biomechanical demands were higher. Regarding CV, values ranged from 36 to 75%, with fewer significant differences observed between phases. Weak correlations were identified between BMI and physical activity level determinants and AI magnitude values in specific phases of the task, with multiple linear regression models revealing limited explanatory power ($R^2 < 0.1$).

Conclusion: The results showed that healthy young adults exhibit varying degrees of asymmetry throughout the STS with a high CV between repetitions, reinforcing the relevance of a phased analysis of the task. The identification of consistent asymmetry values allows reference values to be established for this population, which are fundamental for future comparisons with clinical populations. Additionally, the detection of statistically significant differences between phases and subphases highlights the potential of the STS as a sensitive tool for characterizing motor performance. On the other hand, the individual

factors analyzed revealed only a limited association with the AI, with little statistical significance.

Key Words: Sit-to-Stand; Bilateral Asymmetry Index; Healthy young adults; Kinetics; Biomechanics.

LISTA DE SIGLAS

AP – antero-posterior
CoM – centro de massa
CoP – centro de pressão
CV – coeficiente de variação
EMI – Extensão dos membros inferiores
ESTAB – Estabilização
FRS – forças de reação ao solo
IA – índice de assimetria bilateral
IMC – índice de massa corporal
MEXT – Momento Extensor
MFLEX – Momento Flexor
ML – médio-lateral
PREP – Fase Preparatória
STS – *sit-to-stand*
STS TOTAL – *Sit-to-stand* Total
TA – Translação Anterior
TGP – Transferência Glúteos para Pés

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Critérios aplicados para a definição dos diferentes eventos cinéticos característicos da tarefa STS.

Tabela 2 - Critérios aplicados para a definição das diferentes fases e subfases da tarefa STS.

Tabela 3 - Caracterização da amostra do estudo. São apresentados os valores da mediana e respetivos intervalos interquartis (IQR) das variáveis quantitativas, bem como a distribuição percentual das variáveis qualitativas.

Tabela 4 - Análise temporal da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão do tempo despendido em cada fase e subfase da tarefa, bem como a distribuição percentual da duração das mesmas relativamente à duração total da tarefa.

Tabela 5 - Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às Forças de Reação do Solo (FRS) nos diferentes eixos (F_{AP} , F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.

Tabela 6 - Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.

Tabela 7 - Valor percentual da direção da magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às Forças de Reação do Solo (FRS) nos diferentes eixos (F_{AP} , F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.

Tabela 8 - Valor percentual da direção da magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.

Tabela 9 - Correlações estabelecidas entre os determinantes da tarefa, IMC e Nível de atividade Física e a magnitude do IA.

Tabela 10 - Diferenças estatisticamente significativas entre a duração das diferentes fases e subfases da tarefa.

Tabela 11 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo à Forças de Reação ao Solo (FRS) no eixo antero-posterior (AP).

Tabela 12 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo à Forças de Reação ao Solo (FRS) no eixo médio-lateral (ML).

Tabela 13 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo às Forças de Reação ao Solo (FRS) no eixo vertical (V).

Tabela 14 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) no eixo antero-posterior (AP).

Tabela 15 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) no eixo médio-lateral (ML).

Tabela 16 - Valores da magnitude média do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às forças de reação do solo (FRS) nos diferentes eixos (F_{AP} , F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS, apresentados por grupos definidos pela direção da assimetria (dominante *vs* não dominante).

Tabela 17 - Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS, apresentados por grupos definidos pela direção da assimetria (dominante *vs* não dominante).

Tabela 18 - Valores da magnitude média do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às forças de reação do solo (FRS) nos diferentes eixos (F_{AP} , F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS, apresentados por grupos definidos pelo sexo (feminino *vs* masculino).

Tabela 19 - Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS, apresentados por grupos definidos pelo sexo (feminino *vs* masculino).

Tabela 20 - Modelos de regressão linear com os preditores selecionados após a aplicação do AIC para o Índice de Assimetria Bilateral da tarefa total (STS TOTAL), em cada métrica e respetivos eixos do movimento.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Localização anatômica dos marcadores refletos colocados no tronco superior.

Figura 2 - Localização anatômica dos marcadores refletos colocados no tronco inferior.

Figura 3 - Organização espacial das plataformas de forças.

Figura 4 - Posicionamento do participante ao longo da avaliação da tarefa STS.

Figura 5 - Representação gráfica da divisão da tarefa STS nas diferentes fases e subfases, com base nos dados cinéticos.

Figura 6 - Diagrama de constituição da amostra do estudo.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
2. ESTADO DA ARTE	5
2.1. Tarefa Funcional	5
2.2. Determinantes da Tarefa	6
2.3. Avaliação da Tarefa	8
2.4. Outcomes	11
2.5. População	12
2.6. Relevância Clínica	13
3. METODOLOGIA	15
3.1. Desenho de Estudo	15
3.2. Amostra	15
3.3. Considerações Éticas	15
3.4. Instrumentos	16
3.4.1. Equipamentos de recolha de dados	16
3.4.1.1. Balança TANITA	16
3.4.1.2. Fita Métrica	16
3.4.1.3. Sistema Optoeletrónico de captura de imagem.....	17
3.4.1.4. Plataforma de Forças	19
3.4.2. Sistemas para processamento de dados	19
3.4.2.1. Qualysis Track Manager (QTM).....	19
3.4.2.2. Visual3D.....	20
3.4.2.3. Python.....	20
3.4.3. Questionários	20
3.4.3.1. Microsoft Forms	20
3.4.3.2. Questionário Internacional de Atividade Física - Short Form (IPAQ-SF).....	20
3.5. Procedimentos	21
3.5.1. Estudo Piloto.....	21
3.5.2. Recolha de dados	21
3.5.3. Minimização de Viés	23
3.5.4. Processamento de Dados.....	23
3.5.5. Processamento de Dados Estatísticos	26
4. RESULTADOS	29
4.1. Caracterização da Amostra	29
4.2. Caracterização da tarefa STS	31
4.3. Índice de Assimetria Bilateral	31
4.3.1. Magnitude e Coeficiente de Variação do IA das Forças de Reação do Solo	31
4.3.2. Magnitude e Coeficiente de Variação do IA do Deslocamento do Centro de Pressão	33
4.3.3. Direção do IA das Forças de Reação do Solo	34
4.3.4. Direção do IA do Deslocamento do Centro de Pressão	35
4.4. Relações com determinantes da tarefa STS	36

5. DISCUSSÃO.....	41
5.1. Caracterização da tarefa STS.....	41
5.2. Magnitude do Índice de Assimetria Bilateral	42
5.3. Coeficiente de Variação do Índice de Assimetria Bilateral	47
5.4. Direção do Índice de Assimetria Bilateral.....	48
5.5. Relações com Determinantes da Tarefa STS	49
5.6. Limitações do Estudo	52
5.7. Contributos e Aplicabilidade Clínica.....	53
5.8. Sugestões para estudos futuros.....	54
6. CONCLUSÕES	55
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57
8. ANEXOS.....	73
8.1. Guideline da STROBE (preenchida)	73
8.2. Questionário Microsoft Forms	75
8.3. Aprovação da Comissão de Ética	80
8.4. Declaração de Consentimento Informado.....	81
8.5. Análise post-hoc da duração das diferentes fases e subfases da tarefa STS	82
8.6. Análise post-hoc da magnitude do IA das FRS nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.....	82
8.7. Análise post-hoc da magnitude do IA do deslocamento do CoP nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.....	83
8.8. Análise comparativa da magnitude do IA entre os grupos definidos pela direção da assimetria.....	84
8.9. Análise comparativa da magnitude do IA entre os grupos definidos pelo sexo.....	85
8.10. Análise estatística dos Modelos de Regressão Linear.....	86

1. INTRODUÇÃO

O movimento humano resulta de uma interação mecânica complexa e altamente coordenada entre os sistemas músculo-esquelético, nervoso, tegumentar, cardiovascular, respiratório e endócrino, bem como da interação entre o indivíduo, a tarefa e o ambiente, cada um contribuindo para o controlo e a execução da ação motora (Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Sahrman & Sahrman, 2014). Assim, a compreensão do movimento humano implica necessariamente considerar o controlo postural, enquanto mecanismo integrador dos sistemas envolvidos. O controlo postural resulta de uma interação sinérgica complexa entre mecanismos músculo-esqueléticos e neurais, desempenhando um papel fundamental na regulação da posição do corpo no espaço. Desta forma, assegura tanto a estabilidade como a orientação dos segmentos corporais de acordo com as exigências da tarefa funcional e do ambiente envolvente (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Neste contexto, torna-se essencial explorar métodos eficazes de estudo do movimento, com recurso à biomecânica, e desenvolver abordagens que permitam identificar as alterações do movimento. Na prática clínica, a análise biomecânica pode constituir uma ferramenta valiosa no processo de análise clínica do movimento para identificar alterações mecânicas e funcionais em indivíduos com diferentes características, face a diversas atividades funcionais e contextos. A análise biomecânica qualitativa, também designada de subjetiva, envolve uma avaliação não numérica de uma tarefa e é mais frequentemente realizada durante a observação direta do movimento (Hall, 2012). Contudo, a sua aplicação depende fortemente da experiência e do conhecimento do avaliador (Payton & Bartlett, 2008), limitando a sua precisão. Segundo Kudson (2007), a verdadeira precisão na documentação do movimento exige uma quantificação. Através da análise de indicadores biomecânicos, nomeadamente relativos a parâmetros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos, é possível aprofundar a compreensão de várias tarefas motoras e padrões de movimento, inferindo sobre o controlo postural e permitindo o desenvolvimento de intervenções adaptadas às necessidades de cada indivíduo (Sacco, Trombini-Souza & Suda, 2023).

Os avanços que ocorreram ao longo dos anos nesta área de investigação forneceram uma base para a implementação de estratégias preventivas, de reabilitação e de melhoria da performance, contribuindo para a otimização do movimento e a melhoria da saúde da sociedade (Sacco, Trombini-Souza & Suda, 2023). Mas, apesar destes avanços metodológicos, a ausência de consenso sobre quais os indicadores biomecânicos mais

relevantes persiste. Existe uma necessidade de identificar determinantes biomecânicos da (dis)função e da (in)capacidade que tenham significado clínico para que possam ser utilizados pelos profissionais de saúde no processo de raciocínio clínico e tomada de decisão.

Entre os indicadores propostos, o Índice de Assimetria tem sido destacado na literatura para avaliar a qualidade do movimento de diferentes tarefas motoras como a marcha (Sadeghi *et al.*, 2003; Seeley *et al.*, 2010) e o *Sit-To-Stand* (STS) (Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Chan & Sigward, 2019; Petrella *et al.*, 2021; Agrawal *et al.*, 2011; Roy *et al.*, 2007) em populações distintas. Esta é uma medida utilizada para quantificar o grau de diferença entre os dois lados do corpo durante tarefas ou atividades específicas, podendo ser expressa em parâmetros relativos à produção de força, controlo postural e antropometria, fornecendo informações essenciais sobre défices funcionais (Bishop *et al.*, 2018). No corpo humano, a divisão em lado esquerdo e direito ao longo do eixo coronal, designada de simetria em espelho, é frequentemente presumida, sendo qualquer desvio desta organização referido como assimetria bilateral. No entanto, a simetria perfeita não é uma característica inerente ao movimento humano, e é expectável que mesmo atividades fundamentais, como a manutenção da posição ortostática, apresentem assimetrias intrínsecas associadas a um certo grau de variabilidade motora (Stodółka & Sobera, 2017). De facto, a variabilidade do movimento humano refere-se às flutuações naturais observadas no desempenho motor ao longo de tentativas repetidas de uma determinada tarefa (Stergiou & Decker, 2011). Esta característica intrínseca dos sistemas biológicos, facilmente observável na prática, está intimamente ligada ao conceito de redundância motora, que descreve a disponibilidade de várias estratégias para realizar a mesma tarefa. Esta redundância permite múltiplas soluções para cumprir o mesmo objetivo motor específico, realçando a adaptabilidade do sistema motor humano (Stergiou & Decker, 2011). Tanto a variabilidade como a redundância do movimento são considerados princípios críticos da função do sistema nervoso central (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002; Hadders-Algra, 2010), e correspondem ao espectro típico de soluções do movimento bem-sucedidas ao longo do tempo. Desta forma, existe uma necessidade de quantificar esse grau de assimetria, de modo a compreender a relevância clínica deste indicador biomecânico, principalmente em tarefas consideradas fundamentais para a independência do indivíduo.

A tarefa STS desempenha um papel crítico na independência, segurança e qualidade de vida global de um indivíduo, tornando-se um foco fundamental tanto na investigação como na prática clínica (Janssen, Bussmann & Stam, 2002). Estudos prévios usaram o índice de assimetria na tarefa STS para avaliar a qualidade de movimento em diferentes condições

clínicas com expressão motora assimétrica, como artroplastia da anca e do joelho (Boonstra, Schreurs & Verdonshot, 2011; Christiansen *et al.*, 2011), acidente vascular cerebral e amputações, entre outras (Agrawal *et al.*, 2011; Fotoohabadi *et al.*, 2012; Gao *et al.*, 2011; O'Meara & Smith, 2005; Roy *et al.*, 2007). Embora a assimetria possa ser interpretada como um indicador de alteração da função, a simetria perfeita não é necessariamente exibida em populações saudáveis. De facto, enquanto alguns estudos não identificam diferenças significativas entre os lados direito e esquerdo em parâmetros como forças verticais de reação do solo, momentos articulares dos membros inferiores e deslocamentos angulares (Schenkman *et al.*, 1990; Kuo *et al.*, 2009; Roberts & McCollum, 1996; Sibella *et al.*, 2003; Yoshioka *et al.*, 2009), outros apontam para a presença de assimetrias relevantes nesses mesmos parâmetros (Hirschfeld, Thorsteinsdottir & Olsson, 1999; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995) na tarefa STS. Estas inconsistências refletem a complexidade intrínseca da tarefa STS, a qual pode estar associada tanto à variação das exigências biomecânicas das diferentes fases e subfases do movimento, como aos determinantes da tarefa.

De acordo com Janssen, Bussmann & Stam (2002) e Frykberg & Häger (2015), os determinantes da tarefa podem ser agrupados em três grandes domínios: características individuais, condições da cadeira e a forma como o indivíduo realiza a tarefa (estratégia utilizada). Os determinantes individuais incluem variáveis como a idade, o sexo, o peso e a altura em adultos saudáveis (Janssen, Bussmann & Stam, 2002; Frykberg & Häger, 2015). Os aspetos ligados às condições da cadeira envolvem fatores como a altura da cadeira, o *design* e a presença ou ausência de apoios para os braços e para as costas (Janssen, Bussmann & Stam, 2002; Frykberg & Häger, 2015). Os fatores relacionados com a estratégia dizem respeito a aspetos como as estratégias cinemáticas e cinéticas utilizadas (como o posicionamento inicial dos segmentos e os momentos e potência articulares), os perfis de aceleração do centro de massa (CoM), o posicionamento dos pés e o movimento dos membros superiores (Janssen, Bussmann & Stam, 2002; Frykberg & Häger, 2015). Apesar do conhecimento consolidado acerca destes determinantes, é importante explorar a sua relação com a assimetria na execução do STS, no que diz respeito às características individuais. Do mesmo modo, outros fatores individuais, como a dominância dos membros inferiores e o nível de atividade física, ainda carecem de investigação. A dominância do membro inferior poderá condicionar a distribuição de carga e a coordenação entre membros, uma vez que os membros dominante e não dominante tendem a assumir papéis distintos, tal como identificado por Sadeghi *et al.* (2000). Paralelamente, o nível de atividade física constitui um determinante potencialmente relevante, uma vez que se encontra diretamente

associado à força muscular, a qual já foi identificada como um fator individual influente no desempenho da tarefa STS (Janssen, Bussmann & Stam, 2002; Frykberg & Häger, 2015). Compreender a relação destes determinantes com a assimetria na tarefa STS é essencial para o avanço da investigação sobre a tarefa e para interpretar com precisão os resultados dos estudos publicados, particularmente os que se centram em características individuais.

Face a estas lacunas, este estudo teve como objetivo primário caracterizar o grau de assimetria na distribuição de carga entre os membros inferiores e no deslocamento do CoP ao longo das diferentes fases da sequência de movimento STS. Como objetivo secundário, este estudo pretendeu verificar se os determinantes individuais relativos ao sexo, IMC, nível de atividade física e direção da assimetria se relacionavam com o IA durante a tarefa STS. A hipótese construída é de que existe algum grau de assimetria durante as diversas fases e subfases, com os valores do IA a serem diferentes, mas próximos de 0%, favorecendo a direção do membro inferior dominante. Deste modo, espera-se contribuir para a atribuição de significado clínico ao indicador Índice de Assimetria na tarefa STS, caracterizando os valores típicos deste indicador biomecânico ao longo das diferentes fases da tarefa, auxiliando assim na identificação de alterações da simetria em contexto clínico.

Por fim, o estudo contemplou três fases distintas. A primeira fase envolveu a realização de uma revisão do estado da arte relacionado com a tarefa STS, no que diz respeito às suas características biomecânicas, determinantes associados, e com a sua avaliação, com o âmbito de fundamentar a questão central da investigação e a metodologia do estudo empírico. A segunda fase centrou-se no desenvolvimento de um estudo piloto, com o intuito de aperfeiçoar a metodologia de recolha de dados para a investigação empírica subsequente. A terceira e última fase englobou o estudo empírico, durante o qual os dados foram recolhidos junto dos participantes selecionados.

2. ESTADO DA ARTE

A tarefa STS tem sido amplamente utilizada em investigação para avaliar a independência, segurança e qualidade de vida global de um indivíduo (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). No entanto, existe uma considerável heterogeneidade nos protocolos utilizados, particularmente no que diz respeito às instruções dadas aos participantes quanto à forma de execução da tarefa, assim como na análise e processamento dos dados obtidos. Esta diversidade metodológica pode influenciar os resultados obtidos, dificultando a comparação entre estudos.

2.1. Tarefa Funcional

A sequência do movimento STS é definida como o processo de transição do centro de massa do corpo (CoM) de uma posição sentada para uma posição de pé mantendo a estabilidade. Esta tarefa exige uma coordenação precisa multisegmentar e a criação de momentos de força articulares significativos (Chumacero-Polanco & Yang, 2016). As características consideradas essenciais da tarefa STS incluem: a progressão para a elevação através da criação de um torque articular adequado; a estabilidade, durante o deslocamento do CoM entre duas bases de suporte com níveis de exigência crescente; e a adaptação das estratégias de movimento face às condições do ambiente, tarefa e indivíduo (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Apesar da vasta literatura que contempla a avaliação desta tarefa funcional (Błażkiewicz *et al.*, 2014; Etnyre & Thomas, 2007; Piano, Geri & Testa, 2020; Stevermer & Gillette, 2016), ainda não foi adotada uma padronização para definir as diferentes fases da sequência do movimento STS. Especificamente, diferentes estudos dividiram a tarefa em diferentes fases (duas, três ou quatro), com variados critérios baseados muitas vezes no equipamento disponível [sistemas optoelectrónicos (Li *et al.*, 2021), plataformas de forças (Etnyre & Thomas, 2007; Piano, Geri & Testa, 2020; Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Caplan *et al.*, 2014; Highsmith *et al.*, 2011; Lecours *et al.*, 2008) ou até mesmo a combinação de ambos os equipamentos (Błażkiewicz *et al.*, 2014; Gilleard *et al.*, 2008; Norman-Gerum & McPhee, 2020; Stevermer & Gillette, 2016)]. É importante notar que esta variabilidade metodológica poderá também estar associada ao objetivo do estudo que variou desde a avaliação do impacto de determinadas condições neuro-músculo-esqueléticas (Chandler *et al.*, 2021; Chou *et al.*, 2002; Petrella *et al.*, 2021) e pós-cirúrgicas (Chan & Sigward, 2019; Abujaber *et al.*, 2015; Highsmith *et al.*, 2011; Agrawal *et al.*, 2011) até à

avaliação do impacto de diferentes restrições na realização da tarefa (Lecours *et al.*, 2008; Roy *et al.*, 2006).

Estas variações explicam inconsistências na interpretação dos dados, limitando as comparações entre estudos (Etnyre & Thomas, 2007; Stevermer & Gillette, 2016). Apesar de estudos prévios evidenciarem preocupação para a padronização dos critérios de divisão da tarefa em diferentes fases, especificamente no que diz respeito à definição de *thresholds* específicos para determinar as fases e os eventos-chave da tarefa STS (Norman-Gerum & McPhee, 2020; Piano, Geri & Testa, 2020; Stevermer & Gillette, 2016; Etnyre & Thomas, 2007), atualmente não existe unanimidade sobre o método mais adequado para a divisão da tarefa STS. Estas discrepâncias metodológicas destacam a heterogeneidade na avaliação da sequência e podem influenciar a interpretação e a comparabilidade dos achados, limitando a generalização entre os estudos e a viabilidade de aplicação clínica (Etnyre & Thomas, 2007).

2.2. Determinantes da Tarefa

A avaliação da tarefa STS varia consideravelmente entre os estudos, particularmente no que respeita aos determinantes que influenciam o desempenho da tarefa.

Vários determinantes relacionados com a estratégia de execução da tarefa STS podem ser manipulados. Uma das principais distinções reside na velocidade de execução, com alguns estudos a pedir aos participantes para realizar a tarefa a um ritmo auto-selecionado (Abujaber *et al.*, 2015; Bolink, Grimm & Heyligers, 2015; Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Cheng *et al.*, 2001; Chou *et al.*, 2002; Galli *et al.*, 2000; Lecours *et al.*, 2008; Miura *et al.*, 2018; Petrella *et al.*, 2021; Samaan *et al.*, 2017; Agrawal *et al.*, 2011; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995; Martinez-Ramirez *et al.*, 2014; Roy *et al.*, 2006), enquanto outros a pedir a velocidade máxima (“o mais rápido possível”) (Kluding & Santos, 2008; Özyürek, Demirbüken & Angin, 2014; Talis *et al.*, 2008; Kneiss *et al.*, 2012; Kneiss *et al.*, 2015; Lomaglio & Eng, 2005) ou até mesmo uma velocidade lenta (Šljapah *et al.*, 2013). A escolha da velocidade pode influenciar diretamente os padrões biomecânicos observados, bem como o desempenho global na tarefa, uma vez que um movimento STS mais rápido influencia o pico do momento vertical do CoM (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Outro determinante relevante, é o posicionamento dos membros superiores que também difere entre as investigações, com protocolos a excluïrem a contribuição dos mesmos durante a execução da tarefa, pedindo aos participantes para cruzar os braços sobre o peito (Bolink, Grimm & Heyligers, 2015; Caplan *et al.*, 2014; Chan & Sigward, 2019; Galli *et al.*, 2000; Lecours *et al.*, 2008; Mellon *et al.*, 2014; Petrella *et al.*, 2021; Samaan *et*

al., 2017; Šlajpah *et al.*, 2013; Talis *et al.*, 2008; Kneiss *et al.*, 2012; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995), para os descansar sobre as coxas (Abujaber *et al.*, 2015), colocá-los na cintura (Bolink, Grimm & Heyligers, 2015) ou relaxados ao seu lado (Miura *et al.*, 2018; Lomaglio & Eng, 2005). Outros estudos ainda objetivaram investigar a diferença entre realizar a sequência do movimento com e sem a estratégia dos membros superiores (Agrawal *et al.*, 2011). A posição dos braços durante o movimento STS influencia a posição do CoM deslocando-o mais no sentido anterior quando os indivíduos utilizam a flexão da articulação glenoumeral para se levantarem da cadeira (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Em adição, o posicionamento dos pés tem sido estudado como um fator influente, variando de uma postura padronizada à largura dos ombros (Chan & Sigward, 2019; Chandler *et al.*, 2021; Özyürek, Demirbüken & Angin, 2014; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995) a uma posição auto-selecionada (Abujaber *et al.*, 2015; Petrella *et al.*, 2021; Agrawal *et al.*, 2011; Lomaglio & Eng, 2005), ou permitindo um posicionamento assimétrico propositado (Lecours *et al.*, 2008; Roy *et al.*, 2006). Este fator tem uma relevante influência sobre parâmetros biomecânicos como os momentos das forças e o tempo de execução da tarefa em si (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Outro fator manipulável e inconsistente entre estudos é a utilização de calçado. A grande parte das pesquisas não fornece dados sobre esse ponto específico, porém, as que o fazem, normalmente exigem que os participantes executem a tarefa STS descalços (Chou *et al.*, 2002; Miura *et al.*, 2018; Petrella *et al.*, 2021), reduzindo a variabilidade na interação com o solo. Excepcionalmente, um dos estudos exigiu o uso de um sapato padronizado, com o objetivo de manter a comparabilidade entre os sujeitos (Agrawal *et al.*, 2011). A escolha da abordagem deve ser cuidadosamente ponderada em função dos objetivos do estudo. No entanto, a velocidade e posicionamento dos pés auto-selecionados, assim como a manutenção dos membros superiores ao longo do corpo durante toda a tarefa e a realização da mesma descalço poderão revelar-se as estratégias mais adequadas para investigações centradas na funcionalidade e na variabilidade entre indivíduos, com uma maior representatividade das condições do dia a dia.

