

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

DIEGO BITTENCOURT FERNANDES

Desenvolvimento de protocolo para a avaliação dos efeitos da manipulação do peso corporal sobre o controle postural de adultos jovens

São Carlos

2022

DIEGO BITTENCOURT FERNANDES

VERSÃO CORRIGIDA

Desenvolvimento de protocolo para a avaliação dos efeitos da manipulação do peso corporal sobre o controle postural de adultos jovens

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como requisito para a obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Orientadora: Prof. Dra. Daniela Godoi Jacomassi

São Carlos

2022

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues
Fontes da EESC/USP

F363d	<p>Fernandes, Diego Bittencourt Desenvolvimento de protocolo para a avaliação dos efeitos da manipulação do peso corporal sobre o controle postural de adultos jovens / Diego Bittencourt Fernandes ; orientadora Daniela Godoi Jacomassi. -- São Carlos, 2022.</p> <p>Dissertação (Mestrado)- Programa de Pós Graduação Interunidades em Bioengenharia e Área de Concentração em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2022.</p> <p>1. Obesidade. 2. Controle postural. 3. Estabilidade postural. 4. Sensoriomotor. 5. Equilíbrio. I. Título.</p>
-------	--

Elena Luzia Palloni Gonçalves – CRB 8/4464

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Diego Bittencourt Fernandes

Título: "Desenvolvimento de protocolo para avaliação dos efeitos da manipulação do peso corporal sobre o controle postural de adultos jovens"

Data da defesa: 19/09/2022

Comissão Julgadora	Resultado
Prof(a). Dr(a). Daniela Godoi Jacomassi UFSCar - Orientador	Não Votante
Prof(a). Dr(a). Sérgio Tosi Rodrigues Universidade Estadual de São Paulo (UNESP-Bauru)	Aprovado
Prof(a). Dr(a). Arlindo Neto Montagnoli Universidade Federal de São Carlos (UFSCar)	Aprovado
Prof(a). Dr(a). Karina Gramani Say Universidade Federal de São Carlos (UFSCar)	Aprovado

Profa. Dra. Daniela Godoi Jacomassi - Orientadora

Presidente da Comissão de Pós-Graduação: Prof. Dr. Adair Roberto Aguiar

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e irmão, que fizeram o possível e o impossível para que eu tivesse condições de concluir meu mestrado.

À minha orientadora, Professora Doutora Daniela Godoi Jacomassi, pela paciência e sabedoria durante todo o período de orientação.

Aos meus amigos e amigas, que dividiram toda sua experiência e companheirismo.

Aos professores Doutores Flávio Yukio Watanabe e Osmar Ogashawara pelo auxílio no desenvolvimento do projeto.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela concessão da bolsa de fomento, possibilitando o desenvolvimento do meu mestrado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo financiamento do projeto “Demanda mecânica alterada versus experiência sensoriomotora diferente: O que influencia na estabilidade postural de obesos?” (Projeto Regular Processo #2017-17104-4 - Profa. Dra. Daniela Godoi Jacomassi), do qual meu mestrado faz parte.

RESUMO

FERNANDES, D. B. **Desenvolvimento de protocolo para a avaliação dos efeitos da manipulação do peso corporal sobre o controle postural de adultos jovens.** 2022. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2022.

A obesidade é uma epidemia e o número de pessoas obesas continua a aumentar em todo o mundo. Somente no Brasil, em 2014, a prevalência da obesidade chegou a 20% da população, sendo que desse total 56% são mulheres e 44% homens. Essa quantidade de pessoas obesas e a perspectiva de continuidade de aumento desses números é algo muito preocupante, uma vez que essa doença está relacionada a diversas complicações na saúde do indivíduo. Recentemente, tem sido observada uma relação entre obesidade e controle postural. Embora existam evidências que o excesso de peso influencie no controle postural, ainda não há um consenso no que diz respeito aos motivos que levam a estas alterações na capacidade de estabilidade postural. Em virtude da complexidade envolvida no sistema de controle postural, é plausível questionar se as mudanças que ocorrem na estabilidade postural são meramente relacionadas às mudanças geométricas que alteram as demandas mecânicas ou se existem outros fatores que podem explicar essas mudanças. O objetivo primário foi o desenvolvimento de um protocolo de avaliação que permita criar uma situação simulada de uma condição de obesidade em indivíduos normopesos e de uma condição de não-obesidade em indivíduos obesos. E, como objetivo secundário, o de aplicar este protocolo para comparar e analisar a estabilidade postural nas condições de 1) normopeso natural e normopeso simulado; 2) obesidade natural e obesidade simulada. Para isso, foi desenvolvido um sistema de adição de massa utilizando um colete e esferas de chumbo e um sistema eletromecânico para suspensão de carga. Participaram do estudo dois adultos jovens, sendo um obeso e um normopeso, que foram avaliados em diferentes tarefas, através da utilização de uma Plataforma de Força e do VICON. Os resultados mostraram que o protocolo desenvolvido foi eficaz em promover as situações de simulação de peso e que as variáveis analisadas de controle postural sofreram alterações a depender da condição observada.

Palavras-chave: Obesidade. Controle Postural. Estabilidade Postural. Sensoriomotor. Equilíbrio.

ABSTRACT

FERNANDES, D. B. **Development of a protocol to evaluate the effects of body weight manipulation on postural control in young adults.** 2021. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

Obesity is an epidemic and the number of obese people continues to increase worldwide. In Brazil alone, in 2014, the prevalence of obesity reached 20% of the population, of which 56% were women and 44% men. This number of obese people and the prospect of continuity is very worrying, since this disease is related to several complications in the health of the individual. Recently, a relationship between obesity and postural control has been observed. Although there is evidence that excess weight influences postural control, there is still no consensus regarding the reasons that lead to these changes in the capacity for postural stability. Due to the complexity involved in the postural control system, it is plausible to question whether the changes that occur in postural stability are merely related to geometric changes that alter the mechanical demands or whether there are other factors that can explain these changes. The primary objective was the development of an evaluation protocol that allows the creation of a simulated situation of an obesity condition in normal weight individuals and a non-obesity condition in obese individuals. And, as a secondary objective, to apply this protocol to compare and analyze the postural stability in the conditions of 1) natural normoweight and simulated normoweight; 2) natural obesity and simulated obesity. For this, a mass addition system was developed using a vest and lead spheres and an electromechanical system for load suspension. Two young adults participated in the study, one obese and one normal weight, who were evaluated in different tasks, using a Force Platform and VICON. The results showed that the protocol developed was effective in promoting weight simulation situations and that the analyzed variables of postural control underwent changes depending on the observed condition.

Key words: Obesity. Postural control. Postural stability. Sensorimotor. Balance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Plataforma de Força.....	17
Figura 2 – Sistema de adição de massa.....	20
Figura 3 – Ilustração do sistema de suspensão de massa.....	21
Figura 4 – Componentes mecânicos do sistema de suspensão de massa.....	22
Figura 5 – Conector do sistema de suspensão de massa e da célula de massa.....	23
Figura 6 – Motor e indicador digital do sistema de suspensão de massa.....	24
Figura 7 – Diagrama da automatização da suspensão de massa.....	25
Figura 8 – Voluntário normopeso em diferentes tarefas.....	26
Figura 9 – Voluntário obeso em diferentes tarefas.....	26
Figura 10 – Gráfico das variáveis globais na situação normopeso.....	27
Figura 11 – Gráfico das variáveis globais na situação obesa.....	28
Figura 12 – Gráfico das variáveis estruturais na situação normopeso.....	29
Figura 13 – Gráfico das variáveis estruturais na situação obesa.....	30
Figura 14 – Gráfico da posição do marcador na situação normopeso.....	31
Figura 15 – Gráfico da posição do marcador na situação obesa.....	32