Outro grupo de determinantes que podem ser manipulados durante a avaliação da tarefa STS são os fatores relacionados com o ambiente, nomeadamente a cadeira onde vai ser executada a tarefa. A presença de um encosto introduz também variabilidade na tarefa, com alguns estudos a avaliarem o STS sem encosto (Cheng *et al.*, 2001; Chou *et al.*, 2002; Galli *et al.*, 2000; Lecours *et al.*, 2008; Özyürek, Demirbüken & Angin, 2014; Petrella *et al.*, 2021; Talis *et al.*, 2008; Lomaglio & Eng, 2005) e outros incorporando um (Agrawal *et al.*, 2011; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995). A utilização de um assento sem encosto poderá

ser a abordagem potencialmente mais adequada, uma vez que permite evitar que o encosto interfira na tarefa alterando o padrão do movimento e o comportamento habitual do indivíduo (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Adicionalmente, a altura do assento também varia, sendo ajustável na grande maioria dos estudos, variando de uma posição aproximada a 90° (Abujaber *et al.*, 2015; Bolink, Grimm & Heyligers, 2015; Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Chan & Sigward, 2019; Chandler *et al.*, 2021; Highsmith *et al.*, 2011; Lecours *et al.*, 2008; Petrella *et al.*, 2021; Samaan *et al.*, 2017; Kneiss *et al.*, 2012; Kneiss *et al.*, 2015; Lomaglio & Eng, 2005; Martinez-Ramirez *et al.*, 2014) até 110° de flexão da articulação do joelho (Cheng *et al.*, 2001; Chou *et al.*, 2002; Galli *et al.*, 2000; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995). Alguns estudos recorreram a um banco com altura fixa para avaliar o STS, variando de 40 cm a 55 cm de altura (Mellon *et al.*, 2014; Miura *et al.*, 2018; Özyürek, Demirbüken & Angin, 2014; Agrawal *et al.*, 2011). A altura da cadeira é um fator crucial, uma vez que influencia as exigências biomecânicas do movimento, por exemplo, a necessidade de realizar um maior deslocamento do CoM, ou até mesmo alterar por completo a estratégia utilizada (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Assim sendo, a utilização de um assento com altura ajustada de forma a garantir uma flexão de joelho próxima dos 90° tem sido considerada uma abordagem mais adequada para fins de investigação, por permitir uma maior padronização entre participantes e uma redução da variabilidade associada a fatores antropométricos, normalizando assim as condições de teste (Park & Shin, 2024).

Para além da execução única do STS, alguns estudos utilizam variações do teste STS nos quais os participantes são convidados a fazer avaliações repetitivas e consecutivas da sequência do movimento. Existem dois grandes grupos de testes: limitados pelo fator tempo, onde é avaliado o número de repetições num tempo fixo, como por exemplo os testes *30 seconds STS* (Burnett *et al.*, 2011; (Park & Shin, 2024) e *1 minute STS* (Park & Shin, 2024); e os limitados pelo fator número de repetições, onde é cronometrado o tempo necessário para realizar um número definido de repetições, como por exemplo o *5 times STS* (Park & Shin, 2024) e o *10 times STS* (Yanagawa *et al.*, 2017). Estes testes permitem, adicionalmente, avaliar força, fadiga, equilíbrio e capacidade funcional durante a tarefa STS para além dos parâmetros biomecânicos relacionados com a qualidade do movimento (Park & Shin, 2024).

2.3. Avaliação da Tarefa

A avaliação da tarefa STS depende de vários equipamentos e abordagens metodológicas, dependendo do *outcome* de interesse, tal como identificado na secção

seguinte. Entre os sistemas mais utilizados estão as plataformas de força e os sistemas de captura de movimento, que permitem a quantificação de parâmetros cinéticos e cinemáticos, respetivamente (Abujaber *et al.*, 2015; Caplan *et al.*, 2014; Chan & Sigward, 2019; Chandler *et al.*, 2021; Galli *et al.*, 2000; Highsmith *et al.*, 2011; Lecours *et al.*, 2008; Petrella *et al.*, 2021; Samaan *et al.*, 2017; Šljajpah *et al.*, 2013; Burnett *et al.*, 2011; Lomaglio & Eng, 2005; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995; Roy *et al.*, 2006). Em adição, a eletromiografia (EMG) é frequentemente utilizada para analisar a atividade muscular durante a tarefa STS (Burnett *et al.*, 2011; Hu *et al.*, 2013; Petrella *et al.*, 2021; Samaan *et al.*, 2017).

Relativamente à avaliação cinética, objeto deste estudo, o número e a colocação das plataformas de força variam consoante os estudos. Alguns utilizam apenas uma plataforma posicionada sob os pés dos participantes (Cheng *et al.*, 2001; Chou *et al.*, 2002; Galli *et al.*, 2000; Miura *et al.*, 2018) ou duas plataformas de força posicionadas uma sob cada pé (Abujaber *et al.*, 2015; Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Caplan *et al.*, 2014; Chandler *et al.*, 2021; Highsmith *et al.*, 2011; Kluding & Santos, 2008; Mellon *et al.*, 2014; Özyürek, Demirbüken & Angin, 2014; Petrella *et al.*, 2021; Samaan *et al.*, 2017; Šljajpah *et al.*, 2013; Talis *et al.*, 2008; Lomaglio & Eng, 2005). Comparativamente, outros incorporam três plataformas, incluindo uma colocada no assento e uma em cada pé para capturar a dinâmica de transferência de peso (Kneiss *et al.*, 2015; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995). Outros utilizam quatro plataformas, distinguindo as forças sob cada pé e cada glúteo fornecendo assim uma avaliação mais abrangente da distribuição da carga dos diferentes segmentos corporais (Lecours *et al.*, 2008; Kneiss *et al.*, 2012; Roy *et al.*, 2006).

Outras discrepâncias metodológicas resultam de diferenças nas técnicas de processamento de dados, particularmente relacionadas com as taxas de amostragem e os filtros aplicados aos dados cinéticos. Uma frequência de amostragem comum para a aquisição de dados cinéticos é de 1000 Hz (Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Caplan *et al.*, 2014; Chan & Sigward, 2019; Chandler *et al.*, 2021; Mellon *et al.*, 2014; Samaan *et al.*, 2017; Burnett *et al.*, 2011), garantindo uma elevada resolução temporal, mas dependendo do estudo, pode variar entre 50 e 3000 Hz (Miura *et al.*, 2018; Agrawal *et al.*, 2011; Highsmith *et al.*, 2011). Na mesma medida, as técnicas de filtragem utilizadas para processar estes sinais também variam significativamente entre os estudos e, por vezes, não constam na secção de metodologia. Os métodos de filtragem registados para os dados cinéticos incluem filtros *Butterworth* com diversas configurações: Filtro de 2.^a ordem a 40 Hz (Abujaber *et al.*, 2015) e 50 Hz (Samaan *et al.*, 2017; Lomaglio & Eng, 2005), filtro de 3.^a ordem a 8 Hz (Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011), filtro de 4.^a ordem a 5 Hz (Šljajpah *et al.*, 2013),

6 Hz (Talis *et al.*, 2008) e 10 Hz (Lecours *et al.*, 2008; Roy *et al.*, 2006). Essa variabilidade nos parâmetros de processamento de sinal influenciam a interpretação dos dados cinéticos, destacando a necessidade de metodologias padronizadas para aumentar a reprodutibilidade e facilitar comparações entre estudos focados na pesquisa da tarefa STS.

Segundo o teorema de *Nyquist*, a frequência de amostragem deve ser, no mínimo, o dobro da frequência mais elevada presente no sinal, o que, para movimentos lentos e controlados como a marcha, apontaria para uma frequência mínima de 20 Hz (Robertson *et al.*, 2014). Uma vez que a tarefa STS é um movimento igualmente lento e controlado, pode-se assumir que esta frequência de amostragem seria igualmente adequada. Contudo, a realidade da investigação na biomecânica é aplicar uma frequência de amostragem 5 a 10 vezes superior à frequência mais elevada do sinal, assegurando que o sinal é retratado com exatidão no domínio do tempo (Robertson *et al.*, 2014). Com base neste princípio, a recolha de dados da força vertical de reação ao solo durante a realização de tarefas lentas e controladas como a marcha e o STS, teria de ser feita com uma frequência de amostragem de 100 Hz. No entanto, é prática corrente as plataformas de forças recolherem o sinal a uma taxa de amostragem de 1000 Hz ou superior por defeito. Os principais fabricantes destes equipamentos recomendam normalmente, ou utilizam por defeito, taxas de amostragem de 1000 Hz ou superiores para a captação de atividades dinâmicas, baseados em investigação exaustiva e em considerações práticas para garantir a exatidão, a reprodutibilidade e a comparabilidade entre estudos (Robertson *et al.*, 2014). Além disso, esta taxa de amostragem permite uma resolução temporal mais elevada, proporcionando uma captação muito precisa de eventos temporais mais dinâmicos (Robertson *et al.*, 2014), como seria o início do movimento e o evento de *seat off*. Em adição, também permite aplicar filtros com confiança após a recolha dos dados e remover o ruído de alta frequência sem a preocupação de este já ter corrompido o sinal (Payton & Bartlett, 2008). Relativamente à filtragem do sinal, o STS é um movimento lento e controlado, à semelhança da marcha, na qual a potência do sinal é inferior a 10 Hz, pelo que este valor seria normalmente suficiente para reter o sinal significativo e reduzir o ruído (Lecours *et al.*, 2008; Roy *et al.*, 2006). Ainda assim, alguns autores usam 6 Hz, o que lhes permite obter dados ultra limpos, mas pode suavizar variações mais pequenas (Talis *et al.*, 2008). No entanto, poderá ser pertinente alargar um pouco a frequência de *cut-off* e ir até aos 20 Hz com o intuito de preservar transições mais dinâmicas, como o *seat-off*, mas correndo o risco de reter um pouco mais de ruído (Robertson *et al.*, 2014).

2.4. Outcomes

A avaliação da simetria/assimetria durante a tarefa STS é um dos principais objetivos da investigação biomecânica, com vários métodos utilizados para quantificar as disfunções do movimento. Na maioria dos estudos, as avaliações de simetria centram-se em variáveis cinéticas, como a distribuição da carga, quantificada através das forças de reação do solo (FRS) (Cheng *et al.*, 2001; Chou *et al.*, 2002; Mellon *et al.*, 2014; Talis *et al.*, 2008) e dos momentos de força (Abujaber *et al.*, 2015; Highsmith *et al.*, 2011; Samaan *et al.*, 2017; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995). Adicionalmente, alguns estudos também quantificam o grau de assimetria em variáveis cinemáticas, como ângulos articulares (Highsmith *et al.*, 2011; Lecours *et al.*, 2008; Petrella *et al.*, 2021) e velocidade angular (Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Galli *et al.*, 2000; Highsmith *et al.*, 2011). Ainda com menor frequência, existem estudos que inferem sobre o controlo postural, frequentemente medido através do comportamento do CoP (Cheng *et al.*, 2001; Chou *et al.*, 2002).

O grau de simetria/assimetria pode ser avaliado através de diferentes cálculos, tais como índices (Highsmith *et al.*, 2011; Mellon *et al.*, 2014; Talis *et al.*, 2008; Agrawal *et al.*, 2011; Martinez-Ramirez *et al.*, 2014; Roy *et al.*, 2006) e rácios (Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Caplan *et al.*, 2014; Chan & Sigward, 2019; Lecours *et al.*, 2008; Mellon *et al.*, 2014; Petrella *et al.*, 2021; Samaan *et al.*, 2017; Lomaglio & Eng, 2005) para avaliar diferenças nas variáveis biomecânicas entre segmentos corporais.

O Índice de Assimetria (IA), este varia de 0%, representando a simetria perfeita, a 100% (Mellon *et al.*, 2014). No entanto, nenhum limiar padronizado foi estabelecido para a tarefa STS, nem um valor típico ou aceitável de IA foi definido na literatura. Noutras tarefas funcionais, como a marcha e a subida e descida de escadas, foram propostos limiares inferiores a 5% e 15%, respetivamente, como níveis aceitáveis de assimetria (Stacoff *et al.*, 2005). Com base nestas referências, alguns estudos adotaram um IA de 10% como um valor de referência aceitável para a tarefa STS (Mellon *et al.*, 2014), embora a sua validade permaneça incerta. Para além disso, os resultados de estudos como o de Lundin, Grabiner e Jahnigen (1995) desafiam o pressuposto de simetria bilateral nos momentos articulares das extremidades inferiores durante a STS, sugerindo que a assimetria pode ser uma característica inerente e não uma exceção. A falta de um consenso sobre o que constitui um nível típico de assimetria na tarefa STS representa uma limitação significativa na pesquisa atual e destaca a necessidade de mais investigações para estabelecer critérios padronizados para a avaliação da simetria.

Outras inconsistências metodológicas existem no que diz respeito ao âmbito temporal dos cálculos de assimetria, uma vez que os estudos ou contemplam avaliações de assimetria para todo o movimento STS (Šljapah *et al.*, 2013) ou se concentram apenas em eventos específicos, como o *seat-off* (Lecours *et al.*, 2008; Lomaglio & Eng, 2005; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995). Notavelmente, apenas um estudo (Agrawal *et al.*, 2011) subdividiu a tarefa STS em seis fases distintas: *Sitting, Pre-Ascent, Ascent Initiation, Seat-off, Deceleration* e *Standing*, proporcionando uma abordagem mais pormenorizada à avaliação da simetria. Essas variações nos métodos analíticos e a ausência de um limiar de assimetria padronizado destacam a necessidade de mais pesquisas para estabelecer critérios de consenso para avaliar a simetria da STS em ambientes clínicos e de pesquisa.

2.5. População

Numerosos estudos investigaram o IA durante a tarefa STS em diversas populações, concentrando-se principalmente em indivíduos com condições clínicas específicas. A literatura engloba a investigação em populações com artroplastia total da anca (Abujaber *et al.*, 2015; Boonstra, Schreurs & Verdonschot, 2011; Caplan *et al.*, 2014; Mellon *et al.*, 2014; Miura *et al.*, 2018; Talis *et al.*, 2008), artroplastia total do joelho (Bolink, Grimm & Heyligers, 2015), reconstrução do ligamento cruzado anterior (Chan & Sigward, 2019), acidente vascular cerebral (Chandler *et al.*, 2021; Cheng *et al.*, 2001; Chou *et al.*, 2002; Kluding & Santos, 2008; Lecours *et al.*, 2008; Lomaglio & Eng, 2005; Roy *et al.*, 2006), obesidade (Galli *et al.*, 2000), dor lombar (Galli *et al.*, 2000), amputação transfemoral (Highsmith *et al.*, 2011), amputação transtibial (Özyürek, Demirbüken & Angin, 2014; Šljapah *et al.*, 2013; Agrawal *et al.*, 2011), osteoartrite da anca (Martinez-Ramirez *et al.*, 2014), osteoartrite do joelho (Petrella *et al.*, 2021), conflito femoroacetabular (Samaan *et al.*, 2017), pós-fratura da anca (Kneiss *et al.*, 2012; Kneiss *et al.*, 2015) e adultos mais velhos (Kneiss *et al.*, 2012; Kneiss *et al.*, 2015; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995).

A abordagem predominante nestas investigações envolve a comparação de casos com disfunção do movimento ou patologias com controlos saudáveis para identificar desvios dos padrões de movimento típicos. No entanto, apenas alguns estudos se concentraram exclusivamente na caracterização do padrão de movimento típico do STS em indivíduos saudáveis (Burnett *et al.*, 2011; Stodółka & Sobera, 2017; Rodosky, Andriacchi & Andersson, 1989; Lundin, Grabiner & Jahnigen, 1995; Norman-Gerum & McPhee, 2020). Adicionalmente, os estudos que incorporam controlos saudáveis apresentam frequentemente amostras relativamente pequenas, o que pode limitar a generalização dos resultados. Outro

aspecto a salientar é que estes estudos não apresentam o cálculo prévio do tamanho amostral necessário para os seus objetivos específicos, podendo comprometer a validade estatística e a robustez dos seus achados. Estas lacunas na literatura sublinham a necessidade de mais investigação para estabelecer uma compreensão sólida da biomecânica do STS em populações saudáveis, que poderia servir de referência para a deteção de alterações do padrão típico.

2.6. Relevância Clínica

A integração da avaliação biomecânica da STS na prática da fisioterapia melhora a tomada de decisões clínicas, fornecendo uma base para uma avaliação mais precisa e quantitativa do desempenho, otimizando as intervenções e os resultados funcionais (Millor *et al.*, 2014). Tecnologias sofisticadas como as plataformas de força e/ou os sistemas de movimento ótico permitem captar outra dimensão da função física, complementar à informação atualmente disponível (Millor *et al.*, 2014). Kerr *et al.* (1997) salientaram a importância de analisar a tarefa STS para fornecer aos investigadores um meio de normalizar e quantificar a informação, à semelhança da abordagem da análise da marcha (Millor *et al.*, 2014). No entanto, a falta de padronização dos limiares de assimetria na população saudável, das definições das fases da tarefa e os métodos de processamento de sinal realçam a necessidade de investigação futura do STS para melhorar a consistência dos dados e a aplicabilidade e comparabilidade clínicas. Ao abordar essas limitações, a tarefa STS pode tornar-se uma ferramenta ainda mais poderosa para avaliar o desempenho funcional e orientar estratégias de reabilitação em várias populações.

3. METODOLOGIA

3.1. Desenho de Estudo

Para dar resposta ao objetivo estabelecido para esta dissertação, foi realizado um estudo observacional descritivo analítico e transversal, tendo por base as *guidelines* da STROBE (Anexo 8.1). Especificamente, este estudo centrou-se na observação e medição de parâmetros biomecânicos (distribuição de carga entre os membros inferiores e deslocamento do CoP) durante o movimento não restringido de STS. Este estudo caracterizou o IA das FRS e do deslocamento do CoP em jovens adultos saudáveis e procurou associações entre os determinantes individuais da tarefa e o IA, num ponto específico do tempo.

3.2. Amostra

A amostra foi constituída por indivíduos adultos jovens saudáveis entre os 18 e os 35 anos de idade que se voluntariaram para participar neste estudo (WHO, 2014). Foram excluídos do estudo os candidatos com histórico de cirurgias, lesões e dor persistente ou recorrente no tronco e membros inferiores nos últimos 12 meses, com antecedentes e sinais de disfunção neurológica ou ortopédica, e sob o efeito de medicação que possa afetar a execução da tarefa (Lathrop-Lambach *et al.*, 2014; Piano, Geri & Testa, 2020; Treede *et al.*, 2019; Sousa *et al.*, 2013). Adicionalmente, foram excluídos indivíduos com obesidade, classificado pelo IMC superior a 29,9 kg/m² (Frykberg & Häger, 2015).

Os participantes foram recrutados de forma não probabilística por conveniência na Escola Superior de Saúde do Porto (E2S), através do convite para participação, via email institucional durante o período de 14 de abril a 4 de junho. No convite constaram os objetivos do estudo, assim como o link para aceder ao questionário de caracterização e seleção da amostra (Anexo 8.2). Este questionário permitiu a verificação dos critérios de elegibilidade e a recolha de informação para caracterizar a amostra. Foram selecionados para o estudo os participantes que cumpriam os critérios de elegibilidade.

3.3. Considerações Éticas

O presente estudo obteve aprovação pelo Conselho Técnico Científico da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra (ESTESC) e pela Comissão de Ética da E2S, sob o parecer n.º CE0021F (Anexo 8.3).

Toda a investigação foi conduzida em conformidade com o Código de Conduta Europeu para a Integridade da Investigação (ALLEA), as normas internacionais (EU), e

legislação nacional, que contempla a Lei n.º 67/98 de 26 de Outubro e a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008, Fortaleza 2013; Helsínquia 2024) conforme o Regulamento Geral sobre a Proteção de Dados. Foi assegurado o anonimato e a confidencialidade dos dados recolhidos através da atribuição de um código identificativo único a cada participante e respetivos dados, uma medida implementada pelo investigador principal. Os dados pessoais identificativos (nome, contacto telefónico e endereço do correio eletrónico) foram exclusivamente acedidos pelo investigador principal, e apenas em situações que justificassem o contacto direto com os participantes. Após finalização do projeto, estes mesmos dados foram eliminados, sendo o processo confirmado por toda a equipa. Antes da participação, todos os participantes foram devidamente informados quanto aos objetivos, procedimentos, benefícios e eventuais riscos associados ao estudo. A sua participação foi voluntária e condicionada à assinatura prévia da Declaração de Consentimento Informado (Anexo 8.4). Os dados recolhidos (já anonimizados) foram organizados numa base de dados digital e integraram a base de dados do Centro de Investigação em Reabilitação (CIR), com acesso restrito.

3.4. Instrumentos

3.4.1. Equipamentos de recolha de dados

3.4.1.1. Balança TANITA

Para aferir a massa corporal foi utilizada a Balança TANITA modelo BC-545N Inner Scan TM (Monitoring Your Health, Amsterdam, Netherlands). Apresenta uma capacidade máxima de 150 Kg e precisão de 0,1 Kg por cada Kg. Apresenta um coeficiente de correlação com a absorciometria radiológica de dupla energia (DEXA) entre 0,88-0,89 (Lintsi, Kaarma, & Kull, 2004).

3.4.1.2. Fita Métrica

A medição da altura foi feita com recurso à fita métrica da marca COMED® (França). Esta fita, inelástica e flexível, apresenta excelente correlação com ressonância magnética, com uma precisão de 0,5 cm e coeficiente de reprodutibilidade de 0,91 (Oliveira & Nogueira, 2008).

3.4.1.3. Sistema Optoeletrónico de captura de imagem

Os dados cinemáticos foram adquiridos durante a realização da tarefa funcional através do sistema de captura de movimento *Qualisys Track Manager* (Qualisys AB®, Gotemburgo, Suécia). Este sistema é constituído por 12 câmaras optoelectrónicas com uma frequência de aquisição de 100 Hz (8 Oqus500 e 4 MiquisM3) e 1 câmara de vídeo com uma frequência de aquisição de 25 Hz (Miquis). Foi utilizado um *setup* de marcadores refletores, de acordo com o modelo proposto por Moreira *et al.* (2025), de forma a cumprir as recomendações de utilização deste equipamento estabelecidas pelo Centro de Investigação em Reabilitação. Um total de 82 marcadores refletores foram posicionados em referências anatómicas específicas, tal como demonstrado nas figuras 1 e 2. Os marcadores posicionados nos pés (RFM1, LFM1, RFM2, LFM2, RFM5, LMF5, RHLX, LHLX, RFCC e LFCC) permitiram a identificação dos membros inferiores dos participantes nas respetivas plataformas de forças. Este sistema de captura de movimento tridimensional oferece o elevado nível de precisão e fiabilidade necessário para registar até os pequenos movimentos que caracterizam a posição ortostática sem perturbações (Paillard & Noé, 2015).

O *software Qualisys Track Manager* (versão 2020.3) foi utilizado para processar as trajetórias dos marcadores das três tentativas por participante. Os dados foram então exportados para o Visual3D Professional (Has-Motion, Inc., Kingston, ON, Canadá), que calculou o modelo biomecânico de corpo inteiro.

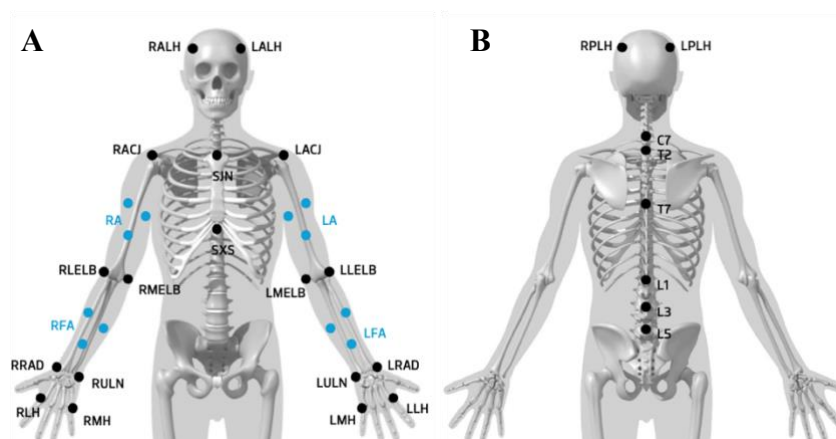


Figura 2 - Localização anatômica dos marcadores refletor colocados no tronco superior:

A – Hemicorpo superior, vista anterior: RALH, Right Anterior-Lateral Head; LALH, Left Anterior-Lateral Head; RACJ, Right Acromioclavicular Joint; LACJ, Left Acromioclavicular Joint; SIN, Sternum Jugular Notch; SXS, Xiphoid Process; RA1-3, Right Arm 1-3; LA1-3, Left Arm 1-3; RLELB, Right Lateral Epicondyle of the Humerus; LLELB, Left Lateral Epicondyle of the Humerus; RMELB, Right Medial Epicondyle of the Humerus; LMELB, Left Medial Epicondyle of the Humerus; RFA1-3, Right Forearm 1-3; LFA1-3, Left Forearm 1-3; RRAD, Right Radius-Styloid Process; LRAD, Left Radius-Styloid Process; RULN, Right Ulna-Styloid Process; LULN, Left Ulna-Styloid Process; RLH, Right Medial Head of 2nd Metacarpal; LLH, Left Medial Head of 2nd Metacarpal; RMH, Right Lateral Head of 5th Metacarpal; LMH, Left Lateral Head of 5th Metacarpal;

B - Hemicorpo superior, vista posterior: RPLH, Right Posterior-Lateral Head; LPLH, Left Posterior-Lateral Head; CV7, 7th Cervical Vertebrae; TV2, 2nd Thoracic Vertebrae; TV7, 7th Thoracic Vertebrae; LV1, 1st Lumbar Vertebrae; LV3, 3rd Lumbar Vertebrae; LV5, 5th Lumbar Vertebrae.

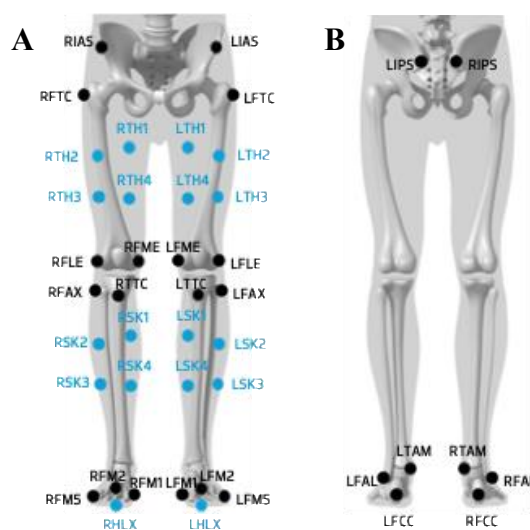


Figura 3 - Localização anatômica dos marcadores refletor colocados no tronco inferior:

A – Hemicorpo superior, vista anterior: RIAS, Right Anterior Superior Iliac Spine; LIAS, Left Anterior Superior Iliac Spine; RFTC, Right Femur Greater Trochanter; LFTC, Left Femur Greater Trochanter; RTH1-4, Right Thigh 1-4; LTH1-4, Left Thigh 1-4; RFLE, Right Femur Lateral Epicondyle; LFLE, Left Femur Lateral Epicondyle; RFME, Right Femur Medial Epicondyle; LFME, Left Femur Medial Epicondyle; RFAX, Right Head of the Fibula; LFAX, Left Head of the Fibula; RTTC, Right Anterior Tibial Tuberosity; LTTC, Left Anterior Tibial Tuberosity; RSK1-4, Right Shank 1-4; LSK1-4, Left Shank 1-4; RFM1/5, Right Lateral Aspect of the 1st/5th Metatarsal Head; LFM1/5, Left Lateral Aspect of the 1st/5th Metatarsal Head; RFM2, Right Dorsal Aspect of the 2nd Metatarsal Head; LFM2, Left Dorsal Aspect of the 2nd Metatarsal Head; RHLX, Right Phalanx; LHLX, Left Phalanx.

B – Hemicorpo inferior, vista posterior: RIPS, Right Posterior Superior Iliac Spine; LIPS, Left Posterior Superior Iliac Spine; RFAL, Right Lateral Malleolus; LFAL, Left Lateral Malleolus; RTAM, Right Medial Malleolus; LTAM, Left Medial Malleolus; RFCC, Right Posterior Aspect of the Calcaneus; LFCC, Left Posterior Aspect of the Calcaneus.

3.4.1.4. Plataforma de Forças

Os valores das componentes vertical (F_z), antero-posterior (F_x) e medio-lateral (F_y) da Força de Reação do Solo (FRS), bem como a trajetória do centro de pressão (CoP), foram adquiridos com três plataformas de forças da *Bertec Corporation* (Bertec®; Columbus, OH, USA, uma do modelo FP4060-08 e duas do modelo FP4060-10) a uma taxa de amostragem de 1000 Hz. Cada uma das plataformas encontrava-se ligada a um amplificador Bertec AM 6300 e a uma placa analógica da *Qualysis*.

Estas plataformas possuem 60 centímetros (cm) de comprimento e 40 cm de largura e encontravam-se embutidas no solo sobre uma superfície rígida e plana para minimizar quaisquer vibrações, permitindo medir e detetar as medidas em estudo. Duas plataformas (PF 1 e 2) encontravam-se posicionadas em série, enquanto a terceira plataforma (PF 3) posicionava-se lateral e paralelamente alinhada com o centro da configuração, tal como ilustrado na figura 3.

Entre os dispositivos cinéticos, as plataformas de força são consideradas o padrão de ouro para avaliar a função postural (Paillard & Noé, 2015).

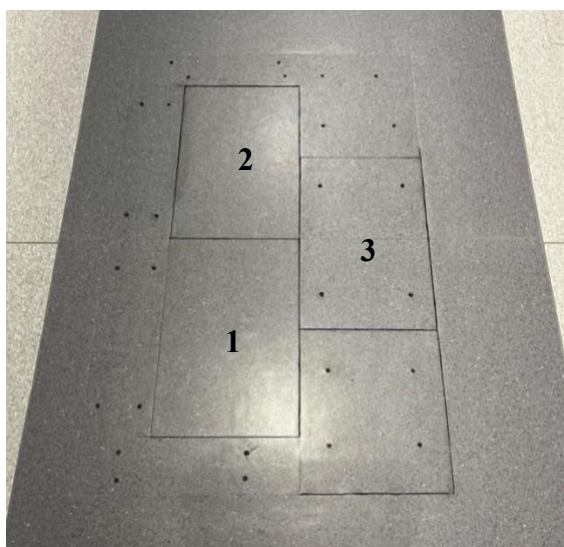


Figura 4 - Organização espacial das plataformas de forças.

3.4.2. Sistemas para processamento de dados

3.4.2.1. Qualysis Track Manager (QTM)

O *software Qualisys Track Manager* (Qualisys AB, versão 2020.3) foi utilizado para processar as trajetórias dos marcadores das três tentativas por participante.

3.4.2.2. Visual3D

Para a análise dos dados de captura de movimento 3D e das plataformas de forças foi utilizado o *software* Visual3D Professional™ (Has-Motion, Inc., Kingston, ON, Canadá). Os dados provenientes do *software* QTM foram então exportados para o Visual3D Professional que calculou o modelo biomecânico de corpo inteiro. Adicionalmente, este *software* permitiu também processar os dados provenientes das plataformas de força.

3.4.2.3. Python

Para a análise e interpretação estatística dos dados recolhidos foi usado o *Python* versão 3.13.5 (Python®, Python Software Foundation, Delaware, USA).

3.4.3. Questionários

3.4.3.1. Microsoft Forms

Foi utilizado um Questionário *Microsoft Forms*, com o objetivo de selecionar e caracterizar a amostra, através da verificação da existência de critérios de inclusão dos participantes e aplicação dos critérios de exclusão (Anexo 8.2).

3.4.3.2. Questionário Internacional de Atividade Física - Short Form (IPAQ-SF)

Em adição, o IPAQ-SF foi usado para compreender e obter respostas relacionadas com a atividade sedentária e a atividade física, promotora da saúde, em vários domínios da vida (Campaniço, 2016). Este instrumento fornece informação sobre o tempo passado a caminhar, em atividades físicas de intensidade vigorosa e moderada e o tempo passado sentado, de uma forma muito genérica (Campaniço, 2016). Segundo este instrumento, são propostos três níveis de atividade física para classificar as populações: baixo, moderado e alto, com base no score em MET-minutos por semana, obtido através do preenchimento do questionário (Campaniço, 2016). O comportamento do participante foi classificado como nível de atividade física baixo quando apresentava uma pontuação inferior a 600 MET-min/semana, moderado quando apresentava uma pontuação entre 600 e 3000 MET-min/semana e como alto quando apresentava uma pontuação superior a 3000 MET-min/semana (Fan, Lyu & He, 2014). Este instrumento apresenta coeficiente de correlação de 0,7 (Campaniço, 2016).

3.5. Procedimentos

3.5.1. Estudo Piloto

Previamente ao estudo empírico, foi desenvolvido um estudo piloto com uma pequena amostra ($n=4$), constituída por jovens saudáveis entre os 18 e os 35 anos de idade, não integrados na recolha de dados, para a análise exploratória. O seu objetivo foi testar a metodologia e os procedimentos, nomeadamente a aplicabilidade dos questionários e dos equipamentos a utilizar, bem como uniformizar as explicações e os comandos verbais a serem utilizados durante a execução dos testes de recolha de dados. Em adição, permitiu a devida preparação dos avaliadores face aos procedimentos que iriam executar durante a avaliação dos participantes.

3.5.2. Recolha de dados

Inicialmente, foi efetuada a avaliação antropométrica de cada participante, nomeadamente a altura, o valor da massa corporal e o índice de massa corporal. Para realizar a medição da altura, a fita métrica foi fixada à parede com tape. O participante colocou-se descalço, com calcanhares, glúteos, omoplatas e occipital junto à parede, mantendo os pés à largura da pélvis (ACSM, 2014). Para obtenção do valor da massa corporal, os participantes mantiveram a posição ortostática com pés descalços sobre os sensores da balança, olhando em frente, com os membros superiores ao longo do corpo (Lintsi, Kaarma, & Kull, 2004), garantindo sempre as condições determinadas pelo fabricante do instrumento (TANITA). Posteriormente foi calculado o Índice de Massa Corporal, de acordo com as *guidelines* da Organização Mundial de Saúde (WHO, 2000).

De seguida, foi solicitado aos participantes que preenchessem o instrumento IPAQ-SF, de maneira a avaliar o comportamento dos intervenientes, no que diz respeito à atividade física e à atividade sedentária.

Imediatamente a seguir, a dominância do membro inferior foi determinada pelo pé utilizado para chutar uma bola (Burnett *et al.*, 2011). Esta questão foi colocada com o objetivo de comparar o resultado fornecido pelos participantes através do questionário, e o resultado obtido a partir de um teste prático simples.

Posteriormente, em todos os participantes foi colocado o *setup* de 82 marcadores refletores. Antes de se realizar a recolha cinemática procedeu-se à calibração do equipamento, com o método de calibração de varrimento realizado durante 120 segundos, durante os quais o resultado da calibração deverá mostrar um desvio padrão do comprimento da varinha de calibração inferior a 0,5 mm.

O protocolo de recolha de dados foi composto pela tarefa STS. Os participantes foram avaliados descalços e, de forma a otimizar a recolha das trajetórias de movimento dos sujeitos, foi solicitado que usassem vestuário adequado para a recolha de dados. A altura do assento foi ajustada aproximadamente ao comprimento da perna (medida do epicôndilo lateral do fémur até ao solo) e a tarefa foi realizada sem apoio ou contenção do tronco e dos membros superiores, com três quartos do comprimento do fémur apoiados e cada pé posicionado em cada plataforma de forças (Michaelson *et al.*, 2001). O assento foi estrategicamente posicionado sobre a terceira plataforma para auxiliar na definição das diferentes fases do STS.

Antes da execução da tarefa funcional, foi realizada uma breve explicação de todos os procedimentos aos participantes. Após a explicação da sequência, os participantes tiveram a oportunidade de repetir a tarefa, no sentido de se familiarizarem com o que é pretendido e definirem o posicionamento dos pés. A aquisição de dados foi iniciada pelo comando verbal do avaliador e efetuada num total de três tentativas (Pinsault & Vuillerme, 2009; Ruhe, Fejer, & Walker, 2010). Foi pedido a todos os indivíduos que permanecessem sentados, em posição estática (Zok, Mazzà, & Cappozzo, 2008), mantendo os braços relaxados ao longo do corpo, e que se mantivessem concentrados num alvo a aproximadamente 2 m de distância e ao nível do olhar (na posição de pé) durante 30 s (Le Clair & Riach, 1996). Após 30 s, os indivíduos foram convidados a levantar-se a uma velocidade autodeterminada sem auxílio dos membros superiores. Após a execução da tarefa, foi pedido aos participantes que permanecessem mais 30 s na posição de pé. Entre as tentativas, foram concedidos períodos de repouso de 60 s, durante os quais os indivíduos se sentaram, mantendo a posição dos pés (Kitabayashi, Demura, & Noda, 2003). Para assegurar a uniformidade da base de suporte entre repetições, a posição dos pés dos participantes foi marcada no chão, previamente ao início da recolha de dados. Entre cada tentativa, foi solicitado aos participantes que mantivessem a mesma posição dos pés durante todas as repetições. A figura 4 é representativa do momento de recolha de dados.

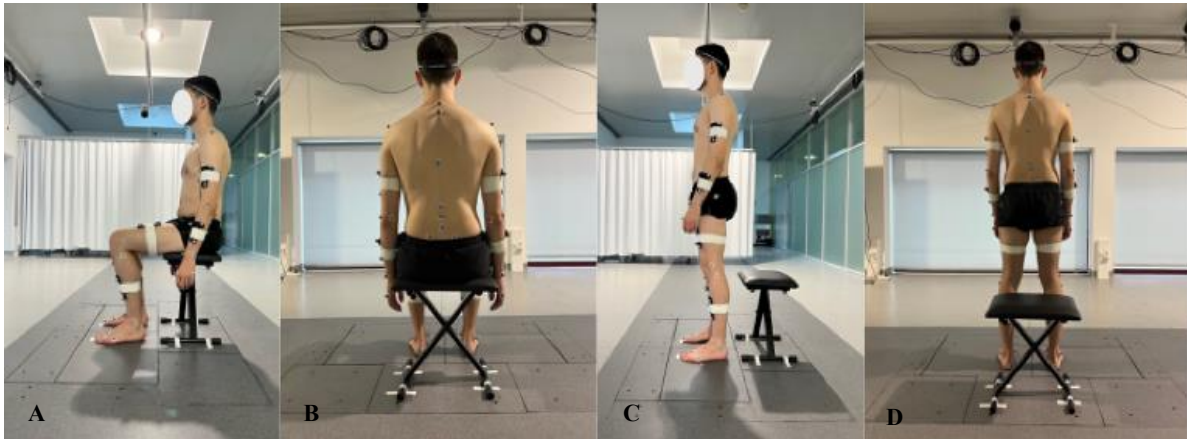


Figura 5 - Posicionamento do participante ao longo da avaliação da tarefa STS.

A- Posição inicial do participante, vista lateral; B- Posição inicial do participante, vista posterior; C - Posição final do participante, vista lateral; D - Posição final do participante, vista posterior.

3.5.3. Minimização de Viés

De forma a evitar potenciais fontes de viés de observador, as medições foram realizadas sempre pelo mesmo avaliador.

Para minimizar o viés de mensuração, associado à aquisição dos dados cinéticos e cinemáticos, realizou-se a calibração das plataformas de forças e do sistema optoeletrónico antes de cada recolha de dados, consoante as regras do fabricante.

Durante a execução dos testes, os observadores evitaram o contacto visual com os participantes e mantiveram a privacidade do espaço, no sentido de minimizar o “*Hawthorne Effect*”.

3.5.4. Processamento de Dados

Os dados foram processados utilizando o QTM® e o Visual3D™. Inicialmente, os dados foram processados no QTM, onde foram identificados os marcadores refletores aplicados nos participantes. Posteriormente, o processamento dos dados cinemáticos e cinéticos foi realizado com o *software* Visual3D. Os dados foram introduzidos no *software*, originando o modelo biomecânico de cada participante com base nas características antropométricas (altura e massa corporal) (Alcock *et al.*, 2015). Através do *software*, os dados foram filtrados, e os eventos-chave, fases e subfases da tarefa STS foram determinados com base nos dados cinéticos.

Aos dados cinemáticos aplicou-se filtro *Butterworth low pass* de 6 Hz para eliminar o ruído da oscilação dos marcadores (Sousa *et al.*, 2022). Aos dados cinéticos foi aplicado um filtro *Butterworth low pass* de 4.^a ordem a 20 Hz (Piano, Geri & Testa, 2020; Robertson *et al.*, 2014).

O início do movimento (*ONSET*) foi definido como o instante em que foi detetada pela primeira vez uma variação em relação à linha de base da força de reação ao solo vertical superior a 10 N na plataforma 3, onde se encontrava pousado o banco (Etnyre & Thomas, 2007). Com o início do movimento decorreu a fase “Momento Flexor” que terminou com o evento de *Seat-Off*. Nesta fase, observou-se o evento *Counter*, caracterizado pelo valor mais baixo da força vertical de reação ao solo (Schenkman *et al.*, 1990; Etnyre & Thomas, 2007). Este evento divide a fase do Momento Flexor em duas subfases: “Preparatória” e “Translação Anterior”.

Já o evento de *Seat-Off* foi identificado como o instante em que ocorreu a descarga máxima da plataforma de forças da cadeira atingindo zero N (Norman-Gerum & McPhee, 2020). Seguidamente ao evento do *Seat-Off*, iniciou-se a fase do “Momento Extensor”. Durante esta fase, foram registados dois eventos-chave: o *Peak vertical Ground Reaction Force (Peak vGRF)*, que representa o valor máximo da força de reação vertical do solo após o *Seat-Off* (Schenkman *et al.*, 1990; Etnyre & Thomas, 2007), e termina a sub-fase “Transferência de carga dos glúteos para os pés”; e o *Rebound*, definido como o valor mais baixo da força vertical de reação ao solo após o pico (Schenkman *et al.*, 1990; Etnyre & Thomas, 2007), que encerra a subfase “Extensão dos Membros Inferiores”. A fase de estabilização seguiu-se ao evento de *Rebound* e continuou até se atingir o *Steady Standing* (Etnyre & Thomas, 2007). O fim do movimento foi definido como o ponto em que a força vertical de reação ao solo estabiliza dentro de 1% do valor médio das forças nos últimos 30 segundos da avaliação (Kralj *et al.*, 1990), correspondendo ao atingimento do *Steady Standing*. As tabelas 1 e 2 são representativas dos critérios de definição dos eventos-chave, fases e subfases da tarefa STS, respetivamente. Todos os eventos-chave foram inspecionados e confirmados visualmente, após o processamento de dados pelo *software*. A figura 5 corresponde à representação gráfica da divisão da tarefa com base nos dados cinéticos.

Tabela 1 - Critérios aplicados para a definição dos diferentes eventos cinéticos característicos da tarefa STS.

Eventos	<i>Onset</i>	<i>Counter</i>	<i>Seat Off</i>	<i>Peak vGRF</i>	<i>Rebound</i>	<i>Steady Standing</i>
Critério de definição	1ª variação da FRS vertical superior a 10 N na PF 3	Valor mínimo da FRS vertical (superior a 0 N) na PF 1 e 2 entre o <i>onset</i> e o <i>seat-off</i>	Atingimento de 0 N na FP 3	Valor máximo absoluto da FRS vertical na PF 1 e 2	Valor mínimo absoluto da FRS vertical após o atingimento do <i>Peak vGRF</i> na PF 1 e 2	Variação da FRS vertical mantém-se dentro de 1% da média da força nos últimos 30s na PF 1 e 2

Tabela 2 - Critérios aplicados para a definição das diferentes fases e subfases da tarefa STS.

Fases	Momento Flexor (MFLEX)		Momento Extensor (MEXT)		Estabilização (ESTAB)
	Fase Preparatória (PREP)	Translação Anterior (TA)	Transferência glúteo-pés (TGP)	Extensão Membros Inferiores (EMI)	
Critério de definição	Desde o <i>Onset</i> até ao <i>Counter</i>	Desde o <i>Counter</i> ao <i>Seat-Off</i>	Desde o <i>Seat-Off</i> até ao <i>Peak vGFR</i>	Desde o <i>Peak vGFR</i> até ao <i>Rebound</i>	Desde o <i>Rebound</i> até ao <i>Steady Standing</i>

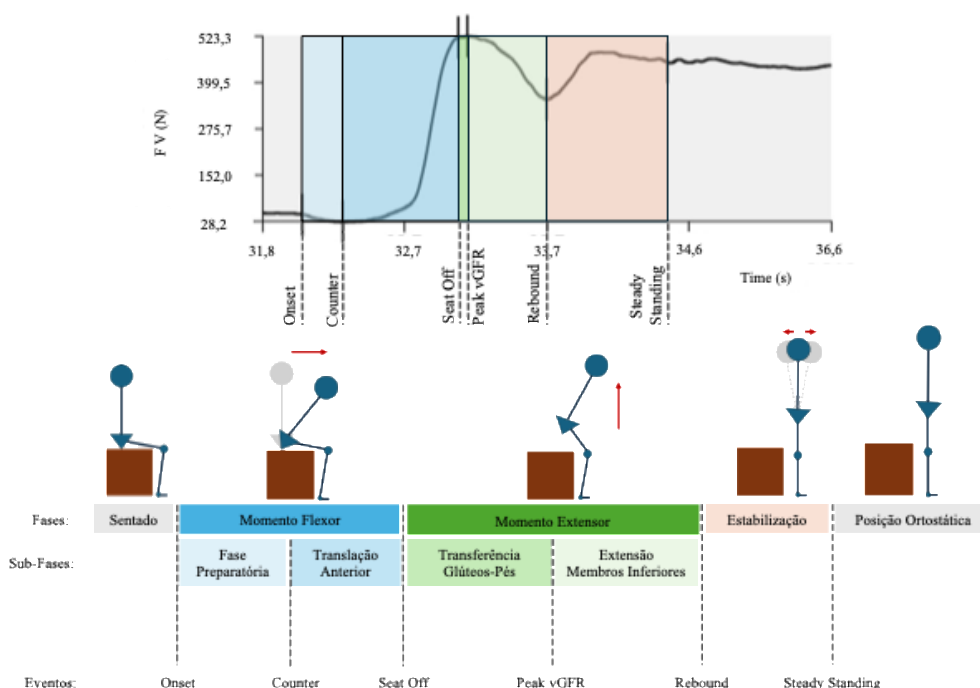


Figura 6 - Representação gráfica da divisão da tarefa STS nas diferentes fases e subfases, com base nos dados cinéticos.