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	9
2. MÉTODOS.....	13
2.1 Desenvolvimento do protocolo.....	13
2.2 Aplicação do protocolo.....	13
2.2.1 Antropometria.....	13
2.2.2 Manipulação do peso corporal.....	14
2.2.3 Avaliação do controle postural.....	14
2.2.3.1 Plataforma de força.....	16
2.2.3.2 VICON.....	17
2.2.4 Análise dos dados.....	18
3. RESULTADOS.....	19
3.1.1 Sistema de adição de massa.....	19
3.1.2 Sistema de suspensão parcial de massa.....	20
3.2 Aplicação do protocolo.....	25
3.2.1 Variáveis globais.....	27
3.2.2 Variáveis estruturais.....	28
3.2.3 Posicionamento do marcador.....	30
4. DISCUSSÃO.....	33
4.1 Limitações do estudo.....	37
5. CONCLUSÃO.....	38
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	39
REFERÊNCIAS.....	40
ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	46

1. INTRODUÇÃO

A obesidade é uma epidemia que atinge um número expressivo da população mundial. A origem dessa doença está relacionada a disfunções do sistema fisiológico e a um estilo de vida inadequado (caracterizado pelo consumo excessivo de alimentação industrializada e pouca ou nenhuma prática de atividade física). Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), o número de pessoas acima do peso dobrou entre os anos de 1980 e 2014. Estima-se que cerca de 1,9 bilhão de pessoas estão acima do peso e, entre estas, 600 milhões sejam obesas, respectivamente 39% e 13% (WORLD HEALTH ORGANIZATION - WHO, 2016a). Ao observar a realidade da população brasileira, o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (2010) evidenciou um grande aumento na quantidade de pessoas acima do peso durante as últimas décadas, por meio da Pesquisa de Orçamentos Familiares. Em 2008, o número de pessoas que estavam acima do peso atingia cerca de 50% da população brasileira, enquanto a obesidade atingia 12,4% dos homens e 16,9% das mulheres. Segundo a OMS, em 2014 a quantidade de pessoas obesas passou para 20% da população, sendo que desse total 56% são mulheres e 44% homens (WHO, 2016b).

Além de a obesidade ser uma doença que diretamente apresenta diversos impactos na saúde individual, ela é considerada um grande fator de risco para o desenvolvimento de outras. Foi observado que estar acima do peso pode implicar, diversas vezes, em preconceito e exclusão no meio social em que o indivíduo vive, favorecendo o aparecimento de quadros depressivos (BRAY, 2004; CARPENTER et al., 2000). Não somente relacionada a problemas psíquicos, a obesidade tem forte relação com problemas de hipertensão arterial, dislipidemia, cardíacos, intolerância à glicose e desenvolvimento de diabetes (BRAY, 2004; CARNEIRO et al., 2003). Estima-se, ainda, que a obesidade seja a responsável por 20% de todos os cânceres, sendo os mais comuns: endometrial, de esôfago, colorretal, de mama pós-menopausa, de próstata e renal (WOLIN; CARSON; COLDITZ, 2010).

O conjunto de todas essas complicações que podem acompanhar indivíduos obesos está fazendo com que os custos na área da saúde aumentem. Em países desenvolvidos, são destinados entre 2,0% e 3,5% das despesas nacionais de saúde para o tratamento de doenças decorrentes da obesidade, enquanto nos Estados Unidos esse número sobe para 5,5% a 7,0% (THOMPSON; WOLF, 2001). No Brasil, o sistema único de saúde (SUS), somente no ano de 2011, destinou 269,6 milhões de dólares (1,86% do orçamento para complexidade média e alta)

em consultas, cirurgias e outros procedimentos no combate dessa doença (OLIVEIRA; SANTOS; SILVA, 2015).

Do ponto de vista da área de controle motor, o bom funcionamento do controle postural depende do equilíbrio e da capacidade de manter uma desejada orientação (CLARK, 2007). Sendo assim, ele é necessário para a realização das mais diversas atividades cotidianas (andar, sentar-se, subir e descer escadas etc.). Neste sentido, é fundamental que todo o sistema de controle postural esteja funcionando de maneira adequada, para que o indivíduo seja capaz de extrair de maneira eficiente, através de seus sistemas sensoriais, as informações dispostas no meio ambiente.

O controle postural acontece a partir do gerenciamento de três principais sistemas: o visual, o vestibular e o somatossensorial (GHEZ, 1991; NASHNER, 1981). Estes sistemas são compostos de classes de receptores com características distintas, fazendo com que cada um deles opere em alcances específicos de frequência e amplitude de movimento corporal (FITZPATRICK; MCCLOSKEY, 1994). Além disso, em virtude da especificidade de cada receptor, eles se localizam e desempenham funções distintas e são ativos somente por estímulos específicos, que têm efeito em uma área circunscrita do campo receptivo em que este receptor está localizado (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 1995).

Contudo, o fluxo de informações e estímulos captados por esses sistemas em uma relação entre o indivíduo e o ambiente é alto. Assim, é necessário que o organismo seja capaz de atribuir “peso” a essas informações, possibilitando um bom controle e uma boa estabilidade postural (HORAK; MACPHERSON, 1996). Desta forma, diante de um contexto com inúmeras informações sensoriais, se faz necessário definir qual informação é mais confiável naquele momento, atribuindo-se um “peso” maior para as informações desse sistema e aumentando sua importância. Este processo constante e dinâmico em integrar as informações dos diferentes sistemas sensoriais e priorizar a informação de um sistema em relação ao outro é conhecido como *reweighting* sensorial (HORAK; MACPHERSON, 1996; PETERKA, 2002). A contínua interação entre um indivíduo e experiências similares em um determinado ambiente faz com que ele desenvolva um padrão de resposta (SCHÖNER, 1991) ou ciclo percepção-ação (BARELA, 1997; 2006).

Assim, a construção do repertório de padrões de resposta ou de ciclo percepção-ação é resultado de um processo dinâmico entre o indivíduo e o ambiente. Essas diversas relações e experiências são fundamentais para que seja possível a seleção das informações sensoriais mais

relevantes, possibilitando o bom funcionamento do sistema de controle, diante de diferentes atividades (ALLISON; KIEMEL; JEKA, 2006; BAIR et al., 2007; GODOI; BARELA, 2008; 2016; OIE; KIEMEL; JEKA, 2002; POLASTRI; BARELA, 2013; POLASTRI et al., 2012; RINALDI; POLASTRI; BARELA, 2009). Em concordância, Melo, Celestini e Godoi (2016) investigaram crianças de 7 anos que foram submetidos a um programa de treinamento com diferentes estimulações sensoriais durante as aulas de educação física escolar. Os resultados mostraram diferenças entre o uso das informações sensoriais para essas crianças em comparação com as que somente realizaram as aulas escolares.

Ao se direcionar o foco para a obesidade e sua relação com o controle postural, observa-se que ela vem sendo associada à redução da força muscular, além de ser responsável por apresentar alterações mecânicas nos membros durante a marcha e durante o levantar da cadeira (WEARING et al., 2006). Em situações estáticas e durante a marcha, indivíduos obesos apresentam valores de pressão plantar maiores em comparação a indivíduos não obesos (HILLS et al., 2001). Mais recentemente, Hue et al. (2007) observaram uma relação negativa entre a obesidade e a estabilidade postural. Estudos que investigaram o controle postural de pessoas obesas (crianças, jovens, adultos e idosos) observaram diferenças em comparação com os não obesos no que diz respeito à capacidade de manter o corpo em equilíbrio ((BLASZCZYK et al., 2009; D'HONDT et al., 2011; DUTIL et al., 2013; MCGRAW et al., 2000; MELZER; ODDSSON, 2016).

Tradicionalmente, alterações no controle postural estão relacionadas com as mudanças mecânicas que ocorrem no corpo, quando este está com excesso de peso (CORBEIL et al., 2001; MANTRAGOLA et al., 2008; WEARING et al., 2006). Corbeil et al. (2001) demonstraram que o torque do tornozelo necessário para estabilizar o corpo aumenta significativamente quando considerado o efeito da massa na região abdominal. Por esse motivo, alguns estudos têm investigado as alterações no controle postural em função da massa corporal (LI; ARUIN, 2005; 2007; TEASDALE et al., 2007), mostrando que aspectos biomecânicos e de controle postural são alterados quando há uma redução expressiva do peso corporal (MATRANGOLA et al., 2008).

Neste sentido, King et al. (2012) sugerem que o efeito negativo da obesidade sobre o controle postural de adolescentes não é meramente resultado de alterações nas características antropométricas, mas também é resultado das condições físicas das extremidades inferiores do corpo, que têm relação com o controle postural. Maffiuletti et al.