Foram extraídos os dados das três plataformas de forças. A plataforma 3 mediu as FRS provenientes do banco onde os participantes realizaram a tarefa, enquanto as plataformas 1 e 2 mediram as FRS provenientes dos membros inferiores esquerdo e direito, respetivamente.

Para cada fase e subfase foi calculado o valor médio da duração de cada subfase, assim como a amplitude de variação das forças antero-posterior (F_{AP}), medio-lateral (F_{ML}) e vertical (F_v) e do deslocamento do CoP na direção antero-posterior (CoP_{AP}) e medio-lateral (CoP_{ML}). A amplitude de variação foi calculada através do módulo da diferença entre os valores máximo e mínimo atingidos.

O Índice de Assimetria Bilateral (IA) foi calculado para fornecer uma medida da quantidade de variação da distribuição de carga em cada membro (dominante vs. não dominante) em relação à massa corporal total do participante, assim como do deslocamento do CoP durante a sequência de movimento, para cada repetição:

$$\text{IA Distribuição de Carga} = \left| \frac{\Delta F_{\text{não dominante}} - \Delta F_{\text{dominante}}}{\Delta F_{\text{não dominante}} + \Delta F_{\text{dominante}}} \right| \times 100$$

$$\text{IA Deslocamento do CoP} = \left| \frac{\Delta \text{Desloc CoP}_{\text{não dominante}} - \Delta \text{Desloc CoP}_{\text{dominante}}}{\Delta \text{Desloc CoP}_{\text{não dominante}} + \Delta \text{Desloc CoP}_{\text{dominante}}} \right| \times 100$$

onde $F_{\text{não dominante}}$ e $F_{\text{dominante}}$ se referem à amplitude de variação em módulo de F_{AP} , F_{ML} e F_{V} . Já $\text{Desloc CoP}_{\text{não dominante}}$ e $\text{Desloc CoP}_{\text{dominante}}$ corresponde à amplitude de deslocamento em módulo do CoP_{AP} e CoP_{ML} de cada membro inferior. Os valores do IA foram apresentados em percentagem, variando entre 0 e 100%. Um valor de IA próximo de zero significa uma simetria perfeita entre os membros inferiores, e um valor de IA diferente de zero identifica uma assimetria no sentido de um dos membros inferiores (Stodółka & Sobera, 2017). Este cálculo resulta de uma adaptação da fórmula de cálculo proposta por Kobayashi *et al.* (2013), com o intuito de superar as limitações identificadas por Bishop *et al.* (2018).

Um resultado positivo de “ $\Delta F_{\text{não dominante}} - \Delta F_{\text{dominante}}$ ” indica que existe uma maior variação de carga no membro inferior não dominante, e um resultado negativo o oposto (Stodółka & Sobera, 2017). Já um resultado positivo “ $\text{Desloc CoP}_{\text{não dominante}} - \text{Desloc CoP}_{\text{dominante}}$ ” indica que o membro inferior não dominante apresenta uma maior amplitude de deslocamento do CoP do que o dominante, e um resultado negativo significa o contrário. Estes valores foram posteriormente convertidos numa variável categórica binária denominada de “direção da assimetria”. Adicionalmente, para identificar um possível padrão do IA relativo à dominância, foi calculada a percentagem de participantes que apresentou um IA positivo e negativo.

Foi utilizado para análise o valor da média do IA obtido nas três repetições para aceder à magnitude de IA, bem como o valor do coeficiente de variação (CV) entre repetições ao longo da tarefa (Turner *et al.*, 2015) para aceder à variabilidade do IA.

Em adição, foi caracterizada a duração de cada subfase normalizada à duração da tarefa e os valores apresentados em percentagem.

3.5.5. Processamento de Dados Estatísticos

Para a análise estatística foi utilizado o *software Python* versão 3.13.5, com um nível de significância de 0,05 e intervalo de confiança igual a 95%.

Uma vez que a dimensão da amostra foi superior a 50, aplicou-se o teste à normalidade de *Kolmogorov-Smirnov* para analisar os dados quantitativos.

No que toca à caracterização da amostra, para as variáveis “idade”, “IMC (kg/m²)” e “Nível de atividade física (METS-min/semana)” foram utilizados a mediana e o intervalo interquartis, uma vez que não seguiam uma distribuição normal. Os dados qualitativos referentes às variáveis “sexo”, “Categorias do IMC”, “Categorias do Nível de Atividade Física”, “Dominância do MI” e “Modalidade de Atividade Física mais praticada” foram apresentados em valor percentual.

Na caracterização da tarefa, relativa à duração, magnitude e CV do IA, a avaliação de diferenças estatisticamente significativas entre fases (medidas repetidas) foi realizada através do teste de *Friedman*. Quando identificado um efeito global significativo, procedeu-se à análise *post-hoc*, com correção de *Bonferroni*, através Teste-T para amostras emparelhadas para variáveis com distribuição normal e do teste de *Wilcoxon* para variáveis com distribuição não normal. Na caracterização do IA foram sempre apresentados os valores de média e desvio padrão, no entanto, as variáveis que não seguiam uma distribuição normal foram sinalizadas com um asterisco (*). Para verificar a tendência da direção do IA, foi avaliada a diferença de proporção de participantes com diferentes direções da assimetria (no sentido do membro inferior dominante vs. não dominante) através do teste para uma proporção de 0,5.

No que toca ao estudo da relação entre o IA e os determinantes individuais, para avaliar a associação entre as variáveis qualitativas “sexo” e “direção da assimetria” na magnitude do IA, foram aplicados o Teste-T (para variáveis com distribuição normal) e o teste de *Mann-Whitney* (para variáveis com distribuição não normal). De forma a avaliar a associação entre as variáveis quantitativas “IMC” e “Nível de Atividade Física” na magnitude do IA, foi utilizada a correlação de *Spearman*. Foi considerada a existência de correlação linear: negligenciável quando o coeficiente de correlação (r) se encontrou entre 0,00 e 0,10; fraca entre 0,10 e 0,39; moderada entre 0,40 e 0,69; forte entre 0,7 e 0,89; e muito forte se tomasse valores entre 0,9 e 1,00 (Schober *et al.*, 2018). Posteriormente, procedeu-se ao ajuste de modelos de regressão linear múltipla (OLS), avaliando a significância estatística das estimativas (valor prova, intervalos de confiança) e a qualidade dos modelos (R^2), bem como a multicolinearidade através do *Variance Inflation Factor* (VIF < 5, indicando ausência de multicolinearidade). A seleção do modelo final foi efetuada com recurso ao *Akaike Information Criterion* (AIC). A variável dependente considerada em cada modelo foi o IA STS TOTAL de cada métrica (componentes da FRS e deslocamento do CoP

nos respetivos eixos). As variáveis independentes incluídas como preditores foram: sexo (codificado como 0 = feminino; 1 = masculino), IMC, direção da assimetria (0 = membro inferior dominante; 1 = membro inferior não dominante) e nível de atividade física.

Foi realizada uma análise de poder *a priori* ($\alpha = 0,05$, poder = 0,90, tamanho do efeito médio) com o *G*Power* v. 3.1.9.6 (Kiel University, Germany) para estimar o tamanho da amostra necessário para este estudo observacional. O teste-T de uma amostra (caracterização do índice de assimetria) indicou a necessidade de 44 participantes, enquanto a correlação de Spearman (estudo da relação dos determinantes individuais com o índice de assimetria) requereu 73 participantes para garantir um poder adequado. Como a amostra final foi de 54 participantes, foi realizada uma análise de sensibilidade considerando $\alpha = 0,05$ e poder = 0,80. O tamanho mínimo do efeito detetável foi de $d \approx 0,55$ para o Teste-T e $f^2 \approx 0,26$ para as correlações, sugerindo que efeitos menores podem não ser identificados, e os resultados devem ser interpretados com cautela.

4. RESULTADOS

4.1. Caracterização da Amostra

Após a divulgação do questionário, foram obtidas 199 respostas. Através da aplicação dos critérios de elegibilidade, foram considerados elegíveis 96 participantes. Destes, foram excluídos 40 por não terem respondido ao contacto para o agendamento da avaliação, resultando na participação de 56 participantes neste estudo. Durante o processamento dos dados, verificou-se que os dados de 2 participantes estavam corrompidos, pelo que foram excluídos da análise. Desta forma, a amostra final foi constituída por 54 participantes (Figura 6).

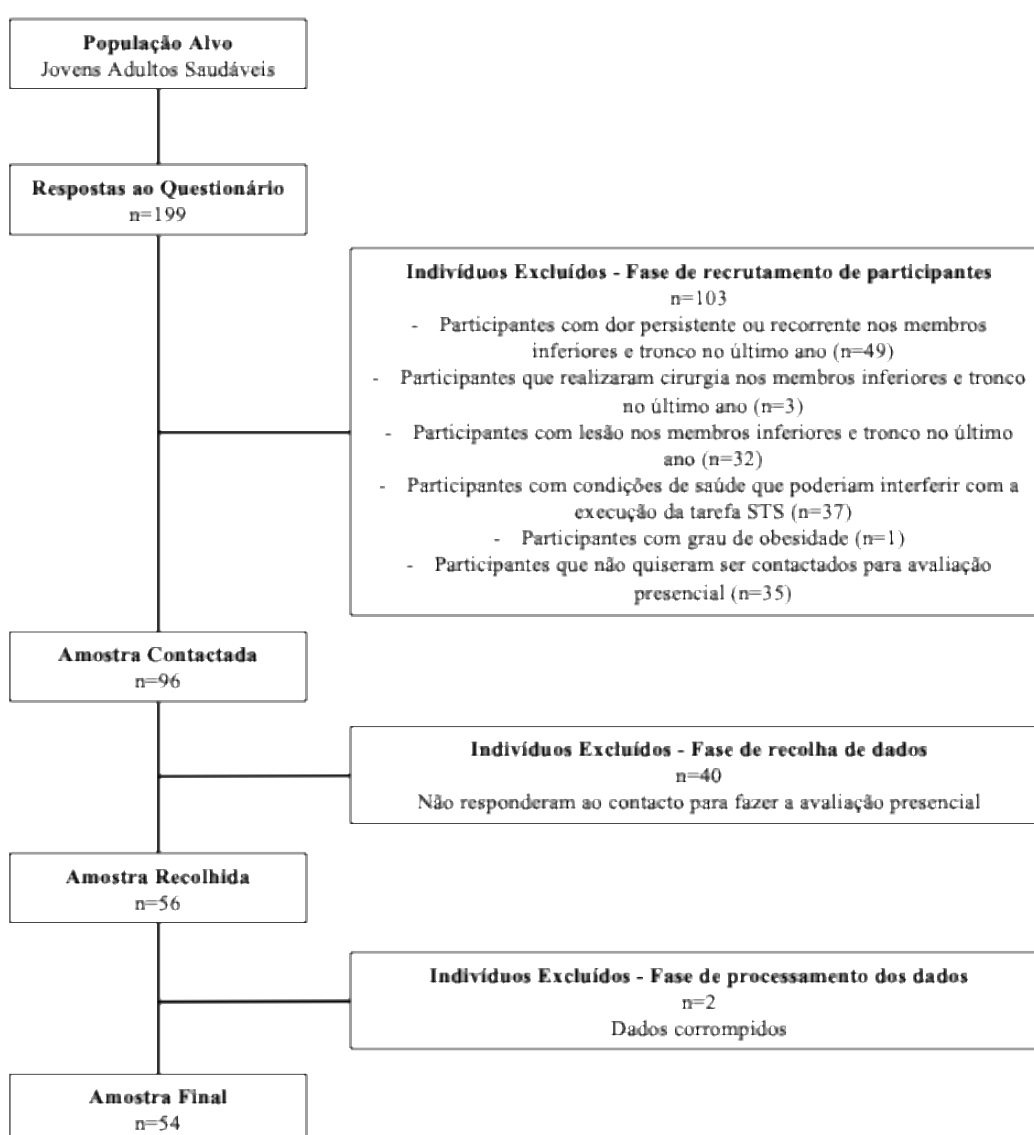


Figura 7 – Diagrama de constituição da amostra do estudo.

A amostra foi maioritariamente composta por participantes do sexo feminino, com idades compreendidas entre os 18 e os 34 anos (Tabela 3). A maioria apresentava um IMC dentro dos valores considerados normais e dominância do membro inferior à direita. Relativamente aos níveis de atividade física, a maior parte dos participantes reportou níveis elevados, sendo o exercício aeróbio a modalidade mais frequentemente praticada (Tabela 3).

Tabela 3 - Caracterização da amostra do estudo. São apresentados os valores da mediana e respetivos intervalos interquartis (IQR) das variáveis quantitativas, bem como a distribuição percentual das variáveis qualitativas.

Variáveis Quantitativas		Mediana (IQR)
	Idade (anos)	23,00 (6,00)
	IMC (kg/m ²)	22,48 (3,22)
	Nível de atividade física (METS-min/semana)	2526,50 (2685,75)
Variáveis Qualitativas		Percentagem (%)
Sexo	Feminino	59,26
	Masculino	40,74
Categorias IMC	Baixo Peso	---
	Eutrofia	72,22
	Sobrepeso	27,78
	Obesidade Grau 1	---
	Obesidade Grau 2	---
	Obesidade Grau 3	---
Dominância do MI	Direita	90,70
	Esquerda	9,30
Categorias do Nível de atividade física	Baixo	9,26
	Moderado	35,18
	Alto	55,56
Modalidade de atividade física mais praticada	Aeróbio/Cardio (corrida, caminhada, natação, bicicleta, remo)	50,00
	Força/Resistência (musculação)	25,90
	Flexibilidade (pilates)	5,60
	Desportos Mistos (ténis, padel, futebol, basquetebol, ténis de mesa)	16,70
	Outros (dança)	1,90

4.2. Caracterização da tarefa STS

Na análise temporal da tarefa STS (Tabela 4), através do teste de *Friedman*, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre a duração das diferentes fases da tarefa STS ($p < 0,001$). Os resultados *post-hoc* (descritos no Anexo 8.5) revelaram que a maioria das comparações entre a duração das fases e subfases da tarefa apresenta diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,001$), com exceção nas comparações entre MFLEX e EMI ($p = 0,188$) e entre MFLEX e MEXT ($p = 0,708$). Para além destes resultados, observa-se ainda uma tendência para que a fase ESTAB apresente uma duração superior em comparação às restantes fases da tarefa STS, tendo sido a fase mais longa de toda a tarefa e representando mais de metade da sua duração total.

Tabela 4 – Análise temporal da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão do tempo despendido em cada fase e subfase da tarefa, bem como a distribuição percentual da duração das mesmas relativamente à duração total da tarefa.

Fases	Momento Flexor		Momento Extensor		Estabilização	STS TOTAL
Tempo (ms)	854,63 ± 147,95*		1013,36 ± 865,15*		3830,34 ± 4038,61*	5698,33 ± 4384,33*
Duração (%)	14,99		17,78		67,21	100
Sub-fases	PREP	TA	TGP	EMI		
Tempo (ms)	278,73 ± 94,97	575,89 ± 184,62*	97,47 ± 163,15*	915,89 ± 767,38*		
Duração (%)	4,89	10,10	1,71	16,07		

4.3. Índice de Assimetria Bilateral

4.3.1. Magnitude e Coeficiente de Variação do IA das Forças de Reação do Solo

A magnitude do IA nas diferentes componentes de força variou, globalmente, entre 5% e 12%, com valores mais elevados observados no eixo AP (Tabela 5). A fase do MEXT apresentou os maiores valores médios de assimetria, destacando-se particularmente no eixo AP ($27,34 \pm 12,88\%$). Por outro lado, a fase do MFLEX foi a que revelou menor assimetria ($5,69 \pm 4,36\%$), sobretudo na componente vertical (F_v). A análise por subfases indicou que, na fase do MFLEX, a subfase PREP apresentou maior assimetria ($27,19 \pm 16,52\%$) no eixo vertical, enquanto no MEXT, a subfase TGP destacou-se com os valores mais elevados de IA ($35,75 \pm 14,99\%$) na componente ML. A avaliação do IA no movimento completo da tarefa (STS TOTAL) apresentou maior magnitude no eixo AP ($11,70 \pm 7,05\%$).

Adicionalmente, o teste de *Friedman* revelou diferenças estatisticamente significativas nos diferentes eixos do IA relativo às FRS entre as diferentes fases da tarefa ($p < 0,05$) demonstradas na tabela 5. Os resultados do teste *post-hoc* permitiram identificar entre quais as fases em cada um dos componentes da força existiam essas diferenças. Os valores detalhados dos testes estatísticos, incluindo valores prova e tamanho do efeito obtidos nos testes de *Friedman post-hoc*, encontram-se apresentados no Anexo 8.6. Das 63 comparações múltiplas entre a magnitude do IA relativo à FRS das diferentes subfases, 41 foram estatisticamente significativas (Anexo 8.6). No eixo AP, a fase ESTAB foi aquela que apresentou menos diferenças em relação às restantes fases e subfases, ao contrário da subfase TGP, com diferenças estatisticamente significativas identificadas com todas as restantes fases exceto ESTAB. No eixo ML, a fase PREP distinguiu-se por apresentar diferenças significativas com todas as outras fases, enquanto a subfase TA e as fases MFLEX e ESTAB evidenciaram diferenças apenas com duas fases cada. Relativamente à componente vertical, as subfases TGP e EMI e as fases MFLEX e ESTAB revelaram maior número de diferenças significativas, com discrepâncias entre todas as fases analisadas.

No que diz respeito ao CV relativo ao IA global das forças este foi superior a 53% e atingiu um valor máximo de 74,38% na fase do MEXT no eixo AP. Para além disso, foram comparadas as variáveis CV do IA nas diferentes fases da tarefa, onde se verificaram diferenças estatisticamente significativas apenas na F_{ML} ($p=0,014$) e na F_V ($p=0,011$) (Tabela 5). No entanto, na análise *post-hoc*, verificou-se que nenhuma das comparações apresentou significância estatística.

Tabela 5 – Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às Forças de Reação do Solo (FRS) nos diferentes eixos (F_{AP}, F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão (assinalados com asterisco) assim como os valores p.

IA		F _{AP}	Valor p	F _{ML}	Valor p	F _V	Valor p
Magnitude Média (%)	PREP	24,25±15,60*	<0,001	25,90±13,90*	<0,001	27,19±16,52*	<0,001
	TA	12,61±8,09*		16,74±10,04*		5,68±4,44*	
	MFLEX	12,52±8,15*		16,00±9,68*		5,69±4,36*	
	TGP	34,45±13,72*		35,75±14,99		30,95±13,54	
	EMI	18,72±12,93*		15,35±10,13*		22,78±12,19*	
	MEXT	27,34±12,88		12,89±9,87*		22,90±11,79*	
	ESTAB	15,35±6,81		16,47±8,73		16,57±10,31*	
	STS TOTAL	11,70±7,05*		5,56±3,62*		5,05±3,72*	
CV (%)	PREP	68,86±42,38*	0,056	54,30±30,68*	0,014	58,61±30,75	0,011
	TA	61,39±30,87		70,66±30,47		55,52±36,94*	
	MFLEX	61,77±31,38		68,95±30,50		53,62±36,35*	
	TGP	67,05±33,36		61,80±37,56*		60,86±32,73*	
	EMI	55,85±35,05*		71,90±37,34		67,27±34,99	
	MEXT	74,38±38,25		65,72±35,00		62,29±32,32	
	ESTAB	69,94±32,62		69,67±27,80		70,96±33,48*	
	STS TOTAL	62,85±30,14		61,99±33,22		53,04±37,22*	

4.3.2. Magnitude e Coeficiente de Variação do IA do Deslocamento do Centro de Pressão

No que diz respeito à magnitude do IA do deslocamento do CoP (Tabela 6), os valores oscilaram globalmente entre 6% e 13%, com maior assimetria observada no eixo ML. A fase ESTAB registou o maior valor médio de IA predominantemente no eixo ML (17,66 ± 8,28%). A análise por subfases revelou que a subfase PREP do Momento Flexor apresentou os maiores níveis de assimetria no CoP no eixo ML (29,40 ± 10,82%), enquanto no Momento Extensor, a subfase TGP também revelou valores mais elevados nesse mesmo eixo do movimento (24,18 ± 8,91%). Na performance completa da tarefa (STS TOTAL), o eixo ML foi o que apresentou maior IA (13,01 ± 8,24%).

O teste de *Friedman* revelou diferenças estatisticamente significativas nos diferentes eixos do IA relativo ao deslocamento do CoP entre as diferentes fases da tarefa ($p < 0,05$) demonstrado nas tabelas 14 e 15 (Anexo 8.7). A análise *post-hoc* do teste de *Friedman* revelou que, das 42 comparações múltiplas entre a magnitude do IA relativo ao CoP nas diferentes fases e subfases, 21 foram estatisticamente significativas. No eixo AP, a subfase TA apresentou uma única diferença significativa em comparação às restantes fases, enquanto a subfase EMI apresentou um maior número de diferenças, com quatro das sete

fases analisadas. No eixo ML, a subfase PREP destacou-se por apresentar diferenças estatisticamente significativas com todas as fases, exceto com a subfase TGP. Em contraste, a subfase TGP e as fases MEXT e ESTAB apenas registaram diferenças com duas fases cada.

O CV relativo ao IA genérico do deslocamento do CoP (STS TOTAL) foi superior a 46%, alcançando o valor máximo de 73,21% na fase de ESTAB no eixo AP. Na comparação das variáveis CV do IA entre as diferentes fases da tarefa, observaram-se diferenças estatisticamente significativas apenas para o CoP no eixo ML ($p=0,008$). A análise *post-hoc* revelou que essas diferenças ocorreram unicamente entre as subfases PREP e EMI ($p=0,005$) e entre PREP e ESTAB ($p=0,007$), sendo que PREP foi a subfase com menor CV ($63,23\pm 29,62\%$) comparativamente a EMI e ESTAB.

Tabela 6 – Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão (assinalados com asterisco) assim como os valores p .

IA	CoP _{AP}	Valor p	CoP _{ML}	Valor p
Magnitude Média (%)	PREP	17,02±9,80*	29,40±10,82	<0,001
	TA	14,52±10,05*	16,70±9,32*	
	MFLEX	8,39±4,59*	13,62±8,42*	
	TGP	18,44±9,82*	24,18±8,91	
	EMI	11,85±8,60*	16,70±8,74*	
	MEXT	10,96±8,32*	16,45±9,30*	
	ESTAB	13,39±6,56	17,66±8,28	
	STS TOTAL	6,59±3,62*	13,01±8,24*	
CV (%)	PREP	63,23±29,62	36,77±27,98*	0,063
	TA	56,53±29,20	48,93±28,19*	
	MFLEX	63,27±29,34	48,01±27,54*	
	TGP	72,20±32,51	52,03±37,99*	
	EMI	69,18±33,68	59,34±33,02*	
	MEXT	66,29±33,03	54,74±31,91	
	ESTAB	73,21±32,23	56,15±30,97	
	STS TOTAL	62,03±29,63	46,55±30,12*	

4.3.3. Direção do IA das Forças de Reação do Solo

No que respeita à direção da magnitude do IA das FRS, considerando o sentido para o membro inferior dominante ou não dominante, observaram-se diferentes comportamentos, descritos na tabela 7. No eixo AP, apenas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as duas condições na fase MEXT, com maior percentagem de

participantes com um IA no sentido do membro dominante. Em F_{ML} , registaram-se diferenças estatisticamente significativas na subfase EMI, na fase MEXT e no desempenho global da tarefa (STS TOTAL), onde se observou que uma maior percentagem de participantes com um IA no sentido do membro não dominante. Por sua vez, no eixo vertical observou-se uma percentagem superior de participantes com IA no sentido do membro inferior dominante na subfase EMI e nas fases MEXT e ESTAB.

Tabela 7 – Valor percentual do número de participantes que apresentou o Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às Forças de Reação do Solo (FRS) no sentido do membro inferior dominante (D) e não dominante (ND). São apresentados os valores percentuais assim como os valores p , nos diferentes eixos (F_{AP} , F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.

		IA F_{AP}	Valor p	IA F_{ML}	Valor p	IA F_V	Valor p
PREP	D (%)	61,11	0,134	61,11	0,134	61,11	0,134
	ND (%)	38,89		38,89		38,89	
TA	D (%)	51,85	0,892	51,85	0,892	61,11	0,134
	ND (%)	48,15		48,15		38,89	
MFLEX	D (%)	51,85	0,892	55,56	0,497	59,26	0,22
	ND (%)	48,15		44,44		40,74	
TGP	D (%)	44,44	0,497	55,56	0,497	40,74	0,22
	ND (%)	55,56		44,44		59,26	
EMI	D (%)	57,41	0,341	33,33	0,02	68,52	0,009
	ND (%)	42,59		66,67		31,48	
MEXT	D (%)	79,63	<0,001	35,19	0,04	66,67	0,02
	ND (%)	20,37		64,81		33,33	
ESTAB	D (%)	48,15	0,892	46,30	0,683	79,63	<0,001
	ND (%)	51,85		53,70		20,37	
STS TOTAL	D (%)	50	>0,999	33,33	0,02	53,70	0,683
	ND (%)	50		66,67		46,30	

4.3.4. Direção do IA do Deslocamento do Centro de Pressão

A análise da direção do IA no que diz respeito ao deslocamento do CoP revelou um padrão de maior deslocamento no membro inferior dominante (Tabela 8). No eixo AP, esta tendência foi observada apenas nas subfases PREP e TGP, onde se registaram diferenças estatisticamente significativas na percentagem de participantes. Já no CoP_{ML} , as diferenças significativas ocorreram também nas subfases PREP e TGP, mas adicionalmente nas fases MEXT e ESTAB, mantendo a predominância de participantes com maior variação do deslocamento do CoP no membro inferior dominante.

Tabela 8 – Valor percentual do número de participantes que apresentou o Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo deslocamento do Centro de Pressão (CoP) no sentido do membro inferior dominante (D) e não dominante (ND). São apresentados os valores percentuais assim como os valores *p*, nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS.

		IA CoP _{AP}	Valor <i>p</i>	IA CoP _{ML}	Valor <i>p</i>
PREP	D (%)	72,22	0,001	88,89	<0,001
	ND (%)	27,78		11,11	
TA	D (%)	62,96	0,076	46,30	0,683
	ND (%)	37,04		53,70	
MFLEX	D (%)	55,56	0,497	44,44	0,497
	ND (%)	44,44		55,56	
TGP	D (%)	66,67	0,02	85,19	<0,001
	ND (%)	33,33		14,81	
EMI	D (%)	53,70	0,683	61,11	0,134
	ND (%)	46,30		38,89	
MEXT	D (%)	61,11	0,134	64,81	0,04
	ND (%)	38,89		35,19	
ESTAB	D (%)	62,96	0,076	77,78	<0,001
	ND (%)	37,04		22,22	
STS TOTAL	D (%)	51,85	0,892	50	>0,999
	ND (%)	48,15		50	

4.4. Relações com determinantes da tarefa STS

Foram identificadas correlações estatisticamente significativas, ainda que de fraca magnitude, entre variáveis de caracterização dos participantes e os valores do IA na distribuição de carga e deslocamento do CoP, em fases e subfases específicas da tarefa (Tabela 9). Verificou-se uma correlação negativa fraca entre o IMC e a magnitude do IA da força no eixo AP durante as fases EMI e MEXT, indicando que valores mais elevados de IMC estão associados a uma menor assimetria no eixo AP nestas fases. Por outro lado, a variável nível de atividade física apresentou uma correlação positiva fraca com a magnitude do IA da força no eixo AP na fase ESTAB, sugerindo que níveis mais elevados de atividade física estão associados a maiores magnitudes de assimetria neste componente. O deslocamento do CoP durante a fase ESTAB apresentou uma correlação negativa fraca entre os níveis de atividade física e a magnitude do IA do CoP_{ML}, indicando que participantes mais ativos apresentaram menor assimetria na oscilação do CoP neste eixo.

Tabela 9 – Correlações estabelecidas entre os determinantes da tarefa, IMC e Nível de Atividade Física e a magnitude do IA. São apresentados os valores dos coeficientes de correlação (r) e os respetivos valores prova (p).

IA		IMC (kg/m ²)		Nível de Atividade Física (METS-min/semana)		
		r	p	r	p	
AP	PREP	-0,116	0,404	-0,081	0,561	
	TA	0,092	0,508	0,008	0,952	
	MFLEX	0,107	0,441	0,000	0,998	
	TGP	0,259	0,058	-0,053	0,703	
	EMI	-0,330	0,015	-0,176	0,204	
	MEXT	-0,323	0,017	-0,162	0,241	
	ESTAB	0,048	0,731	0,344	0,011	
	STS TOTAL	-0,148	0,285	0,029	0,833	
FRS	ML	PREP	-0,050	0,721	0,051	0,715
	TA	-0,046	0,739	-0,003	0,985	
	MFLEX	-0,055	0,693	-0,026	0,849	
	TGP	-0,076	0,584	-0,007	0,957	
	EMI	-0,111	0,426	0,053	0,704	
	MEXT	-0,101	0,469	0,189	0,171	
	ESTAB	0,120	0,386	-0,030	0,828	
	STS TOTAL	-0,217	0,115	-0,126	0,365	
V	PREP	0,022	0,876	-0,104	0,456	
	TA	0,071	0,608	-0,159	0,252	
	MFLEX	0,059	0,672	-0,160	0,247	
	TGP	0,074	0,595	-0,076	0,583	
	EMI	-0,125	0,366	-0,096	0,491	
	MEXT	0,064	0,645	0,032	0,818	
	ESTAB	-0,014	0,922	-0,093	0,502	
	STS TOTAL	0,095	0,494	-0,118	0,395	
CoP	AP	PREP	0,226	0,100	-0,176	0,204
	TA	0,024	0,865	-0,054	0,701	
	MFLEX	0,151	0,277	0,026	0,851	
	TGP	-0,171	0,215	-0,083	0,551	
	EMI	0,129	0,351	0,236	0,086	
	MEXT	0,173	0,210	0,181	0,190	
	ESTAB	0,072	0,604	-0,157	0,258	
	STS TOTAL	0,233	0,090	0,110	0,429	
ML	PREP	0,054	0,697	-0,147	0,287	
	TA	0,259	0,058	0,077	0,580	
	MFLEX	0,225	0,101	-0,020	0,889	
	TGP	-0,073	0,602	0,193	0,163	
	EMI	-0,032	0,819	0,006	0,965	
	MEXT	-0,001	0,996	0,057	0,683	
	ESTAB	-0,177	0,201	-0,349	0,010	
	STS TOTAL	0,239	0,082	-0,058	0,676	

Adicionalmente, foram comparados os valores da magnitude do IA entre os grupos definidos pela direção do IA, considerando as variáveis das FRS e deslocamento do CoP nos diferentes eixos. Os participantes cujo IA no eixo vertical das FRS durante a subfase TA, a fase MFLEX, assim como o desempenho global da tarefa (STS TOTAL) se dirigiu para o membro dominante, apresentaram valores significativamente mais elevados de assimetria ($p < 0,05$). Os participantes cujo IA no eixo ML durante a fase MEXT ocorreu na direção do membro não dominante, apresentaram valores significativamente mais elevados ($p = 0,041$), no entanto, não houve significância estatística no desempenho global da tarefa (STS TOTAL) neste eixo. Ao nível do deslocamento do CoP, verificou-se que nos participantes cujo IA na subfase TGP nos eixos AP e ML ocorreu na direção do membro inferior dominante, apresentaram valores de assimetria significativamente mais elevados ($p < 0,05$). Adicionalmente, nos participantes cujo IA na subfase PREP no eixo ML ocorreu na direção do membro inferior dominante, verificou-se que apresentavam valores de assimetria mais elevados ($p = 0,023$). No entanto, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas no desempenho global da tarefa em ambos os eixos. As comparações entre grupos definidos pela direção do IA encontram-se no Anexo 8.8. Relativamente à comparação entre grupos segundo a variável “sexo” (feminino vs. masculino), verificou-se que os participantes do sexo feminino apresentaram valores de IA significativamente mais elevados apenas na subfase EMI nas FRS no eixo AP ($p = 0,042$) e na fase ESTAB ao nível do deslocamento do CoP no eixo ML ($p = 0,008$). As comparações entre grupo definidos pelo sexo dos participantes encontram-se no Anexo 8.9.

Posteriormente, foram ajustados modelos de regressão linear múltipla para explorar o efeito das variáveis independentes IMC, nível de atividade física, sexo e direção da assimetria sobre a magnitude do IA. Em todos os modelos, as associações entre as variáveis independentes e os desfechos foram fracas, com valores de R^2 ajustado consistentemente baixos ($< 0,1$) e no qual nenhuma das variáveis independentes apresentou significância estatística ($p < 0,05$), quando consideradas simultaneamente nos modelos. A única exceção foi observada no modelo que relaciona a magnitude do IA do STS TOTAL no componente vertical com a direção do mesmo, onde se verificou um efeito estatisticamente significativo ($\beta = -2,11$, $p = 0,036$), com um R^2 de 0,082. Este resultado indica que a direção da assimetria, dada pela dominância do membro inferior, explica aproximadamente 8,2% da variação observada na magnitude do IA na componente vertical da força, sendo que os participantes cujo IA se desloca no sentido do membro inferior não dominante, apresentam um valor 2,11 vezes menor de magnitude de assimetria. Todos os restantes modelos finais apresentaram

valores de R^2 médios próximos de zero (entre $-0,01$ e $0,02$), confirmando a limitada capacidade explicativa das variáveis independentes sobre os valores da magnitude do IA neste conjunto de dados (Anexo 8.10).

5. DISCUSSÃO

A presente dissertação teve como principais objetivos quantificar o IA durante a tarefa STS em jovens adultos saudáveis, através de uma abordagem detalhada, que incluiu a análise do IA em diferentes componentes da FRS e do deslocamento do CoP ao longo das várias fases e subfases da tarefa, assim como analisar de que forma características individuais, nomeadamente o sexo, o IMC, o nível de atividade física e a direção da assimetria, se relacionam com o IA obtido.

5.1. Caracterização da tarefa STS

No presente estudo, observaram-se diferenças estatisticamente significativas na duração entre todas as fases da tarefa, com exceção das comparações entre MFLEX e EMI, e entre MFLEX e MEXT. Uma explicação plausível para este achado prende-se com a natureza contínua da tarefa STS, na qual as fases de MFLEX e MEXT, embora distintas em termos de requisitos biomecânicos e de controlo postural, são integradas numa mesma estratégia motora (Schenkman *et al.*, 1990; Rodosky *et al.*, 1989), podendo implicar até alguma sobreposição temporal entre as fases. De facto, a MFLEX é caracterizada pelo movimento de flexão do tronco que permite o deslocamento do CoM no sentido anterior, enquanto a MEXT tem como objetivo principal mover o corpo verticalmente (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Assim, apesar das suas diferenças biomecânicas, a continuidade funcional destas fases pode justificar a ausência de diferenças significativas na sua duração.

Em adição, a fase ESTAB apresentou a maior duração entre todas as fases analisadas, possivelmente relacionado com a dificuldade em definir de forma precisa o final desta fase, sobretudo considerando que é um comportamento típico apresentar oscilações antero-posteriores e médio-laterais durante a postura estática, tal como identificado por Schenkman *et al.* (1990). Embora alguns estudos estabeleçam *thresholds* quantitativos com base em indicadores cinéticos e cinemáticos para determinar o início da fase de estabilização (Stevermer & Gillette, 2016), outros defendem que a análise visual constitui o método mais fidedigno para esta identificação (Etnyre & Thomas, 2007). Esta variabilidade metodológica pode contribuir para diferenças na duração reportada desta fase, influenciando a comparabilidade entre estudos. Para além disso, a longa duração da fase ESTAB poderá também refletir o desafio acrescido de estabilizar o CoM no final da tarefa STS, uma vez que o controlo postural nesta fase implica a transição de um movimento dinâmico para uma posição estática estável (Akram & McIlroy, 2011). Em particular, o deslocamento anterior

do CoM tem de ser cuidadosamente regulado para assegurar a manutenção da estabilidade antero-posterior (Akram & McIlroy, 2011), o que poderá justificar a maior exigência temporal desta fase.

Importa salientar que a caracterização da duração da tarefa STS, particularmente quando decomposta em fases e subfases, é um resultado ainda pouco reportado na literatura. De forma semelhante ao presente estudo, Etnyre & Thomas (2007) recorreram à normalização temporal dos parâmetros analisados; contudo, a abordagem destes autores centrou-se na determinação dos momentos em que ocorriam os eventos cinéticos, enquanto no presente estudo se analisou a duração percentual de cada fase. As diferenças observadas entre os resultados podem estar relacionadas com fatores metodológicos, tais como as características da amostra, as condições de recolha de dados, as instruções fornecidas aos participantes antes da avaliação ou até os procedimentos de análise adotados (por exemplo, os critérios para definição das fases e subfases do movimento). Essas disparidades limitam a possibilidade de comparações diretas entre estudos e dificultam a consolidação de valores de referência, comprometendo uma interpretação mais abrangente e consistente do desempenho temporal associado à execução da tarefa STS.

5.2. Magnitude do Índice de Assimetria Bilateral

Estudos como o de Lundin, Grabiner e Jahnigen (1995) desafiam o pressuposto de simetria bilateral nos momentos articulares dos membros inferiores durante o STS, sugerindo que a assimetria pode constituir uma característica inerente ao movimento, e não uma exceção. De forma consistente com esta perspetiva, os resultados do presente estudo demonstraram que, mesmo em jovens saudáveis, a assimetria está presente, com valores de magnitude do IA a variar globalmente entre 5% e 13% (FRS e CoP). Contudo, permanece ausente um consenso claro sobre o limiar de assimetria considerado aceitável nesta tarefa. Assim, alguns autores têm proposto um intervalo entre 5% e 15% como referência para o STS (Mellon *et al.*, 2014; Stacoff *et al.*, 2005), com base em dados de outras atividades funcionais. Porém, embora a validade desta extrapolação ainda não esteja completamente estabelecida, os valores de IA observados neste estudo alinham-se com os intervalos previamente descritos na literatura para tarefas similares.

Em relação à avaliação da assimetria nos eixos AP e ML, verificou-se que a magnitude da assimetria das FRS foi superior no eixo AP, enquanto no CoP se destacou no eixo ML. Este resultado parece coerente com as exigências biomecânicas da tarefa STS, uma

vez que a principal necessidade da tarefa é a produção de força para projetar e controlar o CoM no sentido anterior e superior (Schenkman *et al.*, 1990). Já no caso do CoP, o eixo ML parece refletir predominantemente os mecanismos de controlo postural durante a execução do STS. A necessidade de estabilizar o centro de massa (CoM) dentro de uma base de suporte progressivamente mais reduzida (Shumway-Cook & Woollacott, 2012) conduz a uma maior oscilação do CoP predominantemente no eixo AP. Contudo, este aumento da oscilação no eixo AP poderá implicar a necessidade de ajustes adicionais no eixo ML. Tal decorre do facto de o movimento humano resultar da ação coordenada de sinergias musculares e articulares que atuam de forma integrada para garantir a manutenção do equilíbrio (Wang *et al.*, 2014). Assim, os movimentos e ajustes posturais não ocorrem de forma isolada num único plano, mas manifestam-se em múltiplos planos, assegurando a estabilidade do CoM no interior da base de suporte (Wang *et al.*, 2014). Assim, a maior assimetria observada no eixo ML poderá refletir a necessidade de ajustes posturais finos para garantir a estabilidade global ao longo da tarefa.

No entanto, a decomposição do movimento em fases e principalmente em subfases, revela valores de assimetria bastante mais elevados. Estes níveis de assimetria poderão ser justificados pelas exigências e necessidades biomecânicas muito particulares de cada uma das fases e subfases que permitem que a tarefa seja bem sucedida.

No presente estudo, a menor assimetria relativa às FRS foi observada na fase MFLEX, o que pode ser justificado pelas características biomecânicas inerentes à tarefa. Durante esta fase, o movimento do tronco no sentido anterior desloca o CoM para a frente, enquanto o indivíduo ainda permanece sentado, beneficiando de uma base de apoio estável composta pelo assento e pelos dois pés (Schenkman *et al.*, 1990; Kerr *et al.*, 1997). Esta configuração facilita o gerar do impulso no sentido anterior e posiciona o CoM sobre a base de suporte, reduzindo a necessidade de ajustes assimétricos entre os membros inferiores. Em contraste, a fase MEXT foi aquela em que se verificou maior assimetria. Nesta fase, o peso do corpo é totalmente transferido para os membros inferiores, mudando de uma base de suporte estável de maiores dimensões para uma menor. Além disso, as articulações do joelho e da coxofemoral movem-se no sentido da extensão para elevar o corpo contra a gravidade (Rodosky *et al.*, 1989). Trata-se assim de uma fase em que a principal exigência é a produção de força vertical (Schenkman *et al.*, 1990), num contexto em que pequenas diferenças de força ou de controlo motor entre os membros inferiores podem traduzir-se em maiores assimetrias.

Já ao nível do deslocamento do CoP, a maior magnitude de assimetria foi observada na fase ESTAB, o que pode estar relacionado com as características particulares desta etapa da tarefa. Durante a estabilização, o objetivo principal consiste em interromper a translação do corpo no espaço e restabelecer o padrão habitual de oscilação postural (Schenkman *et al.*, 1990). Contudo, este processo é complexo, uma vez que a conclusão da fase não é facilmente delimitada, devido à presença de oscilações anteriores-posteriores e médio-laterais que ocorrem naturalmente enquanto os indivíduos procuram alcançar uma posição ortostática estável (Schenkman *et al.*, 1990). Adicionalmente, estudos prévios sugerem que a estabilização é uma fase altamente influenciável pelo *input* visual, reforçando a ideia de que esta fase envolve um elevado grau de reorganização neuromuscular para garantir o restabelecimento do equilíbrio (Yoshida *et al.*, 2019). Neste contexto, a maior assimetria observada em ESTAB poderá refletir tanto os ajustes posturais necessários para alcançar uma posição ortostática estável, como a influência do sistema visual, dado que a instrução para fixar o olhar num alvo pode ter condicionado a integração visual e contribuído para essa assimetria.

Quando analisados os resultados relativos às subfases da tarefa, a maior assimetria registada na subfase PREP, tanto nos parâmetros relativos às FRS como nos de deslocamento do CoP, pode estar associada à própria natureza dos ajustes posturais antecipatórios (APAs) que caracterizam esta etapa inicial da tarefa. Todos os movimentos voluntários implicam uma atividade postural destinada a contrariar deslocamentos indesejados e a garantir a eficiência da execução (Goulart & Valls-Solé, 1999). No caso de movimentos que envolvem o corpo inteiro, como a tarefa STS, a distinção entre a componente postural e a componente de execução é menos clara, uma vez que a atividade associada aos ajustes pode sobrepor-se ao próprio movimento voluntário. De facto, nestas circunstâncias, os APA podem até gerar pequenas translações ou rotações para colocar segmentos corporais em posições mais vantajosas para o desempenho da tarefa (Goulart & Valls-Solé, 1999). Adicionalmente, sabe-se que o controlo postural antecipatório se inicia ainda antes da execução do movimento voluntário, desempenhando um papel crucial na prevenção de desequilíbrios que poderiam comprometer a tarefa (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). A sua função é assegurar que a projeção do CoM se mantém dentro dos limites da base de suporte (Goulart & Valls-Solé, 1999). Por fim, a literatura também aponta para uma sequência motora programada centralmente, mas que é modulada pelos requisitos posturais específicos de cada indivíduo. Jeon *et al.* (2019) descreve que, durante a fase ascendente do STS, a ativação dos extensores do tronco antecede a dos extensores do joelho e, por último, dos extensores da

coxofemoral. Este padrão consistente sugere um controlo hierárquico da execução, mas também uma forte interação com os ajustes posturais que preparam a tarefa. Assim, a elevada assimetria identificada na subfase PREP poderá refletir esta complexa interação entre os APAs e a execução da tarefa, que são intrinsecamente dependentes das condições iniciais, do contexto e das estratégias adotadas.

De forma semelhante, a subfase TGP foi também uma das que revelou maior grau de assimetria, que pode ser explicada pela complexidade e exigência mecânica da tarefa STS. Durante a transferência de carga dos glúteos para os pés, o CoM desloca-se da base de apoio inicial (assento e pés) para a nova base de apoio exclusivamente nos pés. Este movimento implica não só uma translação anterior do CoM, mas também a sua elevação, ao mesmo tempo que a área de suporte é significativamente reduzida (Schenkman *et al.*, 1990). Neste momento, o corpo passa a depender de uma estabilidade dinâmica, dado que a projeção vertical do CoM se encontra afastada do CoP. Manter a coordenação entre a posição e a velocidade do CoM torna-se, portanto, essencial para preservar a estabilidade, o que aumenta substancialmente as exigências de controlo postural. A literatura descreve o *seat-off* como um evento crítico e de maior instabilidade do movimento, precisamente porque o CoM se encontra numa posição mais posterior em relação ao tornozelo, e a diferença entre as localizações do CoM e do CoP é a maior. (Schultz, Alexander & Ashton-Miller, 1992). Antes do *seat-off*, a presença do assento fornece uma base estável, reduzindo a necessidade de ajustes posturais. Contudo, a partir do momento em que este evento ocorre, os segmentos corporais têm de ser rapidamente reorganizados na vertical, numa fase em que a estabilidade está temporariamente ameaçada. Este fenómeno ajuda a compreender porque a subfase TGP pode ser especialmente suscetível à ocorrência de assimetrias, dado que pequenas diferenças no controlo motor ou na distribuição do peso entre os membros podem amplificar-se neste ponto de instabilidade máxima. Além disso, os APAs parecem desempenhar um papel central nesta subfase. Goulart & Valls-Solé (1999) sublinham que a função dos APAs é preparar o corpo para manter a projeção do CoM dentro da base de suporte, ajustando segmentos corporais de forma a otimizar a execução do movimento. No entanto, quando a estabilidade global é mais frágil, como acontece durante a subfase TGP, a eficácia destes ajustes pode ser limitada, tornando-se mais evidente a influência de assimetrias entre membros. Assim, a maior magnitude de assimetria observada em TGP poderá refletir um momento crítico de reorganização postural e de elevada instabilidade, caracterizado pela coordenação desafiante entre CoM e CoP, pelas exigências mecânicas de movimentar o

corpo contra a gravidade com uma base de apoio reduzida e, simultaneamente, pela forte dependência dos APAs.