(2005) analisaram o controle postural de dois grupos de adultos que foram submetidos a programas de treinamento diferentes. Os resultados mostraram que mesmo as características antropométricas dos grupos ao final do treinamento sendo similares, eles apresentaram diferenças na estabilidade postural. Esse resultado evidencia a possibilidade de que o fator que influenciou nessas diferenças foi o programa de treinamento, e não a condição física, o que atribui maior importância para as experiências adquiridas em cada um dos grupos.

Em concordância, estudos realizados pelo nosso grupo de pesquisa também observaram resultados que apontam para o fato de que as características antropométricas não são a única explicação para as diferenças no controle postural. Observamos que a obesidade influencia a estabilidade postural de crianças de 8 anos (CASAGRANDE; GONÇALVES; GODOI, 2014) e 10 anos (OLIVEIRA, 2014), o que não ocorreu em crianças de 6 anos (GONÇALVES; CONCEIÇÃO; GODOI, 2016). Considerando que as crianças que demonstraram diferenças foram as mais velhas, é possível especular que a experiência sensório-motora de estar na condição de obesidade também seja um fator importante para explicar as alterações na estabilidade corporal, diferentemente do que é comumente atribuído (mudanças antropométricas observadas na obesidade).

A partir dessas indagações, o que se pretende compreender é se a demanda mecânica alterada na condição de obesidade é o único fator que explica as alterações no controle postural observadas em pessoas obesas ou as experiências adquiridas nesta condição também são importantes para a compreensão deste fenômeno. Para isso, este estudo teve como objetivo primário o desenvolvimento de um protocolo de avaliação que permita criar uma situação simulada de uma condição de obesidade em indivíduos normopesos e de uma condição de não-obesidade em indivíduos obesos. E, como objetivo secundário, o de aplicar este protocolo para comparar e analisar a estabilidade postural nas condições de 1) normopeso natural e normopeso simulado; 2) obesidade natural e obesidade simulada.

2. MÉTODOS

Os procedimentos metodológicos foram divididos em duas etapas: 1) desenvolvimento do protocolo para a avaliação dos efeitos da manipulação do peso corporal; e 2) aplicação do protocolo desenvolvido para avaliar a estabilidade corporal de dois indivíduos.

2.1 Desenvolvimento do protocolo

O objetivo desta etapa foi o de desenvolver um protocolo que possibilitasse a avaliação do controle postural durante a tarefa de manter-se em posição em pé, em uma situação simulada de obesidade e de normopeso. Para isso, foram desenvolvidos dois sistemas: a) sistema de adição de massa (em que foi adicionada uma massa externa ao indivíduo normopeso, simulando uma condição de obesidade durante a tarefa) e b) sistema de suspensão parcial de massa (em que se suspendeu parcialmente a massa de um indivíduo obeso, simulando uma condição de normopeso durante a tarefa).

2.2 Aplicação do protocolo

Nesta etapa, o objetivo foi aplicar o protocolo desenvolvido a fim de comparar e analisar a estabilidade postural de adultos jovens. Para isso, foram convidados para participar do estudo dois adultos jovens, do sexo masculino, com mesma altura, sendo que um estava em condição de obesidade e o outro normopeso. O participante obeso tinha 30 anos e 96 quilogramas, enquanto o participante normopeso tinha 29 anos e 67 quilogramas. Ambos eram sedentários (com pouca ou nenhuma prática de atividade física nos últimos 12 meses).

As avaliações ocorreram no Dinâmica – Laboratório de Comportamento Motor, localizado no Departamento de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Neste local, os participantes foram informados sobre os procedimentos experimentais do projeto e, concordando em participar, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa e Seres Humanos da UFSCar (Parecer nº 1.635.792; CAAE: 56252716.4.0000.5504) (ANEXO A).

2.2.1 Antropometria

Para a classificação de obesidade, foi adotada a definição proposta pela OMS, que utiliza o Índice de Massa Corporal (IMC), que por sua vez corresponde à razão entre a massa (em

quilogramas) e a estatura (em metros) elevada ao quadrado. Para tanto, foi considerado obeso o voluntário cujo IMC foi $\geq 30 \text{ kg/m}^2$ e não obeso aquele que estivesse classificado dentro da faixa de IMC $\geq 18,5 \text{ kg/m}^2$ e $< 25 \text{ kg/m}^2$ (WHO, 2016a; WHO, 2017). Para a obtenção da massa corporal e a altura, foi utilizada uma balança antropométrica (Ramuza, modelo DP 200).

2.2.2 Manipulação do peso corporal

Os procedimentos experimentais incluíram a avaliação do controle postural durante a manutenção da posição em pé, com e sem a manipulação do peso corporal. Os participantes, obeso e normopeso, foram pareados pela altura, estratégia escolhida para diminuir possíveis diferenças que possam existir ao comparar sujeitos de alturas discrepantes. Assim, a variação do IMC aconteceu somente através do acréscimo de massa (para simular a obesidade no participante normopeso) ou a retirada de massa (para simular a condição de normopeso no voluntário obeso).

Para criar as situações simuladas de obesidade e não obesidade, foi realizada uma diferença entre as massas dos participantes (96 e 67 quilogramas) e, com este valor, foram criadas as condições de obesidade simulada (no participante normopeso, pela adição de 29 quilogramas) e de normopeso (pela suspensão de 29 quilogramas do paciente obeso).

2.2.3 Avaliação do controle postural

A avaliação do controle postural dos dois participantes foi realizada através da utilização de uma plataforma de força (*Advanced Mechanical Technology Inc. – AMTI – AccuPower*, capacidade Fz de 8900N) e de um sistema de análise de movimento (VICON), de forma integrada, ou seja, ambas as ferramentas foram utilizadas de maneira simultânea durante a realização das tarefas. A frequência de aquisição de dados, tanto da plataforma de força como do VICON, foi de 200Hz.

O controle postural foi avaliado durante a tarefa de manutenção da posição em pé, na qual o voluntário deveria realizar a manutenção dessa posição, de maneira estável, com os braços ao lado do corpo, por 30 segundos. Durante a realização da tarefa, não foi permitida qualquer interação entre o participante e o avaliador, para evitar possíveis alterações nos dados. Assim, as condições foram variadas a partir da visão, base de apoio e superfície de contato, da seguinte maneira:

- 1- Condição de Visão:

- a) Olhos abertos: Os participantes mantiveram os olhos abertos e o olhar fixo em um alvo posicionado a um metro de distância.
- b) Olhos fechados: Os participantes realizaram o experimento com os olhos fechados.

2- Condição de Apoio:

- a) Apoio natural: Os participantes posicionaram os pés afastados em uma base de apoio confortável.
- b) Apoio reduzido: Nesta condição, os participantes posicionaram um pé à frente do outro, de modo que o hálux do pé posicionado atrás estivesse em contato com a borda medial do calcâneo do pé posicionado à frente. Esta condição é conhecida como *semi tandem stance*.

3- Condição de Superfície:

- a) Superfície Rígida: Nessa condição, os participantes permaneceram com os pés em contato direto com a plataforma de força.
- b) Superfície Macia: Nessa condição os participantes permaneceram em pé sobre uma espuma colocada em cima da plataforma de força. A espuma apresentava as seguintes características: densidade de 35 kg/m³, módulo elástico de 50000 N/m² e espessura de 10 centímetros (PATEL et al., 2008).

A combinação das diferentes variações experimentais resultou em um conjunto de oito condições: 1) olhos abertos com apoio natural (bipedal) e sem espuma (OA-BN-SE); 2) olhos abertos com apoio reduzido (*semi tandem*) e sem espuma (OA-BS-SE); 3) olhos abertos com apoio natural e com espuma (OA-BN-CE); 4) olhos abertos com apoio reduzido e com espuma (OA-BS-CE); 5) olhos fechados com apoio natural e sem espuma (OF-BN-SE); 6) olhos fechados com apoio reduzido e sem espuma (OF-BS-SE); 7) olhos fechados com apoio natural e com espuma (OF-BN-CE); 8) olhos fechados com apoio reduzido e com espuma (OF-BS-CE).