A análise das diferenças entre fases evidenciou padrões e estratégias específicos que parecem refletir exigências distintas ao longo da tarefa STS. No eixo antero-posterior (F_{AP}), a subfase TGP apresentou diferenças significativas relativamente a todas as fases, com exceção de ESTAB. Este achado pode estar associado ao facto de ambas representarem momentos de maior desafio no eixo AP: em TGP pela necessidade de deslocar o CoM no sentido anterior e superior contra a gravidade, e em ESTAB pela exigência de controlar as oscilações resultantes da transição para a posição ortostática (Schenkman *et al.*, 1990). No eixo ML, a subfase PREP revelou diferenças com todas as restantes fases, sugerindo que os ajustes posturais antecipatórios que caracterizam esta subfase implicam estratégias médio-laterais singulares, provavelmente ligadas ao reposicionamento inicial dos segmentos corporais e à estabilidade necessários para otimizar a execução do movimento (Goulart & Valls-Solé, 1999). Já no eixo vertical (F_V), as diferenças significativas observadas para as subfases TGP, EMI, MFLEX e ESTAB relativamente a todas as outras fases, parecem refletir as distintas exigências mecânicas associadas à produção de força vertical ao longo da tarefa. Durante MFLEX, o indivíduo permanece ainda sentado, com o peso corporal distribuído entre os pés e o assento (Schenkman *et al.*, 1990; Kerr *et al.*, 1997). Na subfase TGP, verifica-se uma redução da base de apoio e a transferência progressiva de carga do assento para os pés, aumentando substancialmente as exigências no eixo vertical (Schenkman *et al.*, 1990). Em EMI, a exigência antigravítica é máxima, uma vez que é necessária a produção de força suficiente para que ocorra a extensão dos membros inferiores e o alcance da posição ortostática (Rodosky *et al.*, 1989; Schenkman *et al.*, 1990). Finalmente, em ESTAB, a força vertical aproxima-se do valor correspondente ao peso corporal do indivíduo (Kralj *et al.*, 1990). As discrepâncias nas exigências mecânicas de produção de força vertical ao longo das diferentes subfases podem, assim, justificar a significância estatística observada.

Por sua vez, no deslocamento do CoP, a subfase EMI destacou-se no eixo AP, apresentando diferenças com apenas quatro fases, sugerindo que neste eixo o controlo postural parece ser semelhante com outras etapas da tarefa. Em CoP ML, a subfase PREP voltou a evidenciar um comportamento distinto, com diferenças em relação a todas as fases, à exceção de TGP. Este achado parece reforçar a relevância dos APAs não apenas para a preparação para o movimento, mas também para garantir estabilidade médio-lateral em momentos de maior instabilidade dinâmica (Schultz, Alexander & Ashton-Miller, 1992).

Adicionalmente, a análise estatística das diferenças entre fases e subfases revelou-se particularmente relevante, ao evidenciar a importância de se avaliar o STS de forma segmentada, para além da sua execução global. Estes resultados sustentam não só a pertinência clínica de uma abordagem mais detalhada, mas também reforçam a proposta de uma divisão mais refinada da tarefa, com base nas principais exigências biomecânicas e funcionais de cada subfase. Tal abordagem pode contribuir para uma compreensão mais precisa do desempenho motor e direcionar melhor possíveis intervenções.

Ainda assim, é importante ressaltar que já existe uma abundância de evidência que demonstra que as assimetrias são específicas para cada tarefa, mostrando que a magnitude da assimetria só poderia ser aplicada e interpretada em relação ao teste, métrica ou população em questão (Exell *et al.*, 2012).

5.3. Coeficiente de Variação do Índice de Assimetria Bilateral

De forma geral, o CV do IA revelou-se elevado, variando entre 27% e 75%, diferenciando-se do valor de referência de 10% frequentemente considerado como limite aceitável na literatura (Cormack *et al.*, 2008). Ainda que o CV seja habitualmente interpretado como um indicador do erro típico entre ensaios (Turner *et al.*, 2015), esta interpretação poderá não ser totalmente aplicável ao presente contexto, tendo em conta que o STS é uma atividade com comportamento simétrico, habitualmente realizada no dia-a-dia dos participantes, e à qual os mesmos tiveram oportunidade de se familiarizar previamente à avaliação em si. Torna-se plausível considerar que o elevado CV possa ser uma manifestação da flexibilidade motora dos indivíduos ao longo das execuções, sugerindo uma maior variabilidade no desempenho da tarefa.

A variabilidade do movimento humano refere-se às flutuações naturais que ocorrem entre repetições sucessivas de uma mesma tarefa motora, sendo um fenómeno intrínseco aos sistemas biológicos (Stergiou, Harbourne & Cavanaugh, 2006; Stergiou & Decker, 2011). Historicamente, esta variabilidade foi interpretada de diferentes formas, consoante a perspetiva teórica adotada. A Teoria do Programa Motor Generalizado (Schmidt, 2003; Schmidt & Lee, 2005) considera a variabilidade como um erro a ser reduzido com a prática, promovendo maior precisão e consistência nos movimentos. Em contraste, a hipótese da variedade não controlada (Latash, Scholz & Schönner, 2002) associa a variabilidade à redundância motora, permitindo múltiplas soluções para o mesmo objetivo motor. Já a Teoria dos Sistemas Dinâmicos propõe que os sistemas biológicos se auto-organizam de

acordo com restrições internas e externas, sendo a variabilidade um indicador de estabilidade: padrões mais variáveis podem refletir transições instáveis entre estados, enquanto a ausência de variabilidade pode indicar rigidez e limitada adaptabilidade (Stergiou & Decker, 2011).

À luz destas abordagens, a análise do desempenho motor deve considerar não apenas as médias dos resultados, mas também a variabilidade como expressão da capacidade adaptativa do sistema (Stergiou & Decker, 2011). No entanto, é importante reconhecer que o valor elevado do CV encontrado no presente estudo poderá ter sido influenciado por outros determinantes da tarefa não analisados, dificuldades na definição dos eventos do movimento STS (Janssen, Bussmann & Stam, 2002), ou até pela limitação do número de repetições. Embora três ensaios sejam geralmente considerados suficientes para estimar o CV com rigor (Turner *et al.*, 2015), é possível que, neste contexto, tenham sido insuficientes para refletir adequadamente a estabilidade do desempenho.

5.4. Direção do Índice de Assimetria Bilateral

O padrão da direção do IA identificado foi maioritariamente orientado no sentido de uma maior variação no membro inferior dominante, sugerindo uma tendência para a sua utilização preferencial na produção de força e no controlo postural durante a execução da tarefa. Esta predominância pode estar associada a diferenças na força, propriocepção ou equilíbrio entre os membros inferiores direito e esquerdo, tal como hipotetizado por Rodosky *et al.* (1989). A única exceção ocorreu na F_{ML} durante a subfase EMI, a fase MEXT e no desempenho global da tarefa STS, onde se verificou assimetria predominantemente no sentido do membro não dominante. Este resultado poderá refletir o papel mais ativo deste membro na estabilização médio-lateral, assegurando o equilíbrio e facilitando a transição para a posição ortostática. De facto, Sadeghi *et al.* (2000) demonstrou que os membros inferiores não desempenham papéis perfeitamente simétricos: o dominante tende a assumir funções de mobilidade e de criação de força, enquanto o não dominante contribui sobretudo para a estabilização e suporte do corpo. Assim, a maior participação do membro não dominante no controlo do CoM no eixo ML durante o STS poderá evidenciar uma estratégia motora que distribui funções distintas entre os membros para otimizar a estabilidade da tarefa.

A dominância dos membros está relacionada com a especialização lateralizada do controlo motor, resultante da assimetria funcional dos hemisférios cerebrais (Sadeghi *et al.*,

2000). Neste âmbito, a preferência e a lateralidade dos membros são frequentemente utilizadas para expressar o uso preferencial de um membro na execução de atos motores voluntários. Com base nesta distinção, a literatura recorre às funções de mobilização e estabilização para caracterizar, respetivamente, os membros inferiores dominante e não dominante (Sadeghi *et al.*, 2000). Contudo, apesar desta base teórica, a influência da dominância tem sido explorada sobretudo em tarefas como a marcha, em que os resultados permanecem inconclusivos. Diversos estudos não identificaram diferenças estatisticamente significativas entre os membros dominante e não dominante, sugerindo que a assimetria da marcha não pode ser diretamente, nem exclusivamente, atribuída à dominância lateral (Baker & Hewison, 1990; Hamill *et al.*, 1999; Gundersen *et al.*, 1997). De forma consistente com esta evidência, no presente estudo, os modelos de regressão linear indicaram que a dominância do membro inferior explicou apenas 8,2% da variação da magnitude do IA no eixo vertical, o que reforça a ideia de que esta variável, por si só, apresenta um poder explicativo limitado sobre o comportamento assimétrico durante o STS. Ainda assim, verificaram-se diferenças significativas na magnitude do IA dependendo da sua direção (dominante *vs.* não dominante) durante o desempenho global da tarefa no eixo vertical, revelando que participantes com IA orientado para o membro dominante apresentaram valores mais elevados. Este achado reforça a hipótese da especialização funcional, uma vez que, durante tarefas como o STS, o membro dominante pode ser privilegiado para gerar força, o que amplifica a assimetria em indivíduos com padrões de preferência mais acentuados.

Em termos funcionais, estes resultados sugerem que a dominância lateral poderá contribuir para estratégias motoras individualizadas, em que o sistema neuromuscular recorre às características específicas de cada membro para responder de forma mais eficiente às exigências da tarefa. No entanto, a dominância não deve ser interpretada como um fator determinante isolado. A interação entre a lateralidade, contexto da tarefa e estratégias motoras individuais parece desempenhar um papel central, justificando a necessidade de investigações futuras que explorem de forma mais sistemática a relação entre simetria do movimento e dominância funcional em diferentes populações.

5.5. Relações com Determinantes da Tarefa STS

No presente estudo, foi identificada uma correlação negativa entre o IMC e o IA no eixo AP durante as fases EMI e MEXT, sugerindo que um aumento do IMC está associado

a uma diminuição da assimetria nesse eixo. Embora o IMC já tenha sido identificado na literatura como um fator que influencia a estratégia de execução da tarefa STS, não existem evidências claras sobre se este fator promove um aumento ou uma redução da assimetria durante o movimento. Sabe-se, contudo, que indivíduos com obesidade adotam estratégias biomecânicas distintas durante o STS, em comparação com indivíduos com peso dentro dos valores normativos. Enquanto os indivíduos com IMC eutrófico tendem a realizar a tarefa com flexão anterior do tronco e manutenção da posição inicial dos pés, os indivíduos com maior IMC limitam a flexão do tronco e reposicionam os pés para trás. Esta adaptação, descrita por Sibella *et al.* (2003), parece ter como objetivo reduzir o torque na articulação da anca, ainda que à custa de um aumento do momento na articulação do joelho. Assim, é plausível que a redução do IA AP observada em indivíduos com maior IMC possa refletir uma estratégia de execução mais controlada e menos assimétrica no eixo AP, resultante destas adaptações cinemáticas.

Adicionalmente, foi identificada uma correlação positiva entre os níveis de atividade física e IA do deslocamento do CoP no eixo ML durante a subfase ESTAB, indicando que indivíduos mais ativos tendem a apresentar menor assimetria nesta fase da tarefa. Este resultado parece ser coerente com a evidência reportada por Green & Williams (1992), de que estilos de vida com prática regular e moderada de atividade física podem influenciar significativamente a forma como um indivíduo executa tarefas motoras fundamentais, como a transição da posição supina para a posição em pé. Este efeito pode ser compreendido à luz dos princípios da aprendizagem motora, definida como o processo de aquisição ou modificação de padrões de movimento (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). A aprendizagem motora não se restringe a aspetos motores, mas envolve a integração entre perceção, cognição e ação, permitindo a aquisição de novas estratégias para sentir e mover-se em função das exigências da tarefa e do ambiente (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Este raciocínio pode ser transposto para a tarefa STS, uma vez que indivíduos mais ativos tendem a praticá-la com maior frequência, promovendo um reforço dos mecanismos associados ao controlo postural, nomeadamente os ajustes posturais. De facto, foi demonstrado que o grau de prática influencia o momento de ocorrência dos ajustamentos posturais antecipatórios (APAs), sugerindo que a repetição de tarefas que envolvem este tipo de controlo pode potenciar a eficácia do mesmo ao longo do tempo (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Assim, o envolvimento regular em atividade física pode contribuir para um maior controlo postural e, por conseguinte, para uma redução da assimetria durante a fase ESTAB do STS.

Por fim, foi identificada uma correlação positiva entre os níveis de atividade física e o IA no eixo AP durante a fase ESTAB, sugerindo que níveis mais elevados de atividade física estão associados a uma maior assimetria nesta fase. Embora este resultado possa parecer contraintuitivo, levanta hipóteses relevantes sobre os fatores que influenciam o comportamento motor durante o STS. A literatura identifica a força dos membros inferiores como um dos principais determinantes do desempenho em testes funcionais como o *Five Times Sit-to-Stand Test* (FTSST) e o *30-Second Sit-to-Stand Test* (30sSTS), sendo responsável por uma proporção significativa da variabilidade dos resultados, especialmente em populações idosas (Gross *et al.*, 1998). Embora esses dados se refiram a adultos mais velhos, é plausível supor que níveis distintos de atividade física entre jovens adultos também possam estar associados a diferentes capacidades de força, influenciando, por sua vez, o grau de assimetria. No entanto, importa considerar que níveis mais elevados de atividade física não correspondem necessariamente a maiores níveis de força, uma vez que tal depende do tipo, intensidade e especificidade da prática desportiva realizada. Assim, permanece em aberto a possibilidade de que a modalidade de exercício praticado tenha um papel diferenciador na magnitude da assimetria observada. Este resultado sublinha a necessidade de futuras investigações que explorem de forma mais detalhada a relação entre a força muscular, as especificidades das diferentes modalidades desportivas e os padrões de simetria nas tarefas funcionais.

Relativamente à associação do sexo com a magnitude do IA, os resultados apontam para poucas diferenças entre homens e mulheres. No presente estudo, observou-se que as participantes do sexo feminino apresentaram valores de IA significativamente mais elevados na subfase EMI, ao nível das FRS no eixo AP, e na fase ESTAB, relativamente ao deslocamento do CoP no eixo ML, quando comparadas com os participantes do sexo masculino. Uma explicação plausível para este achado poderá estar associada ao menor tempo de execução da tarefa STS reportado em mulheres jovens adultas (Etnyre & Thomas, 2007; Frykberg & Häger, 2015), o que pode implicar maiores exigências de controlo postural em determinadas fases críticas da tarefa. De facto, a execução mais rápida pode limitar o tempo disponível para ajustes finos do movimento, conduzindo a maior variação nos eixos AP e ML, exigindo compensações adicionais. Para além disso, diferenças entre sexos documentadas ao nível da força e massa muscular dos membros inferiores (Janssen *et al.*, 2000), podem contribuir para a adoção de estratégias motoras diferenciadas entre homens e mulheres. Com base nesta evidência, é plausível que estas diferenças contribuam para padrões de assimetria mais acentuados no sexo feminino durante a execução da tarefa STS.

Importa referir que, embora tenham sido observadas relações estatisticamente significativas entre alguns determinantes individuais e o IA, a magnitude dessas associações foi, de forma geral, fraca. Este facto indica que, apesar de poderem existir tendências relevantes, estas variáveis explicam apenas uma pequena parte dos resultados obtidos, o que sugere que o comportamento assimétrico durante o STS é multifatorial e provavelmente influenciado por um conjunto mais complexo de determinantes ainda por explorar. Assim, estes resultados devem ser interpretados com cautela, reforçando a necessidade de investigação futura com modelos multivariados mais robustos.

5.6. Limitações do Estudo

Apesar do cuidado metodológico subjacente ao presente estudo, é importante reconhecer algumas limitações que poderão ter influenciado os resultados e que devem ser consideradas durante a interpretação dos mesmos. Em primeiro lugar, a tarefa STS pode ser influenciada por outros determinantes da tarefa tais como outras características individuais (força muscular, estado psicológico e capacidades sensoriais), fatores relacionados com a cadeira e com a estratégia utilizada, que não foram analisados. A tarefa STS pode ainda ser influenciada por outros fatores, nomeadamente a intenção para o movimento, a motivação do participante ou a interpretação das instruções fornecidas antes da execução da tarefa, os quais não foram diretamente explorados. Do ponto de vista instrumental, a utilização de apenas três plataformas de força, em detrimento da configuração ideal de quatro plataformas (Frykberg & Häger, 2015), constituiu uma limitação para a avaliação da assimetria nas fases e subfases em que ocorre contacto simultâneo dos glúteos com o assento e dos pés com o solo. Acresce ainda que, potenciais fontes de variabilidade, como a colocação dos marcadores e os procedimentos de filtragem dos sinais cinemáticos e cinéticos, podem ter introduzido algum grau adicional de erro. Contudo, foram adotadas medidas rigorosas para mitigar estes efeitos: a preparação dos participantes com a colocação dos marcadores foi sempre realizada pelo mesmo avaliador, garantindo maior consistência, e os sinais recolhidos foram processados com recurso a um protocolo de filtragem conservador, desenvolvido a partir de evidência prévia e ajustado aos parâmetros específicos que se pretendia analisar. Adicionalmente, a padronização das condições experimentais (altura do assento, posicionamento dos pés e dos membros superiores e a restrição do calçado), ainda que permita a comparabilidade entre sujeitos, pode alterar algumas das estratégias habituais de execução da tarefa para alguns participantes. Para além disso, fatores relacionados com o

viés da desejabilidade social e de memória podem ter influenciado as respostas autoreportadas no questionário IPAQ-SF. A dimensão amostral e o facto de a amostra ser composta exclusivamente por jovens saudáveis e maioritariamente destros poderá limitar a generalização imediata dos resultados para populações específicas.

5.7. Contributos e Aplicabilidade Clínica

O presente estudo apresenta vários pontos fortes que contribuem para o avanço do conhecimento na área da biomecânica aplicada à fisioterapia. Em primeiro lugar, a caracterização do IA numa população de jovens saudáveis permite estabelecer valores de referência úteis para futuras comparações com populações clínicas, assumindo-se como um estudo preliminar valioso para o delineamento de investigações em contextos de populações específicas. Adicionalmente, a análise contemplou duas dimensões da assimetria: por um lado, a magnitude média do IA enquanto medida de tendência central, quer ao nível das forças de reação do solo (refletindo a estratégia de movimento), quer ao nível do centro de pressão (associado ao controlo postural); por outro, a variabilidade entre repetições expressa através do CV do IA, permitindo caracterizar a variabilidade intra-indivíduo da tarefa. A proposta de subdivisão da tarefa em fases e subfases, baseada em fundamentos biomecânicos e clínicos, constitui igualmente uma abordagem inovadora que possibilita uma análise mais funcional e discriminativa da assimetria ao longo da execução do movimento. Por fim, o facto de a tarefa incluir parâmetros naturalmente auto-selecionados pelos participantes (como a velocidade de execução ou a estratégia de movimento), minimizou interferências experimentais, oferecendo uma representação mais fidedigna do comportamento motor típico em indivíduos saudáveis.

Neste sentido, para além de reforçar a robustez metodológica, este estudo abre perspectivas de aplicação clínica, ao fornecer indicadores que podem ser interpretados à luz das estratégias motoras e do controlo postural adotado pelos indivíduos. Este tipo de estudos tem a capacidade de fornecer informações indiretas sobre a estratégia motora adotada pelo indivíduo, permitindo ao clínico formular hipóteses sobre os requisitos subjacentes à sua execução e os motivos para a adoção daquela estratégia específica. Cada indivíduo pode utilizar uma variedade de estratégias alternativas para compensar as perdas de qualquer uma dessas funções. O fisioterapeuta pode tentar compreender quais disfunções determinam a estratégia específica utilizada. Assim, a análise do STS, para além de caracterizar o desempenho funcional, pode constituir uma ferramenta útil na identificação de potenciais

limitações funcionais e no delineamento de estratégias de intervenção direcionadas e individualizadas.

5.8. Sugestões para estudos futuros

Futuros estudos deverão incluir amostras de maiores dimensões, de forma a permitir o estabelecimento de valores normativos do IA, tanto em jovens adultos saudáveis como em populações específicas, abrangendo diferentes faixas etárias e condições clínicas, reforçando a aplicabilidade clínica dos achados. Recomenda-se igualmente a utilização de quatro plataformas de força, uma vez que esta configuração constitui um pré-requisito essencial para uma avaliação cinética mais pormenorizada do movimento. Para além disso, torna-se pertinente explorar fatores adicionais potencialmente influenciadores da assimetria, nomeadamente determinantes individuais associados a adultos mais velhos, como a força muscular, a capacidade de equilíbrio, as capacidades sensoriais e o estado psicológico (Janssen, Bussmann & Stam, 2002; Frykberg & Häger, 2015). De igual modo, a investigação poderá beneficiar do estudo de fatores contextuais e da influência da intenção associada ao movimento, ainda pouco explorados na literatura. Finalmente, a extensão da análise a tarefas funcionais mais complexas e representativas das atividades da vida diária, como a transição *sit-to-walk*, constituiria uma mais-valia para a compreensão da assimetria em contextos mais próximos da realidade funcional.

6. CONCLUSÕES

O presente estudo permitiu caracterizar a assimetria no desempenho da tarefa de *Sit-to-Stand* em jovens adultos saudáveis, confirmando que, apesar de esta ser considerada uma atividade globalmente simétrica, todos os participantes evidenciaram algum grau de assimetria. Tanto ao nível das FRS, como do deslocamento do CoP, os valores médios dos IA variaram entre 5 e 13%. A análise segmentada por fases e subfases revelou, contudo, que a magnitude da assimetria tende a aumentar em momentos de maior exigência biomecânica da tarefa. Estes resultados reforçam a relevância de considerar uma abordagem por fases e subfases, dado que cada uma apresenta requisitos distintos que influenciam de forma diferenciada a expressão da assimetria.

Para além disso, foram identificadas correlações entre os determinantes IMC e nível de atividade física e os valores da magnitude do IA em fases específicas da tarefa, ainda que de fraca magnitude. Os modelos de regressão linear múltipla revelaram que a única associação significativa observada foi entre a dominância do membro inferior e a magnitude do IA no componente vertical da FRS no STS Total. Esta associação explica cerca de 8% da variabilidade, revelando que a assimetria tende a deslocar-se no sentido do membro inferior dominante.

Adicionalmente, o estudo abordou duas dimensões complementares da assimetria: a magnitude, que quantifica o desequilíbrio entre os membros, e o coeficiente de variação, que permite inferir sobre a variabilidade entre as repetições da tarefa. Esta dupla perspetiva contribui para um entendimento mais abrangente das estratégias motoras envolvidas e da sua adaptação às diferentes exigências mecânicas e posturais do movimento.

De forma integrada, os achados contribuem para o estabelecimento de valores de referência do índice de assimetria em população saudável e consolidam a relevância da tarefa STS como ferramenta funcional de avaliação. O conhecimento destes indicadores biomecânicos potencia a sua aplicação em contexto clínico e de investigação, oferecendo pistas úteis para inferir sobre a qualidade do movimento, identificar limitações funcionais, formular hipóteses sobre as estratégias motoras utilizadas e para direcionar mais consistentemente o processo de reabilitação. Embora o índice de assimetria se revele um indicador robusto, a sua interpretação deve ser articulada com outros parâmetros de avaliação biomecânica, de modo a proporcionar uma análise mais completa e precisa do desempenho funcional.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abujaber, S. B., Marmon, A. R., Pozzi, F., Rubano, J. J., & Zeni, J. A. (2015). Sit-To-Stand Biomechanics Before and After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 30(11), 2027–2033. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.05.024>

ACSM. (2014). ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription (9^o ed.). Baltimore: Wolters Kluwer Health – Lippincott Williams and Wilkins.