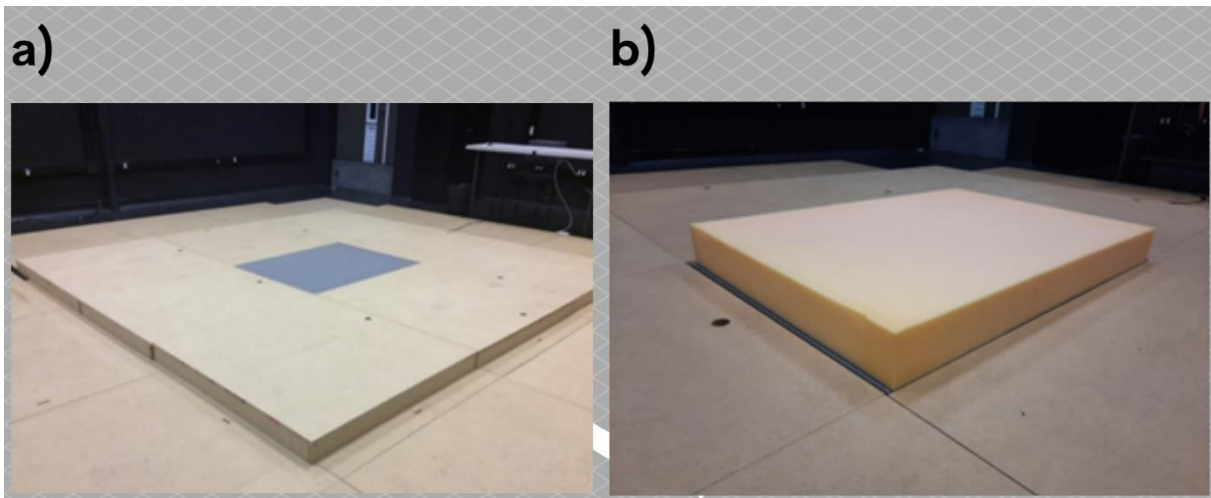
A manipulação dessas diferentes condições de visão, base de apoio e superfície de apoio teve por objetivo proporcionar diferentes níveis de desafio para o sistema de controle postural, que utiliza as informações sensoriais como principal fonte para desempenhar esse papel. Essa estratégia é clássica e vem sendo utilizada para desvendar a importância dos sistemas sensoriais e sua influência na capacidade do controle na postura (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Mais especificamente, a manipulação da base de apoio tem por objetivo alterar as demandas mecânicas envolvidas no controle da postura, já que o tamanho da base de apoio afeta a estabilidade postural (HALL, 2005). Além disso, há evidências de que o desempenho do controle postural depende não apenas da idade, mas também do contexto em que a tarefa é realizada (FIGURA et al., 1991; STREEPEY; ANGULO-KINZLER, 2002). De forma análoga, as alterações nas condições de visão e de superfície de apoio tiveram o objetivo de perturbar os sistemas sensoriais. A espuma na superfície altera a captação das informações somatossensoriais, afetando as atividades musculares ou neurais dos mecanorreceptores dos membros inferiores (CHIANG; WU, 1997). Em relação à manipulação das condições de visão, sabe-se que existe diferença quando há disponibilidade de informação visual e quando não há, e essa informação influencia no controle da postura (GODOI; BARELA, 2008; TAGUCHI; TADA, 1988). Dessa forma, considerando que as principais fontes de informação sensorial para o funcionamento do controle postural são os sistemas visual, vestibular e somatossensorial (NASHNER, 1981), manipular as informações obtidas por dois destes sistemas (visual e somatossensorial) permitiu investigar como as informações provenientes das fontes de informação sensorial são utilizadas pelos participantes.

2.2.3.1 Plataforma de força

O primeiro conjunto de dados analisados foi obtido através da utilização de uma plataforma de força. Esta plataforma está instalada no laboratório e é acompanhada por um tablado (Figura 1). Este tablado foi desenhado para que não houvesse diferença de nível entre a plataforma e o solo, diminuindo as chances de queda e facilitando a entrada e a saída dos voluntários na plataforma de força.

Figura 1 - Plataforma de força instalada no laboratório com o tablado ao lado, possibilitando o mesmo nível da plataforma e do solo (a) e a espuma posicionada em cima da plataforma de força (b)



Fonte: Godoi Jacomassi (2020).

2.2.3.2 VICON

O segundo conjunto de dados obtidos foi de um sistema de análise de movimento (VICON). Este sistema funciona através da utilização de marcadores que são capturados por diversas câmeras, durante todo o tempo de coleta de dados. A posição dos marcadores depende diretamente daquilo que se pretende analisar e o próprio software conta com alguns modelos já desenvolvidos. Neste estudo, o modelo utilizado foi o *lower body*, que necessita de 16 marcadores, nas seguintes posições: supra ilíaca anterior e posterior (direita e esquerda), coxa (direita e esquerda), articulação do joelho (direito e esquerdo), na perna (direita e esquerda), maléolo lateral (direito e esquerdo), calcanhar (direito e esquerdo) e no hálux (direito e esquerdo).

A escolha e utilização do modelo dos membros inferiores aconteceu, principalmente, por dois motivos: 1) conflito entre a posição dos marcadores no tronco do modelo *full body* (corpo inteiro) e o sistema de suspensão de carga, que fazia com que alguns marcadores não fossem registrados pelas câmeras durante a tarefa. 2) como o objetivo era o desenvolvimento de um protocolo para a análise do controle postural, entendeu-se que as medidas dos membros inferiores seriam suficientes nessa etapa inicial, uma vez que é possível observar mudanças e ajustes tanto na condição de suspensão de massa quanto na de adição de massa.

2.2.4 Análise dos dados

Os dados analisados foram obtidos através da utilização da Plataforma de Força e do VICON. A plataforma de força forneceu informações do centro de pressão durante a tarefa e as análises foram divididas em globais e estruturais. Para a análise global, utilizaram-se três variáveis: a área do centro de pressão (CP) e as velocidades médias do CP nos eixos anteroposterior e médio-lateral. A área estima a dispersão total dos dados do CP durante o período da coleta, e a velocidade média do CP corresponde ao deslocamento total do CP em cada um dos eixos, dividido pelo tempo de coleta (PRIETO et al., 1996).

Para a análise estrutural, foi utilizada uma proposta de análise conhecida como *Sway Density Curve* (SDC) (BARATTO et al., 2002; JACONO et al., 2004). A SDC é definida como uma curva dependente do tempo, que conta o número de amostras consecutivas do CP registradas em um círculo de raio 2,5 mm em cada instante de tempo (Baratto et al., 2002; Jacono et al., 2004). Os picos da curva resultante representam instantes de estabilização postural momentânea, enquanto os vales estão relacionados a deslocamentos entre eventos de estabilização (Vieira et al., 2009). As variáveis selecionadas para análise foram: o valor médio dos picos (MP) (em segundos), que é uma estimativa do grau de estabilidade postural; a distância média entre picos sucessivos (MD) (em milímetros), que corresponde à amplitude de torque necessária para estabilização; e o intervalo de tempo médio entre picos sucessivos (MT) (em segundos), que está relacionado à taxa de produção de torque (Jacono et al., 2004; Vieira et al., 2009).

O segundo conjunto de dados analisados foi obtido através da utilização do VICON. Durante todo o tempo de coleta, obteve-se um conjunto de coordenadas nos eixos anteroposterior, médio-lateral e longitudinal, para cada um dos 16 marcadores utilizados do modelo de membros inferiores.

3. RESULTADOS

3.1. Desenvolvimento do protocolo

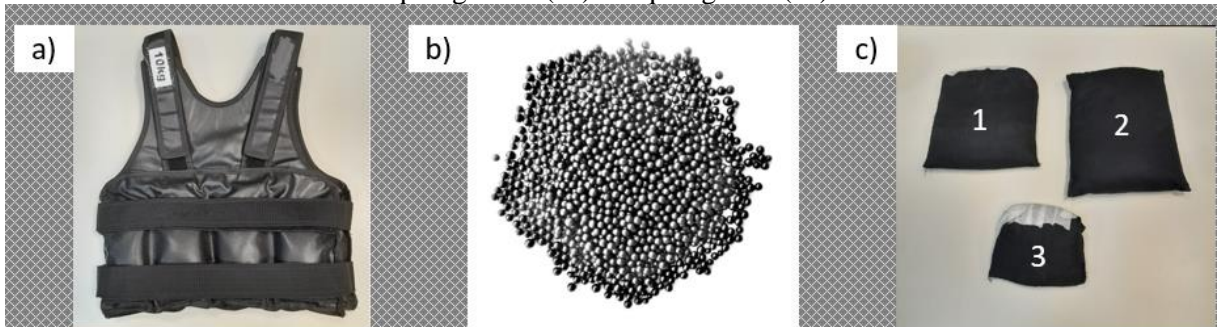
O protocolo desenvolvido incluiu dois sistemas: a) sistema de adição de massa; e b) sistema de suspensão parcial de massa. Estes sistemas são detalhadamente descritos nos próximos tópicos.

3.1.1 Sistema de adição de massa

A adição de massa em um indivíduo para manipular seu peso é uma estratégia amplamente utilizada para diferentes propósitos, como a investigação de mecanismos de controle (ARUIN; SHIRATORI; LATASH, 2001; GODOI; BARELA, 2002; LATASH et al., 1995) e de desenvolvimento motor (THELEN; FISHER; RIDLEYJAHNSON, 1984).

Neste estudo, foram utilizados, principalmente, dois componentes para adicionar essa massa: 1) colete de peso (10 quilogramas, fixado no tronco do participante com distribuição igual para a parte anterior e posterior); 2) granulados esféricos de chumbo de 5 milímetros de diâmetro (que foram alocados em diferentes recipientes, criando diversos sacos de massa). Tais componentes são apresentados na Figura 2. A utilização dos granulados de chumbo se deu em função da alta densidade do material, que possibilitou concentrar uma considerável massa em um pequeno volume, possibilitando sua adição no tronco do voluntário.

Figura 2 - Destaque para o sistema de adição de massa, com o colete de 10 quilogramas (a), as esferas de chumbo (b) e os diferentes sacos confeccionados com as esferas, de 3 quilogramas (c1), 4 quilogramas (c2) e 1 quilograma (c3)



Fonte: Acervo pessoal.

Portanto, o voluntário não obeso utilizou o colete no tronco e dois sacos de 3 quilogramas em cada lateral, totalizando 16 quilogramas. O restante de massa foi adicionado na região anterior do tronco, através da utilização de uma bolsa, com o objetivo de concentrar a massa nessa região, obedecendo o que geralmente é observado em um indivíduo obeso.

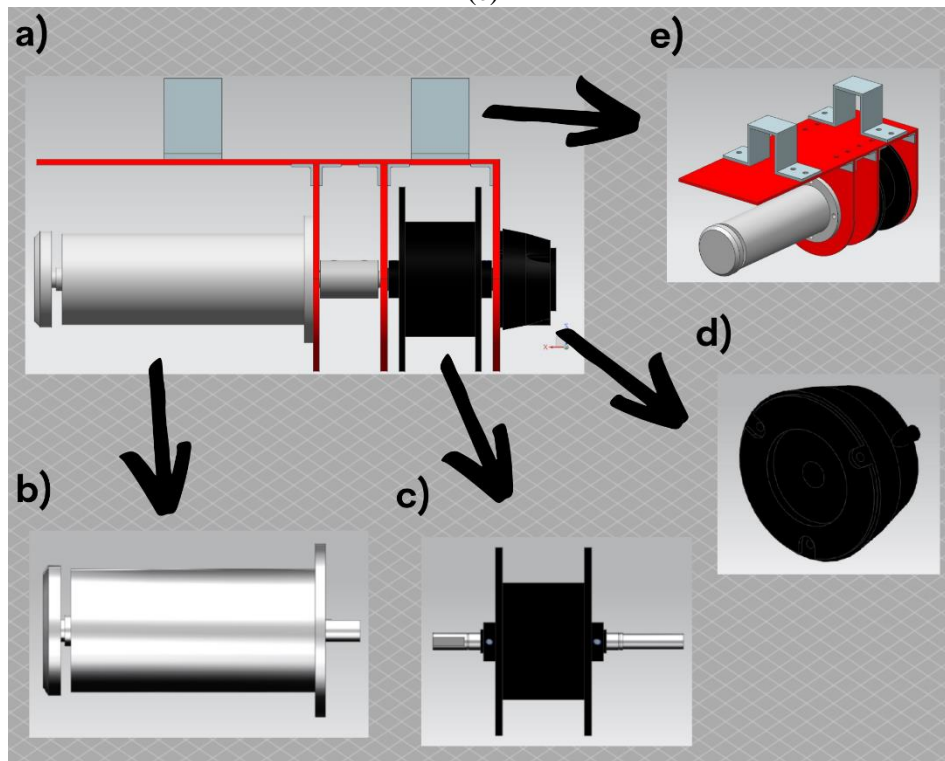
3.1.2 Sistema de suspensão parcial de massa

A ideia de desenvolver o sistema de suspensão parcial de massa para avaliar pessoas obesas em condição de simulação de não-obesidade é baseada, principalmente, na estratégia utilizada para o treinamento de pacientes com danos neurológicos (MATTERN-BAXTER, 2009).

Para o desenvolvimento deste sistema de suspensão parcial de massa, contou-se com o auxílio direto do professor Dr. Flávio Yukio Watanabe (docente no Departamento de Engenharia Mecânica – Universidade Federal de São Carlos) e do professor Dr. Osmar Ogashawara (docente no Departamento de Engenharia Elétrica – Universidade Federal de São Carlos). A confecção do sistema de suspensão de carga foi dividida em duas partes: mecânica e elétrica. O desenvolvimento da parte mecânica consistiu na escolha do motor e características necessárias para possibilitar a suspensão de carga durante a realização da tarefa.

O primeiro processo para a construção de todo o sistema de suspensão de carga foi a seleção do motor e de seus componentes (tambor, eixo, freio magnético e sistema de fixação). A princípio, a ideia inicial era construir o motor conforme Figura 3:

Figura 3 - Desenho 3D ilustrativo da solução técnica do motor de suspensão de carga (a). De forma segmentada, o motor e seu eixo (b) o tambor (c), o freio magnético (d) e o sistema de fixação do motor (e)

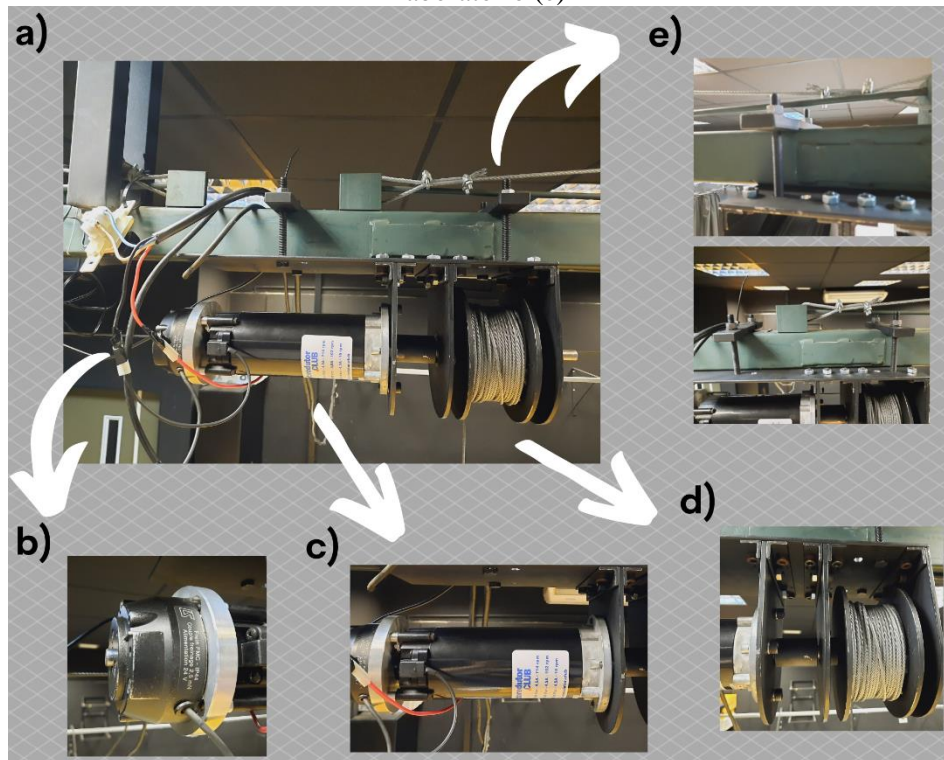


Fonte: Godoi Jacomassi (2020).