Agrawal, V., Gailey, R., Gaunaud, I., Gailey, R., & O'Toole, C. (2011). Weight distribution symmetry during the sit-to-stand movement of unilateral transtibial amputees. *Ergonomics*, 54(7), 656–664. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.586060>

Akram, S. B., & McIlroy, W. E. (2011). Challenging Horizontal Movement of the Body During Sit-to-Stand: Impact on Stability in the Young and Elderly. *Journal of Motor Behavior*, 43(2), 147–153. <https://doi.org/10.1080/00222895.2011.552077>

Alcock, L., O'Brien, T. D., & Vanicek, N. (2015). Biomechanical demands of the 2-step transitional gait cycles linking level gait and stair descent gait in older women. *Journal of Biomechanics*, 48(16), 4191–4197. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.020>

Baker, P. A., & Hewison, S. R. (1990). Gait recovery pattern of unilateral lower limb amputees during rehabilitation. *Prosthetics and orthotics international*, 14(2), 80–84. <https://doi.org/10.3109/03093649009080327>

Bishop, C., Read, P., Lake, J., Chavda, S., & Turner, A. (2018). Interlimb Asymmetries: Understanding How to Calculate Differences From Bilateral and Unilateral Tests. *Strength & Conditioning Journal*, 40(4), 1–6. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000371>

Bishop, C., Turner, A., & Read, P. (2018). Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: A systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 36(10), 1135–1144. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1361894>

Błażkiewicz, M., Wiszomirska, I., & Wit, A. (2014). A new method of determination of phases and symmetry in stand-to-sit-to-stand movement. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 27(4). <https://doi.org/10.2478/s13382-014-0280-x>

Bolink, S. A. A. N., Grimm, B., & Heyligers, I. C. (2015). Patient-reported outcome measures versus inertial performance-based outcome measures: A prospective study in patients undergoing primary total knee arthroplasty. *The Knee*, 22(6), 618–623. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.04.002>

Boonstra, M. C., Schreurs, B. W., & Verdonschot, N. (2011). The Sit-to-Stand Movement: Differences in Performance Between Patients After Primary Total Hip Arthroplasty and Revision Total Hip Arthroplasty With Acetabular Bone Impaction Grafting. *Physical Therapy*, 91(4), 547–554. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090376>

Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 610–615. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.006>

Campaniço, H. M. P. G. (2016). Validade Simultânea Do Questionário Internacional De Actividade Física Através Da Medição Objectiva Da Actividade Física Por Actigrafia Proporcional.

Caplan, N., Stewart, S., Kashyap, S., Banaszkiwicz, P., St Clair Gibson, A., Kader, D., & Ewen, A. (2014). The 58ornal of total hip and hip resurfacing arthroplasty on vertical ground reaction force and impulse symmetry during a sit-to-stand task. *Clinical Biomechanics*, 29(10), 1164–1169. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.09.008>

Chan, M.-S., & Sigward, S. M. (2019). Loading Behaviors Do Not Match Loading Abilities Postanterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(8), 1626–1634. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001956>

Chandler, E. A., Stone, T., Pomeroy, V. M., Clark, A. B., Kerr, A., Rowe, P., Ugbohue, U. C., Smith, J., & Hancock, N. J. (2021). Investigating the Relationships Between Three Important Functional Tasks Early After Stroke: Movement Characteristics of Sit-To-Stand, Sit-To-Walk, and Walking. *Frontiers in Neurology*, 12, 660383. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.660383>

Cheng, P.-T., Wu, S.-H., Liaw, M.-Y., Wong, A. M. K., & Tang, F.-T. (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(12), 1650–1654. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.26256>

Chou, S.W., Wong, A. M. K., Leong, C.-P., Hong, W.-S., Tang, F.-T., & Lin, T.-H. (2002). Postural Control During Sit-to Stand and Gait in Stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(1), 42-47. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000043769.93584.4D>

Christiansen, C., Bade, M., Judd, D., Stevens-Lapsley, J. (2011). Weight-bearing asymmetry during sit-stand transitions related to impairment and functional mobility after total knee arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 92 (10), 1624–1629.

Chumacero-Polanco, EA, & Yang, J. (2016). A Review on Human Motion Prediction in Sit to Stand and Lifting Tasks.” *Proceedings of the ASME 2016 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. Volume 1A: 36th Computers and Information in Engineering Conference*. <https://doi.org/10.1115/DETC2016-59891>

Cormack, S. J., Newton, R. U., McGuigan, M. R., & Doyle, T. L. (2008). Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps. *International -*

Journal of sports physiology and performance, 3(2), 131–144.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.3.2.131>

Etnyre, B., & Thomas, D. Q. (2007). Event Standardization of Sit-to-Stand Movements. *Physical Therapy*, 87(12), 1651–1666. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060378>

Exell, T. A., Irwin, G., Gittoes, M. J. R., & Kerwin, D. G. (2012). Implications of intra-limb variability on asymmetry analyses. *Journal of Sports Sciences*, 30(4), 403–409. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.647047>

Fan, M.; Lyu, J.; He, P. (2014). Guidelines for data processing and analysis of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). *Zhonghua Liu Xing Bing Xue Za Zhi Zhonghua Liuxingbingxue Zazhi* 35, 961–964.

Fotoohabadi, R., Tully, E.A., Galea, P. (2012). Kinematics of rising from a chair: Image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. *Physical Therapy* 90 (4), 561–571.

Frykberg, G. E., & Häger, C. K. (2015). Movement analysis of sit-to-stand—research informing clinical practice. *Physical Therapy Reviews*, 20(3), 156–167. <https://doi.org/10.1179/1743288X15Y.0000000005>

Galli, M., Crivellini, M., Sibella, F., Montesano, A., Bertocco, P., & Parisio, C. (2000). Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *International Journal of Obesity*, 24(11), 1488–1492. <https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0801409>

Gao, F., Zhang, F., Huang, H. (2011). Investigation of sit-to-stand and stand-to-sit in an above knee amputee. In: *Proceedings of the 33rd Annual International Conference IEEE EMBS*. 20 August 2011, Boston, MA, USA.

Gilleard, W., Crosbie, J., & Smith, R. (2008). Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait & Posture*, 27(1), 8–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.002>

Goulart, F. R., & Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 110(9), 1634–1640. [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(99\)00109-1](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(99)00109-1)

Green, L. N., & Williams, K. (1992). Differences in developmental movement patterns used by active versus sedentary middle-aged adults coming from a supine position to erect stance. *Physical therapy*, 72(8), 560–568. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.8.560>

Gross, M. M., Stevenson, P. J., Charette, S. L., Pyka, G., & Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait & Posture*, 8(3), 175–185. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(98\)00033-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)00033-2)

Gundersen, L. A., Valle, D. R., Barr, A. E., Danoff, J. V., Stanhope, S. J., & Snyder-Mackler, L. (1989). Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Physical therapy*, 69(8), 640–650. <https://doi.org/10.1093/ptj/69.8.640>

Hadders-Algra M. (2010). Variation and variability: key words in human motor development. *Physical therapy*, 90(12), 1823–1837. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100006>

Hall, S. J. (2012). *Basic Biomechanics. 6th ed.* New York: McGraw-Hill.

Hamill J, Bates BT, Knutzen KM. (1984). Ground reaction forces symmetry during walking and running. *Res Q*, 55:288–93.

Highsmith, M. J., Kahle, J. T., Carey, S. L., Lura, D. J., Dubey, R. V., Csavina, K. R., & Quillen, W. S. (2011). Kinetic asymmetry in transfemoral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements. *Gait & Posture*, 34(1), 86–91. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.018>

Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M., & Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during

sit-to-stand. *Journal of neurophysiology*, 82(6), 3021–3029.
<https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.6.3021>

Hu, P.-T., Lin, K.-H., Lu, T.-W., Tang, P.-F., Hu, M.-H., & Lai, J.-S. (2013). Effect of a Cane on Sit-to-Stand Transfer in Subjects with Hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(3), 191–202.
<https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318282c8f0>

Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical therapy*, 82(9), 866–879.

Jeon, W., Jensen, J. L., & Griffin, L. (2019). Muscle activity and balance control during sit-to-stand across symmetric and asymmetric initial foot positions in healthy adults. *Gait & Posture*, 71, 138–144. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.030>

Kerr, K.M., White, J.A., Barr, D.A. & Mollan, R.A.B. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*, 12 (4), 236-245.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(96\)00077-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(96)00077-0).

Kitabayashi, T., Demura, S., & Noda, M. (2003). Examination of the factor structure of center of foot pressure movement and cross-validity. *Journal of Physiology Anthropology and Applied Human Science*, 22, 265–272.

Kluding, P. M., & Santos, M. (2008). Effects of Ankle Joint Mobilizations in Adults Poststroke: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), 449–456. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.12.005>

Kneiss, J. A., Hilton, T. N., Tome, J., & Houck, J. R. (2015). Weight-bearing asymmetry in individuals post-hip fracture during the sit to stand task. *Clinical Biomechanics*, 30(1), 14–21. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.012>

Kneiss, J. A., Houck, J. R., Bukata, S. V., & Puzas, J. E. (2012). Influence of Upper Extremity Assistance on Lower Extremity Force Application Symmetry in Individuals Post-

Hip Fracture During the Sit-to-Stand Task. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(5), 474–481. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3562>

Kobayashi, Y., Kubo, J., Matsubayashi, T., Matsuo, A., Kobayashi, K., & Ishii, N. (2013). Relationship Between Bilateral Differences in Single-Leg Jumps and Asymmetry in Isokinetic Knee Strength. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 61–67. <https://doi.org/10.1123/jab.29.1.61>

Kralj, A., Jaeger, R. J., & Muni, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation. *Journal of Biomechanics*, 23(11), 1123–1138. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90005-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90005-N)

Kudson, D. (2007). Fundamentals of Biomechanics. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(3), 384.

Kuo, Y., Tully, E., Galea, M. (2009). Kinematics of sagittal spine and lower limb movements in healthy older adults during sit-to-stand from two seat heights. *Spine* 35 (1), 1–7.

Latash, M. L., Scholz, J. F., Danion, F., & Schöner, G. (2001). Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. *Experimental brain research*, 141(2), 153–165. <https://doi.org/10.1007/s002210100861>

Lathrop-Lambach, R. L., Asay, J. L., Jamison, S. T., Pan, X., Schmitt, L. C., Blazek, K., Siston, R. A., Andriacchi, T. P., & Chaudhari, A. M. W. (2014). Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait. *Gait and Posture*, 40(4), 526–531. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.010>

Le Clair, K., & Riach, C. (1996). Postural stability measures: What to measure and for how long. *Clinical Biomechanics*, 11(3), 176–178.

Lecours, J., Nadeau, S., Gravel, D., & Teixeira-Salmela, L. (2008). Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis.

Journal of Rehabilitation Medicine, 40(3), 200–207. <https://doi.org/10.2340/16501977-0155>

Li, J., Xue, Q., Yang, S., Han, X., Zhang, S., Li, M., & Guo, J. (2021). Kinematic analysis of the human body during sit-to-stand in healthy young adults. *Medicine*, 100(22), e26208. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000026208>

Lintsi, M., Kaarma, H., & Kull, I. (2004). Comparison of Hand-to-hand Bioimpedance and Anthropometry Equations Versus Dual-energy X-ray Absorptiometry for the Assessment of Body Fat Percentage in 17-18-year-old Conscripts. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 24(2), 85-90.

Lomaglio, M. J., & Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait & Posture*, 22(2), 126–131. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.08.002>

Lundin, T. M., Grabiner, M. D., & Jahnigen, D. W. (1995). On the assumption of bilateral lower extremity joint moment symmetry during the sit-to-stand task. *Journal of biomechanics*, 28(1), 109–112. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)80013-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)80013-1)

Martinez-Ramirez, A., Weenk, D., Lecumberri, P., Verdonschot, N., Pakvis, D., & Veltink, P. H. (2014). Preoperative Ambulatory Measurement of Asymmetric Leg Loading During Sit-to-Stand in Hip Arthroplasty Patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 585–592. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2263394>

Mellon, S., Grammatopoulos, G., Pandit, H., Murray, D. W., & Gill, H. S. (2014). Asymmetrical hip loading correlates with metal ion levels in patients with metal-on-metal hip resurfacing during sit-to-stand. *HIP International*, 24(1), 20–26. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000115>

Michaelsen, S. M. et al. (2001). Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke* 32(8), 1875–1883.

Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., & Izquierdo, M. (2014). Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices: A Systematic Review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(5), 926–936. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2331895>

Miura, N., Tagomori, K., Ikutomo, H., Nakagawa, N., & Masuhara, K. (2018). Asymmetrical loading during sit-to-stand movement in patients 1 year after total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 57, 89–92. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.017>

Moreira, J., Cunha, B., Félix, J., Santos, R., & Sousa, A. S. P. (2025). Kinematic and Kinetic Gait Principal Component Domains in Older Adults With and Without Functional Disability: A Cross-Sectional Study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 10(2), 140. <https://doi.org/10.3390/jfmk10020140>

Norman-Gerum, V., & McPhee, J. (2020). Comprehensive description of sit-to-stand motions using force and angle data. *Journal of Biomechanics*, 112, 110046. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110046>

O'Meara, D. & Smith, R. (2005). Differences between grab rail position and orientation during the assisted sit-to-stand for able-bodied older adults. *Journal of Applied Biomechanics* 21 (1), 57–71.

Oliveira, A., & Nogueira, T. (2008). Influência do Stretching Global Ativo na Flexibilidade da Cadeia Posterior e no Salto Vertical no Voleibol. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 7-17.

Özyürek, S., Demirbüken, İ., & Angın, S. (2014). Altered movement strategies in sit-to-stand task in persons with transtibial amputation. *Prosthetics & Orthotics International*, 38(4), 303–309. <https://doi.org/10.1177/0309364613497742>

Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed research international*, 2015, 891390. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>

Park, T. S., & Shin, M.-J. (2024). Comprehensive Assessment of Lower Limb Function and Muscle Strength in Sarcopenia: Insights from the Sit-to-Stand Test. *Annals of Geriatric Medicine and Research*, 28(1), 1–8. <https://doi.org/10.4235/agmr.23.0205>

Payton, C. J., & Bartlett, R. M. (2008). *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines*. 1st ed. Routledge: Taylor & Francis.

Petrella, M., Selistre, L. F. A., Serrão, P. R. M. S., Lessi, G. C., Gonçalves, G. H., & Mattiello, S. M. (2021). Kinetics, kinematics, and knee muscle activation during sit to stand transition in unilateral and bilateral knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, 86, 38–44. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.023>

Piano, L., Geri, T., & Testa, M. (2020). Raising and stabilization phase of the sit-to-stand movement better discriminate healthy elderly adults from young subjects: A pilot cross-sectional study. *Archives of Physiotherapy*, 10(1), 7. <https://doi.org/10.1186/s40945-020-00078-8>

Pinsault, N., & Vuillerme, N. (2009). Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Medical Engineering & Physics*, 31, 276–286.

Roberts, D. & McCollum, G. (1996). Dynamics of sit-to-stand movement. *Biological Cybernetics* 74 (2), 147–157.

Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2.^a ed.). Human Kinetics. <https://doi.org/10.5040/9781492595809>

Rodosky, M. W., Andriacchi, T. P., & Andersson, G. B. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 7(2), 266–271. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070215>

Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21(6), 585–593. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007>

Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test–retest reliability of center of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture*, 32(4), 436–445.

Sacco, I. C. N., Trombini-Souza, F., & Suda, E. Y. (2023). Impact of biomechanics on therapeutic interventions and rehabilitation for major chronic musculoskeletal conditions: A 50-year perspective. *Journal of Biomechanics*, 154. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111604>

Sadeghi, H. (2003). Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait & Posture*, 17(3), 197–204. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00089-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00089-9)

Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review. *Gait & Posture*, 12(1), 34–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9)

Sadeghi, M., Emadi Andani, M., Bahrami, F., & Parnianpour, M. (2013). Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function. *Experimental brain research*, 229(2), 221–234. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3606-1>

Sahrmann S. A. (2014). The human movement system: our professional identity. *Physical therapy*, 94(7), 1034–1042. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130319>

Samaan, M. A., Schwaiger, B. J., Gallo, M. C., Link, T. M., Zhang, A. L., Majumdar, S., & Souza, R. B. (2017). Abnormal Joint Moment Distributions and Functional Performance During Sit-to-Stand in Femoroacetabular Impingement Patients. *PM&R*, *9*(6), 563–570. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.10.002>

Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical therapy*, *70*(10), 638–651. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.10.638>

Schmidt R. A. (2003). Motor schema theory after 27 years: reflections and implications for a new theory. *Research quarterly for exercise and sport*, *74*(4), 366–375. <https://doi.org/10.1080/02701367.2003.10609106>

Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2005). *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Schober, P., Boer, C., & Schwarte, L. A. (2018). Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. *Anesthesia & Analgesia*, *126*(5), 1763–1768. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>

Schultz, A. B., Alexander, N. B., & Ashton-Miller, J. A. (1992). Biomechanical analyses of rising from a chair. *Journal of Biomechanics*, *25*(12), 1383–1391. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90052-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90052-3)

Seeley, M., Umberger, B., Clasey, J., Shapiro, R. (2010). The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. *Journal of Sports Science and Medicine*, *572–579*.

Shumway-Cook, Anne., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: translating research into clinical practice*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.

Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A., Crivellin, M. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese. *Clinical Biomechanics* *18* (8), 745–750.

Šlajpah, S., Kamnik, R., Burger, H., Bajd, T., & Munih, M. (2013). Asymmetry in sit-to-stand movement in patients following transtibial amputation and healthy individuals. *International Journal of Rehabilitation Research*, 36(3), 275–283. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e3283606235>

Sousa, A. S. P., da Silva, C. I. C., Mesquita, I. A., Silva, A., Macedo, R., Imatz-Ojanguren, E., Hernandez, E., Keller, T., Moreira, J., da Fonseca, P. F. P., & Santos, R. (2022). Optimal multi-field functional electrical stimulation parameters for the "drinking task – reaching phase" and related upper limb kinematics repeatability in post stroke subjects. *Journal of hand therapy: official journal of the American Society of Hand Therapists*, 35(4), 645–654. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2021.05.002>

Sousa, A. S. P., Silva, A., Santos, R., Sousa, F., & Tavares, J. M. R. S. (2013). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(12), 2515–2522. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.06.032>

Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-De Quervain IA. (2005). Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait & Posture*, 21(1):24-38. [doi:10.1016/J.GAITPOST.2003.11.003](https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2003.11.003)

Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>

Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>

Stergiou, N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of neurologic physical therapy: JNPT*, 30(3), 120–129. <https://doi.org/10.1097/01.npt.0000281949.48193.d9>

Stevermer, C. A., & Gillette, J. C. (2016). Kinematic and Kinetic Indicators of Sit-to-Stand. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 7–15. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0189>

Stodółka, J. & Sobera, M. (2017). Symmetry of lower limb loading in healthy adults during normal and abnormal stance. *Acta of Bioengineering and Biomechanics; ISSN 1509-409X*. <https://doi.org/10.5277/ABB-00712-2016-02>

Talis, V. L., Grishin, A. A., Solopova, I. A., Oskanyan, T. L., Belenky, V. E., & Ivanenko, Y. P. (2008). Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 424–433. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.11.010>

Treede, R. D., Rief, W., Barke, A., Aziz, Q., Bennett, M. I., Benoliel, R., Cohen, M., Evers, S., Finnerup, N. B., First, M. B., Giamberardino, M. A., Kaasa, S., Korwisi, B., Kosek, E., Lavand'homme, P., Nicholas, M., Perrot, S., Scholz, J., Schug, S., Smith, B. H., ... Wang, S. J. (2019). Chronic pain as a symptom or a disease: the IASP Classification of Chronic Pain for the International Classification of Diseases (ICD-11). *Pain*, 160(1), 19–27. <https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000001384>

Turner, A., Brazier, J., Bishop, C., Chavda, S., Cree, J., & Read, P. (2015). Data Analysis for Strength and Conditioning Coaches: Using Excel to Analyze Reliability, Differences, and Relationships. *Strength & Conditioning Journal*, 37(1), 76–83. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000113>

Wang, Z., Ko, J. H., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2014). The degrees of freedom problem in human standing posture: collective and component dynamics. *PloS one*, 9(1), e85414. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0085414>

World Health Organization. (2000). *Obesity: Preventing and managing the global epidemic* (Report of a WHO Consultation). WHO Technical Report Series, No. 894. Geneva: WHO.

World Health Organization. (2014). Health for the World's Adolescents: A second chance in the second decade. Geneva: WHO.

Yanagawa, N., Shimomitsu, T., Kawanishi, M., Fukunaga, T., & Kanehisa, H. (2017). Relationship between performances of 10-time-repeated sit-to-stand and maximal walking tests in non-disabled older women. *Journal of Physiological Anthropology*, 36(1), 2. <https://doi.org/10.1186/s40101-016-0100-z>

Yoshida, K., An, Q., Yozu, A., Chiba, R., Takakusaki, K., Yamakawa, H., Tamura, Y., Yamashita, A., & Asama, H. (2019). Visual and Vestibular Inputs Affect Muscle Synergies Responsible for Body Extension and Stabilization in Sit-to-Stand Motion. *Frontiers in Neuroscience*, 12, 1042. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.01042>

Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D., Fukashiro, S.. (2009). Biomechanical analysis of relationship between movement time and joint moment development during sit-to-stand task. *BioMedical Engineering Online* 8 (27), 1–9.

Zok, M., Mazzà, C., & Cappozzo, A. (2008). Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? *Medical Engineering & Physics*, 30(7), 913–916.

8. ANEXOS

8.1. *Guideline da STROBE (preenchida)*

STROBE Statement—Checklist of items that should be included in reports of *cross-sectional studies*

	Item No	Recommendation	Page No
Title and abstract	1	(a) Indicate the study's design with a commonly used term in the title or the abstract	iii-vi
		(b) Provide in the abstract an informative and balanced summary of what was done and what was found	iii-vi
Introduction			
Background/rationale	2	Explain the scientific background and rationale for the investigation being reported	3-6
Objectives	3	State specific objectives, including any prespecified hypotheses	6
Methods			
Study design	4	Present key elements of study design early in the paper	17
Setting	5	Describe the setting, locations, and relevant dates, including periods of recruitment, exposure, follow-up, and data collection	17
Participants	6	(a) Give the eligibility criteria, and the sources and methods of selection of participants	17
Variables	7	Clearly define all outcomes, exposures, predictors, potential confounders, and effect modifiers. Give diagnostic criteria, if applicable	25-28
Data sources/ measurement	8*	For each variable of interest, give sources of data and details of methods of assessment (measurement). Describe comparability of assessment methods if there is more than one group	25-28
Bias	9	Describe any efforts to address potential sources of bias	25
Study size	10	Explain how the study size was arrived at	30
Quantitative variables	11	Explain how quantitative variables were handled in the analyses. If applicable, describe which groupings were chosen and why	25-30
Statistical methods	12	(a) Describe all statistical methods, including those used to control for confounding	28-30
		(b) Describe any methods used to examine subgroups and interactions	29-30
		(c) Explain how missing data were addressed	N.A.
		(d) If applicable, describe analytical methods taking account of sampling strategy	30
		(e) Describe any sensitivity analyses	30
Results			
Participants	13*	(a) Report numbers of individuals at each stage of study—eg numbers potentially eligible, examined for eligibility, confirmed eligible, included in the study, completing follow-up, and analysed	31
		(b) Give reasons for non-participation at each stage	31
		(c) Consider use of a flow diagram	31
Descriptive data	14*	(a) Give characteristics of study participants (eg demographic, clinical, social) and information on exposures and potential confounders	32
		(b) Indicate number of participants with missing data for each variable of interest	N.A.
Outcome data	15*	Report numbers of outcome events or summary measures	31-41
Main results	16	(a) Give unadjusted estimates and, if applicable, confounder-adjusted estimates and their precision (eg, 95% confidence interval). Make clear which confounders were adjusted for and why they were included	31-41

		(b) Report category boundaries when continuous variables were categorized	31-41
		(c) If relevant, consider translating estimates of relative risk into absolute risk for a meaningful time period	N.A.
Other analyses	17	Report other analyses done—eg analyses of subgroups and interactions, and sensitivity analyses	36-38; 40
Discussion			
Key results	18	Summarise key results with reference to study objectives	43-54
Limitations	19	Discuss limitations of the study, taking into account sources of potential bias or imprecision. Discuss both direction and magnitude of any potential bias	54-55
Interpretation	20	Give a cautious overall interpretation of results considering objectives, limitations, multiplicity of analyses, results from similar studies, and other relevant evidence	54-55
Generalisability	21	Discuss the generalisability (external validity) of the study results	54-55
Other information			
Funding	22	Give the source of funding and the role of the funders for the present study and, if applicable, for the original study on which the present article is based	N.A.

*Give information separately for exposed and unexposed groups.

Note: An Explanation and Elaboration article discusses each checklist item and gives methodological background and published examples of transparent reporting. The STROBE checklist is best used in conjunction with this article (freely available on the Web sites of PLoS Medicine at <http://www.plosmedicine.org/>, Annals of Internal Medicine at <http://www.annals.org/>, and Epidemiology at <http://www.epidem.com/>). Information on the STROBE Initiative is available at www.strobe-statement.org.

8.2. Questionário *Microsoft Forms*

Índice de Assimetria Bilateral na tarefa de Sit-to-Stand em adultos jovens saudáveis

Caro participante,

O meu nome é Ana Figueiredo e sou estudante de Mestrado em Fisioterapia na área de Especialização em Avaliação e Aplicação Clínica do Movimento pela Escola Superior de Tecnologia de Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra. Encontro-me a desenvolver um estudo de investigação intitulado "Índice de Assimetria Bilateral durante a tarefa de Sit-to-Stand em adultos jovens saudáveis", enquadrado no âmbito da dissertação de mestrado.

Este projeto tem como objetivo geral avaliar a distribuição de carga na base de suporte durante a sequência de movimento Sit-To-Stand (STS). Como objetivos específicos primários pretende-se caracterizar o grau de assimetria na distribuição de carga e deslocamento do centro de pressão (CoP) entre os membros inferiores durante as diferentes fases da sequência de movimento STS. Já como objetivos específicos secundários pretende-se avaliar a relação entre as características individuais da dominância do membro inferior e do nível de atividade física com a índice de assimetria. Os resultados obtidos neste projeto serão relevantes para compreender, de uma forma mais detalhada, a tarefa STS numa perspetiva de análise do movimento humano, facilitando a tomada de decisão clínica e otimizando os ganhos em saúde.

Se aceitar participar neste estudo, respondendo ao questionário, será sujeito a um processo de triagem, pelo que apenas será contactado se cumprir os critérios de elegibilidade.

A sua participação é voluntária e asseguramos que a informação recolhida no decurso do estudo será mantida confidencial e em anonimato. Os resultados do estudo serão publicados em plataformas científicas.

Certos de que poderá contribuir para o sucesso deste projeto, deixamos os melhores cumprimentos e agradecemos desde já a colaboração!

A equipa de investigação:

Ana Margarida Rocha Figueiredo, Estudante do Mestrado em Fisioterapia - Especialização em Avaliação e Aplicação Clínica do Movimento pela ESTESC do P.Coimbra

Andreia Sofia Pinheiro de Sousa (PhD), docente da ATC de Fisioterapia da E2S do P.Porto e investigadora integrada no Centro de Investigação em Reabilitação (CIR)

Luís Manuel Neves da Silva Cavalheiro (PhD), docente da ATC de Fisioterapia da ESTESC do P.Coimbra e investigador integrado no Centro de Estudos e Investigação em Saúde da Universidade de Coimbra (CEISUC)

CONSENTIMENTO

1. Aceita participar neste estudo, sabendo que a qualquer momento poderia decidir cessar a sua colaboração no mesmo? *

Sim

Não

2. Aceita que contactemos para uma 2ª fase presencial? *

Sim

Não

3. Se sim, por favor escreva o seu email. *

4. Se sim, por favor escreva o seu número de telemóvel. *

DADOS DEMOGRÁFICOS

5. Sexo *

- Feminino
- Masculino
- Outro
- Prefiro não divulgar

6. Idade (anos) *

7. Altura (m) *

8. Peso (kg) *

9. Se tivesse que dar um pontapé numa bola, com que pé o faria? *

- Direito
- Esquerdo

SAÚDE EM GERAL

10. Indique se apresenta alguma(s) das seguintes condições de saúde: *

- Doenças Metabólicas (Diabetes Mellitus, Hipotireoidismo)
- Condições músculo-esqueléticas dos Membros Inferiores (Lesões, Cirurgias ...)
- Doenças Neurológicas (Distrofias, Polineuropatias, AVC, Parkinson ...)
- Doenças Auto-Imunes (Artrite reumatoide, Espondilite anquilosante, Miosites, ...)
- Nenhuma
- Outra opção

11. Toma alguma medicação? *

- Sim
- Não

12. Identifique a medicação que toma. *

(Caso não tome medicação responda NENHUMA, por favor)

13. Apresenta ou apresentou dor recorrente nos membros inferiores ou tronco, **no último ano**? *

- Sim
- Não

14. Realizou alguma cirurgia no tronco ou membros inferiores, **no último ano**? *

- Sim
- Não

15. Teve alguma lesão no tronco ou membros inferiores, **no último ano**? *

- Sim
- Não

AGRADECIMENTOS

Obrigada pela sua participação e disponibilidade!

Pedimos o favor de carregar no botão "Submeter" para que possamos receber as suas respostas!

Em caso de dúvida pode contactar-nos através de : amrf@ess.ipp.pt | 918720965

Este conteúdo não foi criado nem é aprovado pela Microsoft. Os dados que submeter serão enviados para o proprietário do formulário.

 Microsoft Forms

8.3. Aprovação da Comissão de Ética

P.PORTO

ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE
POLITÉCNICO
DO PORTO

PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA

Número de Registo da Comissão de Ética: CE0021F Data receção do Documento: 25/03/2025 Existência de entradas anteriores: Sim

TÍTULO DO TRABALHO: Índice de assimetria na tarefa de sit-to-stand em jovens adultos saudáveis

INVESTIGADOR RESPONSÁVEL: Ana Margarida Rocha Figueiredo

DATA PREVISTA PARA A REALIZAÇÃO DO TRABALHO: Início 30/09/2024 | Fim 30/09/2025

RESUMO DO ESTUDO

OBJETIVOS:

Nada a referir.

AMOSTRA:

Jovens adultos saudáveis, com idades entre os 18 e os 35 anos, recrutados através das redes sociais Facebook e Instagram, cartazes promocionais e correio eletrónico institucional, via presidência da E2S.

FORMULÁRIO DE DADOS A RECOLHER:

Serão utilizados um questionário para caracterização e seleção da amostra e o questionário internacional da atividade física (IPAQ) (Campaniço, 2016). Ambos são disponibilizados em anexo e o questionário para recrutar a amostra está criado no Microsoft Forms (<https://forms.office.com/e/umKzxxQSk?origin=lprLink>).

MATERIAL:

Nada a referir.

MÉTODOS:

Nada a referir.

RISCOS:

Referidos como não existentes.

CONSENTIMENTO INFORMADO:

Nada a referir.

AUTORIZAÇÃO PELOS RESPONSÁVEIS LOCAIS:

Presentes e assinados.

APRECIÇÃO DA COMISSÃO DE ÉTICA:

Após análise às correções e respostas dadas ao parecer anterior desta Comissão, considera-se que o estudo está em condições de ser realizado.

PARECER FINAL DA COMISSÃO DE ÉTICA

De acordo com os dados analisados, o parecer é favorável desde que cumpridas todas as diretrizes submetidas a esta Comissão, recomendando-se que a decisão seja suspensa caso haja algum incumprimento grave.

Assinado por: **Pedro Manuel Ribeiro da Rocha Monteiro**
Num. de Identificação: 09132856
Data: 2025.03.25 20:35:40 +0000

25/03/2025



SGS ESS.004.M0.318.02

8.4. Declaração de Consentimento Informado

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

P. PORTO

ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE



Compete ao Investigador Principal, prestar aos Participantes do estudo as informações necessárias ao consentimento livre e esclarecido.

O termo de consentimento informado deve ser específico do Estudo de Investigação (o modelo deve ser adaptado ao estudo em causa, acrescentando outros dados considerados pertinentes ou eliminando partes não aplicáveis).

DESIGNAÇÃO DO ESTUDO: Índice de assimetria na tarefa de Sit-to-Stand em jovens adultos saudáveis

Declaração de Consentimento Informado

Conforme o RGPD, a Lei n.º 67/98 de 26 de Outubro e a "Declaração de Helsínquia" da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996; Edimburgo 2000; Washington 2002; Tóquio 2004; Seul 2008; Fortaleza 2013; Helsínquia 2024) – quando se aplicar

Eu, abaixo-assinado _____ (NOME COMPLETO):

Fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a avaliar a distribuição de carga nos membros inferiores durante as diferentes fases da sequência de movimento Sit-to-Stand.

Sei que neste estudo está prevista a realização de entrevista, questionários e avaliação física, tendo-me sido explicado em que consistem e quais os seus possíveis efeitos.

Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato.

Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este facto.

Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.

Concordo que sejam efetuadas as entrevistas, questionários e avaliações físicas.

Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

NOME: Ana Margarida Rocha Figueiredo

CONTACTOS: anamrf_ft@gmail.com | 918 720 986

_____/_____/_____



SCS/ESS.0004.MO.317.03

8.5. Análise *post-hoc* da duração das diferentes fases e subfases da tarefa STS

Tabela 10 – Diferenças estatisticamente significativas entre a duração das diferentes fases e subfases da tarefa. São apresentados os valores *p* e respetivo tamanho do efeito.

Duração	PREP	TA	MFLEX	TGP	EMI	MEXT	ESTAB
PREP		<i>p</i> <0,001 (0,801)	<i>p</i> <0,001 (0,870)	<i>p</i> <0,001 (0,657)	<i>p</i> <0,001 (0,868)	<i>p</i> <0,001 (0,869)	<i>p</i> <0,001 (0,870)
TA			<i>p</i> <0,001 (0,870)	<i>p</i> <0,001 (0,865)	<i>p</i> <0,001 (0,592)	<i>p</i> <0,001 (0,691)	<i>p</i> <0,001 (0,870)
MFLEX				<i>p</i> <0,001 (0,870)	0,188 (0,228)	0,708 (0,051)	<i>p</i> <0,001 (0,852)
TGP					<i>p</i> <0,001 (0,870)	<i>p</i> <0,001 (0,870)	<i>p</i> <0,001 (0,870)
EMI						<i>p</i> <0,001 (0,870)	<i>p</i> <0,001 (0,862)
MEXT							<i>p</i> <0,001 (0,855)
ESTAB							

8.6. Análise *post-hoc* da magnitude do IA das FRS nas diferentes fases e subfases da tarefa STS

Tabela 11 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo à Forças de Reação ao Solo (FRS) no eixo antero-posterior (AP). São apresentados os valores *p* e respetivo tamanho do efeito.

Magnitude IA em F _{AP}	PREP	TA	MFLEX	TGP	EMI	MEXT	ESTAB
PREP		<i>p</i> <0,001 (0,590)	<i>p</i> <0,001 (0,591)	0,017 (0,419)	0,230 (0,276)	0,453 (0,165)	0,003 (0,488)
TA			0,230 (0,242)	<i>p</i> <0,001 (0,828)	0,003 (0,500)	<i>p</i> <0,001 (0,806)	0,230 (0,276)
MFLEX				<i>p</i> <0,001 (0,828)	0,003 (0,501)	<i>p</i> <0,001 (0,805)	0,230 (0,282)
TGP					<i>p</i> <0,001 (0,595)	0,077 (0,346)	<i>p</i> <0,001 (0,812)
EMI						<i>p</i> <0,001 (0,693)	0,453 (0,115)
MEXT							<i>p</i> <0,001 (0,701)
ESTAB							

Tabela 12 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo à Forças de Reação ao Solo (FRS) no eixo médio-lateral (ML). São apresentados os valores *p* e respetivo tamanho do efeito.

Magnitude IA em F _{ML}	PREP	TA	MFLEX	TGP	EMI	MEXT	ESTAB
PREP		0,003 (0,501)	0,001 (0,530)	0,004 (0,486)	<i>p</i> <0,001 (0,578)	<i>p</i> <0,001 (0,677)	0,003 (0,504)
TA			0,175 (0,305)	<i>p</i> <0,001 (0,786)	1 (0,057)	0,152 (0,325)	1 (0,015)
MFLEX				<i>p</i> <0,001 (0,797)	1 (0,015)	0,272 (0,272)	1 (0,036)
TGP					<i>p</i> <0,001 (0,743)	<i>p</i> <0,001 (0,790)	<i>p</i> <0,001 (0,748)
EMI						0,004 (0,479)	1 (0,092)
MEXT							0,159 (0,317)
ESTAB							

Tabela 13 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo às Forças de Reação ao Solo (FRS) no eixo vertical (V). São apresentados os valores *p* e respetivo tamanho do efeito.

Magnitude IA em Fv	PREP	TA	MFLEX	TGP	EMI	MEXT	ESTAB
PREP		<i>p</i> <0,001 (0,869)	<i>p</i> <0,001 (0,869)	0,580 (0,214)	1 (0,140)	1 (0,141)	0,008 (0,445)
TA			1 (0,092)	<i>p</i> <0,001 (0,870)	<i>p</i> <0,001 (0,838)	<i>p</i> <0,001 (0,849)	<i>p</i> <0,001 (0,716)
MFLEX				<i>p</i> <0,001 (0,870)	<i>p</i> <0,001 (0,838)	<i>p</i> <0,001 (0,848)	<i>p</i> <0,001 (0,711)
TGP					0,010 (0,429)	0,007 (0,457)	<i>p</i> <0,001 (0,700)
EMI						1 (0,055)	0,007 (0,456)
MEXT							0,007 (0,463)
ESTAB							

8.7. Análise *post-hoc* da magnitude do IA do deslocamento do CoP nas diferentes fases e subfases da tarefa STS

Tabela 14 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) no eixo antero-posterior (AP). São apresentados os valores *p* e respetivo tamanho do efeito.

Magnitude IA em CoP _{AP}	PREP	TA	MFLEX	TGP	EMI	MEXT	ESTAB
PREP		0,515 (0,230)	<i>p</i> <0,001 (0,777)	0,632 (0,136)	0,003 (0,504)	0,001 (0,554)	0,304 (0,289)
TA			<i>p</i> <0,001 (0,718)	0,112 (0,350)	0,617 (0,194)	0,417 (0,262)	0,670 (0,058)
MFLEX				<i>p</i> <0,001 (0,752)	0,112 (0,347)	0,515 (0,234)	0,001 (0,551)
TGP					0,008 (0,468)	0,001 (0,535)	0,016 (0,439)
EMI						0,024411 (0,420)	0,617 (0,176)
MEXT							0,417 (0,264)
ESTAB							

Tabela 15 - Diferenças estatisticamente significativas entre a magnitude do Índice de Assimetria Bilateral (IA) nas diferentes fases e subfases da tarefa relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) no eixo médio-lateral (ML). São apresentados os valores *p* e respetivo tamanho do efeito.

Magnitude IA em CoP _{ML}	PREP	TA	MFLEX	TGP	EMI	MEXT	ESTAB
PREP		<i>p</i> <0,001 (0,667)	<i>p</i> <0,001 (0,741)	0,200 (0,311)	<i>p</i> <0,001 (0,668)	<i>p</i> <0,001 (0,656)	<i>p</i> <0,001 (0,682)
TA			<i>p</i> <0,001 (0,546)	0,006 (0,470)	1 (0,022)	1 (0,011)	1 (0,105)
MFLEX				<i>p</i> <0,001 (0,705)	0,334 (0,277)	0,548 (0,240)	0,133 (0,337)
TGP					<i>p</i> <0,001 (0,554)	<i>p</i> <0,001 (0,559)	0,002 (0,504)
EMI						1 (0,096)	1 (0,113)
MEXT							1 (0,140)
ESTAB							

8.8. Análise comparativa da magnitude do IA entre os grupos definidos pela direção da assimetria

Tabela 16 - Valores da magnitude média do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às forças de reação do solo (FRS) nos diferentes eixos (F_{AP} , F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão por grupos definidos pela direção da assimetria (dominante vs não dominante) assim como os valores p .

	IA F_{AP}		Valor p	IA F_{ML}		Valor p	IA F_V		Valor p
	D	ND		D	DN		D	ND	
PREP	25,24± 15,28*	22,71± 16,34*	0,394	24,80± 10,93*	27,63± 17,77*	0,986	28,09± 15,98*	25,80± 17,65*	0,435
TA	14,02± 9,41*	11,09± 6,22*	0,345	15,76± 10,73*	17,80± 9,34*	0,229	6,52± 4,42*	4,37± 4,26*	0,012
MFLEX	14,01± 9,39*	10,91± 6,36*	0,303	15,36± 10,56*	16,81± 8,61*	0,334	6,49± 4,32*	4,53± 4,24*	0,017
TGP	31,04± 12,73	37,17± 14,09	0,103	36,86± 15,43	34,37± 14,63	0,548	32,02± 13,43	30,23± 13,78	0,637
EMI	20,30± 14,87*	16,59± 9,64*	0,473	13,97± 8,05*	16,04± 11,07*	0,457	24,65± 13,51*	18,73± 7,50*	0,152
MEXT	27,63± 13,44	26,20± 10,91	0,746	9,34± 5,67*	14,81± 11,14*	0,041	24,01± 13,27*	20,67± 7,93*	0,539
ESTAB	14,51± 6,21	16,14± 7,35	0,382	15,82± 8,24	17,03± 9,24	0,614	17,16± 10,71*	14,267± 8,67*	0,439
STS TOTAL	12,48± 7,80	10,92± 6,26	0,420	5,16± 2,87*	5,75± 3,97*	0,847	6,03± 3,98*	3,912± 3,10*	0,009

Tabela 17 - Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão por grupos definidos pela direção da assimetria (dominante vs não dominante) assim como os valores p .

	IA CoP_{AP}		Valor p	IA CoP_{ML}		Valor p
	D	ND		D	ND	
PREP	17,86±10,78*	14,84±6,42*	0,451	30,57±10,49	20,02±9,40	0,023
TA	16,17±10,66*	11,70±8,45*	0,061	16,34±9,51	17,02±9,30	0,791
MFLEX	8,53±4,51*	8,20±4,79*	0,670	14,01±8,71*	13,32±8,32*	0,801
TGP	20,51±9,38	14,29±9,59	0,027	25,38±9,01	17,27±3,93	<0,001
EMI	11,62±8,02*	12,11±9,40*	0,677	17,90±7,96*	14,80±9,74*	0,085
MEXT	10,30±7,41*	11,99±9,68*	0,582	17,01±8,81*	15,44±10,31*	0,356
ESTAB	13,35±6,22	13,46±7,27	0,953	18,69±8,14	14,06±8,06	0,087
STS TOTAL	6,72±3,76*	6,45±3,54*	0,856	12,94±9,08*	13,09±7,47*	0,678

8.9. Análise comparativa da magnitude do IA entre os grupos definidos pelo sexo

Tabela 18 - Valores da magnitude média do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo às forças de reação do solo (FRS) nos diferentes eixos (F_{AP} , F_{ML} e F_V) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão por grupos definidos pelo sexo (feminino vs masculino) assim como os valores p .

	IA F_{AP}		Valor p	IA F_{ML}		Valor p	IA F_V		Valor p
	F	M		F	M		F	M	
PREP	25,96± 14,38*	21,77± 17,26*	0,142	25,31± 13,37*	26,76± 14,92*	0,867	25,61± 14,24*	29,51± 19,50*	0,771
TA	13,25± 9,09*	11,68± 6,46*	0,826	17,26± 10,40*	15,99± 9,69*	0,628	5,61± 4,46*	5,79± 4,52*	0,812
MFLEX	13,14± 9,19*	11,61± 6,45*	0,840	16,87± 10,42*	14,74± 8,56*	0,487	5,70± 4,48*	5,67± 4,27*	0,771
TGP	31,62± 12,79*	38,57± 14,27*	0,080	35,80± 17,89	35,68± 9,72	0,975	31,70± 12,35	29,87± 15,34	0,629
EMI	21,37± 13,46*	14,86± 11,31*	0,042	13,95± 7,38*	17,38± 13,09*	0,616	22,38± 11,32*	23,38± 13,62*	0,923
MEXT	28,48± 13,49*	25,67± 12,05*	0,771	11,19± 6,96*	15,35± 12,79*	0,374	22,74± 10,98*	23,12± 13,13*	0,867
ESTAB	14,58± 6,90	16,48± 6,68	0,318	16,19± 8,32	16,87± 9,49	0,781	15,22± 10,12*	18,52± 10,52*	0,249
STS TOTAL	12,24± 7,38*	10,91± 6,62*	0,666	5,66± 3,69*	5,41± 3,61*	0,758	4,78± 3,37*	5,44± 4,22*	0,826

Tabela 19 - Valores da magnitude média e do coeficiente de variação (CV) do Índice de Assimetria Bilateral (IA) relativo ao deslocamento do Centro de Pressão (CoP) nos diferentes eixos (CoP_{AP} e CoP_{ML}) nas diferentes fases e subfases da tarefa STS. São apresentados os valores da média e desvio padrão por grupos definidos pelo sexo (feminino vs masculino) assim como os valores p .

	IA CoP_{AP}		Valor p	IA CoP_{ML}		Valor p
	F	M		F	M	
PREP	17,43±11,71*	16,42±6,28*	0,718	28,32±10,93	30,96±10,72	0,385
TA	15,04±10,85*	13,76±8,96*	0,745	16,13±10,07*	17,53±8,26*	0,365
MFLEX	8,43±4,64*	8,33±4,63*	0,867	13,6±9,38*	13,66±7,01*	0,604
TGP	17,18±9,91	20,28±9,61	0,258	25,41±9,38	22,39±8,06	0,225
EMI	10,76±7,01*	13,43±10,48*	0,465	17,13±8,34*	16,07±9,45*	0,579
MEXT	9,75±6,79*	12,71±10,06*	0,320	16,87±9,22*	15,85±9,61*	0,758
ESTAB	14,01±6,72	12,48±6,35	0,404	20,10±8,36	14,12±6,89	0,008
STS TOTAL	6,49±3,60*	6,73±3,73*	0,799	13,68±9,07*	12,04±6,94*	0,641

8.10. Análise estatística dos Modelos de Regressão Linear

Tabela 20 – Modelos de regressão linear com os preditores selecionados após a aplicação do AIC para o Índice de Assimetria Bilateral da tarefa total (STS TOTAL), em cada métrica e respetivos eixos do movimento. São apresentados os valores de coeficiente (β), erro padrão, valor prova (p), intervalo de confiança (ICC) e a qualidade dos modelos (R^2).

Outcome	Preditor	β	Erro Padrão	Valor p	ICC	R^2
IA STS TOTAL F _{AP}	constante	23,488	8,372	0,007	(6,597; 40,288)	0,064
	IMC	-0,567	0,366	0,128	(-1,301; 0,171)	0,064
	Nível de atividade física	<0,001	<0,001	0,157	(<-0,001; <0,001)	0,064
IA STS TOTAL F _{ML}	constante	11,477	4,309	0,010	(2,793; 20,132)	0,061
	IMC	-0,284	0,188	0,137	(-0,663; 0,095)	0,061
	Nível de atividade física	<0,001	<0,001	0,169	(<-0,001; <0,001)	0,061
IA STS TOTAL F _V	constante	6,026	0,668	<0,001	(4,686; 7,367)	0,082
	Direção da assimetria	-2,114	0,982	0,036	(-4,984; -0,144)	0,082
IA STS TOTAL CoP _{AP}	constante	2,807	4,317	0,519	(-5,869; 11,484)	0,015
	IMC	0,162	0,184	0,382	(-0,207; 0,532)	0,015
IA STS TOTAL CoP _{ML}	constante	2,049	9,773	0,835	(-17,738; 21,527)	0,024
	IMC	0,470	0,416	0,264	(-0,359; 1,313)	0,024