Entretanto, durante a implementação deste sistema e a realização de alguns testes, foi observado que a posição do freio do motor ao lado do tambor não demonstrou total efetividade, fazendo com que, em alguns momentos, o freio não fosse capaz de evitar a queda da carga suspensa. Para corrigir esse problema, foram necessárias duas mudanças: o prolongamento do eixo do motor (figura 1b) e mudar a localização do freio para que ele ficasse ao lado do motor.

A partir dos testes realizados e das adequações necessárias o motor foi instalado e fixado no laboratório Dinâmica, através do auxílio da Empresa Júnior do curso de Engenharia Mecânica da UFSCar (ENGREJAR JR). A figura 4 mostra os componentes instalados no laboratório.

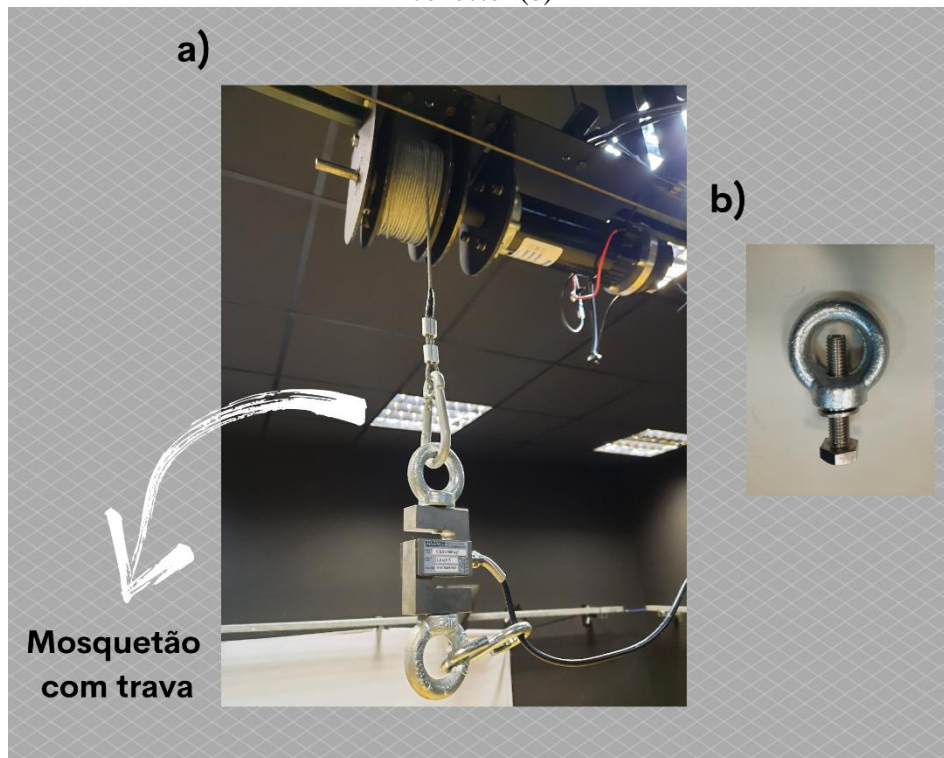
Figura 4 - Componentes do sistema de suspensão parcial de peso (a) instalado no Dinâmica. Destacando o freio magnético (b), o motor (c), o tambor (d) e a fixação na estrutura metálica do laboratório (e)



Fonte: Godoi Jacomassi (2020).

Por fim, como último componente do conjunto mecânico do sistema de suspensão de carga, foram escolhidos os conectores entre a célula de carga e o cabo de aço e a célula de carga e o colete, que é preso ao participante (Figura 5). Para garantir uma boa liberdade e fluidez de movimento do participante, utilizaram-se olhais como conectores (formato esférico).

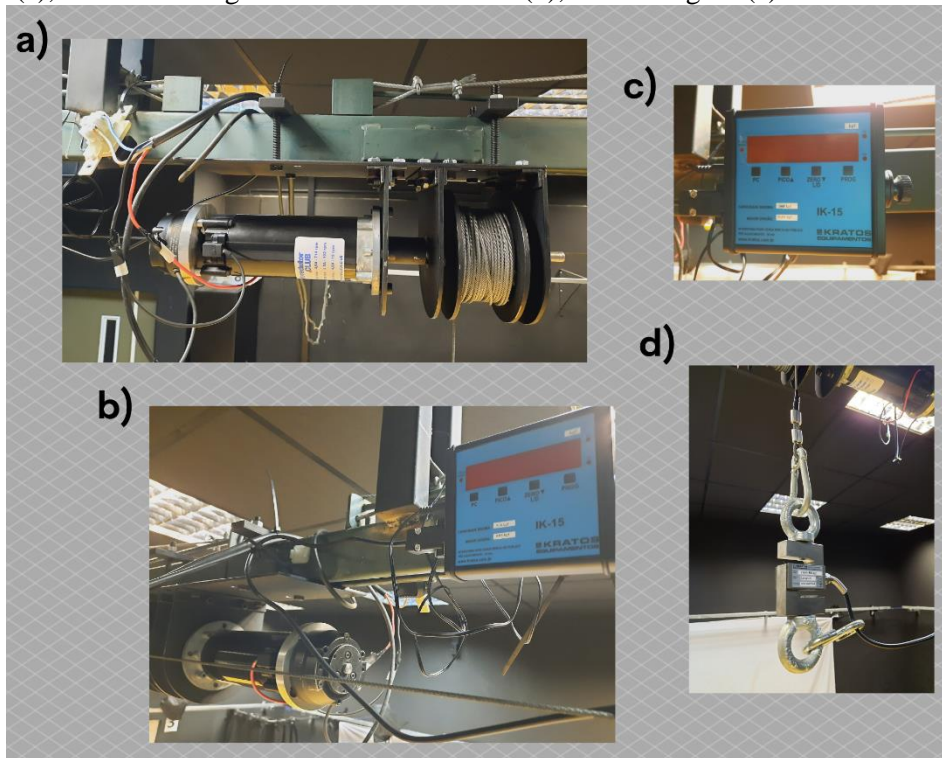
Figura 5 – Foto do mosquetão e dos olhais nas extremidades da célula de carga (a) e do formato do conector (b)



Fonte: Godoi Jacomassi (2020).

Finalizados os componentes mecânicos, iniciou-se a construção elétrica do sistema de suspensão de carga. A parte elétrica foi construída de forma a possibilitar ajustes na quantidade de carga que seria suspensa, já que essa carga era variável e dependia da quantidade de massa dos sujeitos do estudo. O primeiro componente instalado no sistema foi uma célula de carga (Kratos - Modelo CKS-500, capacidade 500 kgf) entre o final do cabo de aço contido no tambor e o conector do colete que foi colocado no participante. A célula de carga era responsável por registrar a tensão que estava sendo aplicada no cabo e fornecia a informação da quantidade de massa que estava sendo suspensa. Para que se pudesse observar os valores em tempo real, foi instalado um indicador digital (Kratos – modelo IK-15) e, a partir das informações do indicador digital, era possível ajustar a quantidade de carga suspensa. O sistema completo de suspensão de carga está apresentado na figura 6:

Figura 6 – Fotos dos componentes mecânicos e elétricos do sistema de suspensão de carga, mostrando o motor (a), o indicador digital conectado ao motor (b), o leitor digital (c) e a célula de carga (d)

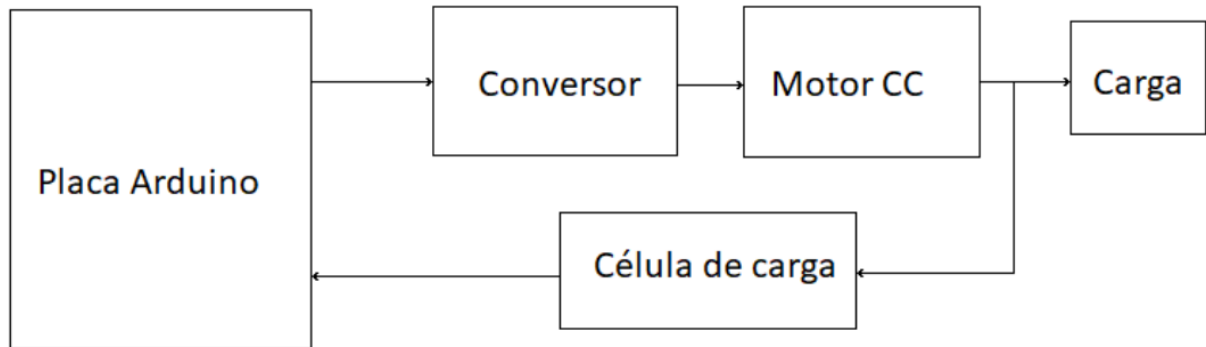


Fonte: Godoi Jacomassi (2020).

Através da utilização de um conversor, foi possível realizar, de maneira manual, o ajuste de carga que foi suspensa durante a execução da tarefa. Foi garantido que o valor suspenso fosse constante durante todo o período através do *feedback* proporcionado pelo visor da célula de carga.

Entretanto, havendo a possibilidade de aplicar esse sistema de suspensão de carga em análises de tarefas dinâmicas (por exemplo: levantar-se da cadeira), iniciou-se o desenvolvimento da automatização do processo de ajuste de carga, que deve acontecer em tempo real a partir da movimentação do participante durante a tarefa. Para isso, foi utilizada uma placa de Arduino para processar os dados obtidos da célula de carga para ajustar o funcionamento do motor. Esse sistema está em fase final de conclusão, com a realização de alguns testes finais para atestar seu correto funcionamento. A Figura 7 ilustra o diagrama desse processo de automatização.

Figura 7 – Diagrama do processo de automatização de suspensão de carga

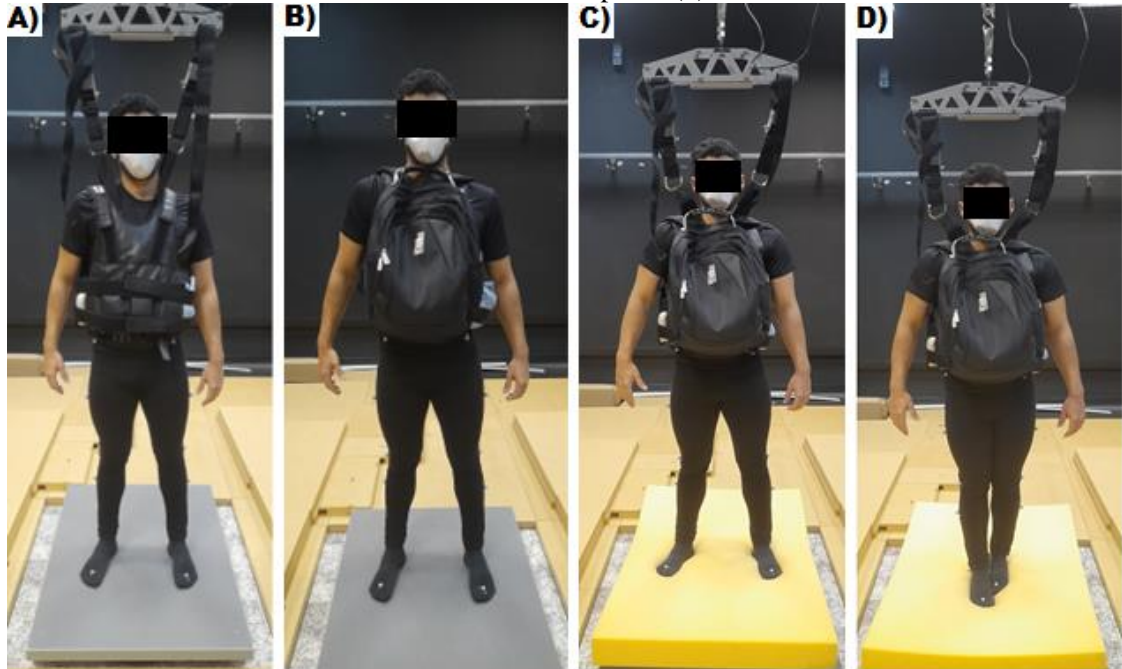


Fonte: Godoi Jacomassi (2020).

3.2 Aplicação do protocolo

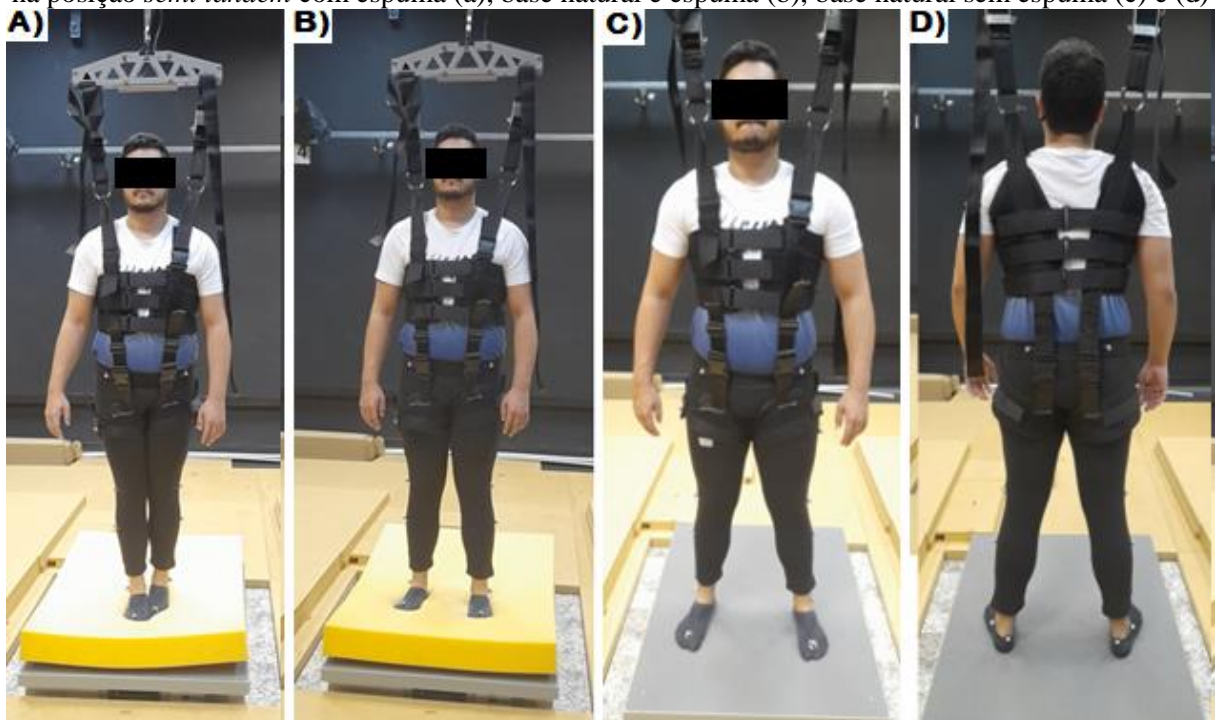
Os voluntários realizaram um total de oito condições experimentais, originárias da manipulação da visão, base de apoio e superfície de apoio, conforme descrito nos Métodos, nas condições de manipulação do peso apresentadas nos itens 4.1.1 e 4.1.2. Nesse sentido, as oito condições experimentais foram realizadas pelo voluntário normopeso, na condição de peso natural e de obesidade simulada e pelo voluntário obeso, na condição natural e de normopeso simulada, conforme ilustrado nas Figuras 8 e 9, respectivamente.

Figura 8 – Adição de massa no indivíduo normopeso com a utilização do VICON e Plataforma de força, evidenciando o colete e os sacos de massa (a), o colete, os sacos de massa e a mochila (b), o sistema completo de suspensão de massa e a espuma (c) e um exemplo de condição de base *semi tandem* com espuma (d)



Fonte: acervo pessoal

Figura 9 – Suspensão de massa no indivíduo obeso, com a utilização do VICON e Plataforma de força, na posição *semi tandem* com espuma (a), base natural e espuma (b), base natural sem espuma (c) e (d)



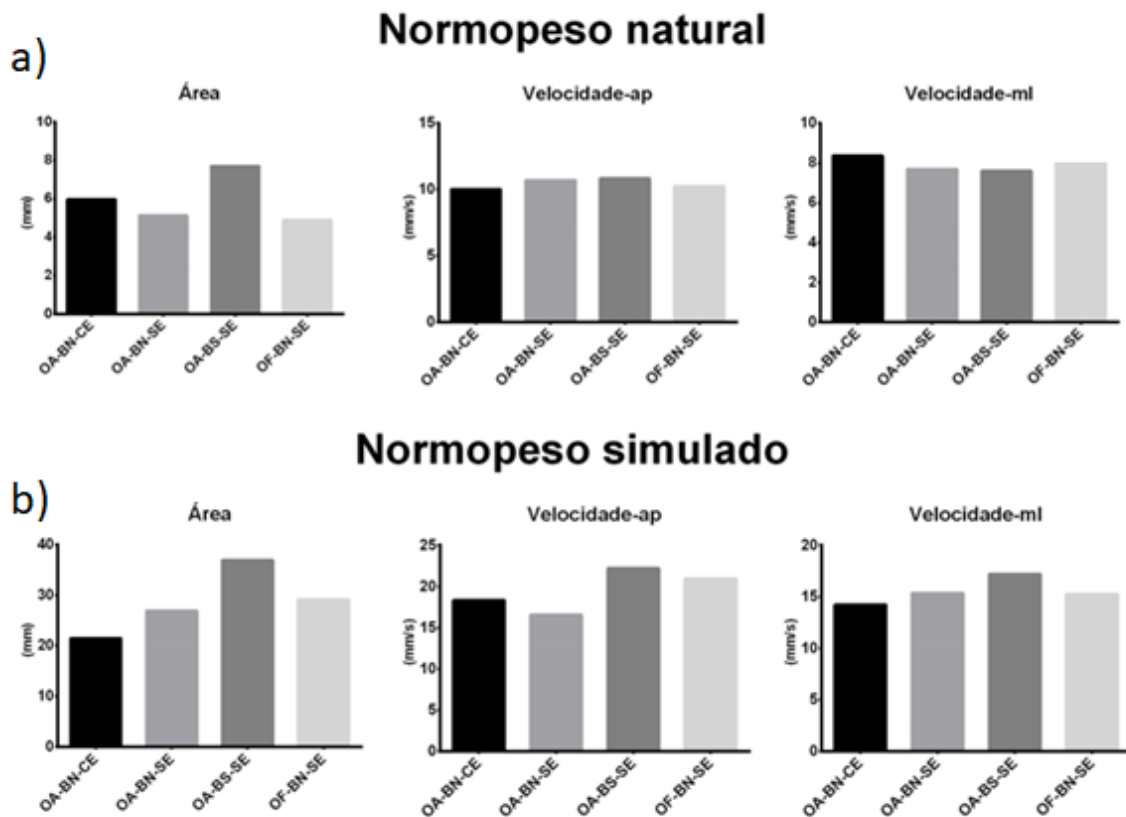
Fonte: acervo pessoal.

No presente estudo são apresentados os resultados de quatro dessas oito condições: olho aberto, base bipodal, com espuma (OA-BN-CE), olho aberto, base bipodal, sem espuma (OA-BN-SE), olho aberto, base *semi tandem*, sem espuma (OA-BS-SE) e olho fechado, base bipodal, sem espuma (OF-BN-SE). Com o objetivo de facilitar a interpretação dos dados, a apresentação foi dividida em três segmentos: 1) variáveis globais do centro de pressão (cop), fornecida pela plataforma de força; 2) variáveis estruturais, fornecidas pela plataforma de força; 3) o deslocamento do marcador da articulação do joelho direito nos eixos anteroposterior, médio-lateral e longitudinal, fornecidas pelo VICON.

3.2.1 Variáveis globais

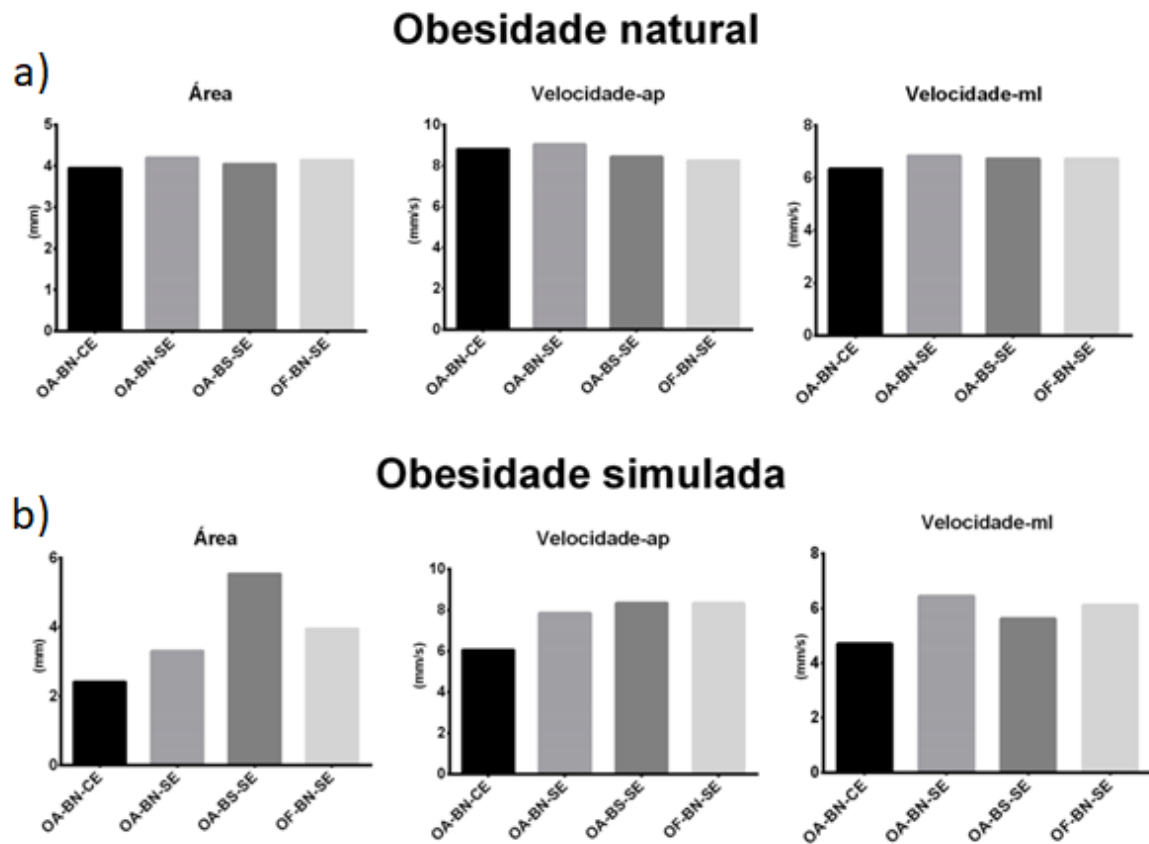
As Figuras 10 e 11 apresentam os valores de área e velocidade do centro de pressão em cada uma das condições experimentais, nas condições de normopeso natural e simulado (Figura 10), e obesidade natural e simulada (Figura 11).

Figura 10 – Gráficos do comportamento do CP nas tarefas de olho aberto, base bipodal, com espuma (OA-BN-CE), olho aberto, base bipodal, sem espuma (OA-BN-SE), olho aberto, base *semi tandem*, sem espuma (OA-BS-SE) e olho fechado, base bipodal, sem espuma (OF-BN-SE)



Fonte: acervo próprio.

Figura 11 – Gráficos do comportamento do CP nas tarefas de olho aberto, base bipodal, com espuma (OA-BN-CE), olho aberto, base bipodal, sem espuma (OA-BN-SE), olho aberto, base *semi tandem*, sem espuma (OA-BS-SE) e olho fechado, base bipodal, sem espuma (OF-BN-SE)

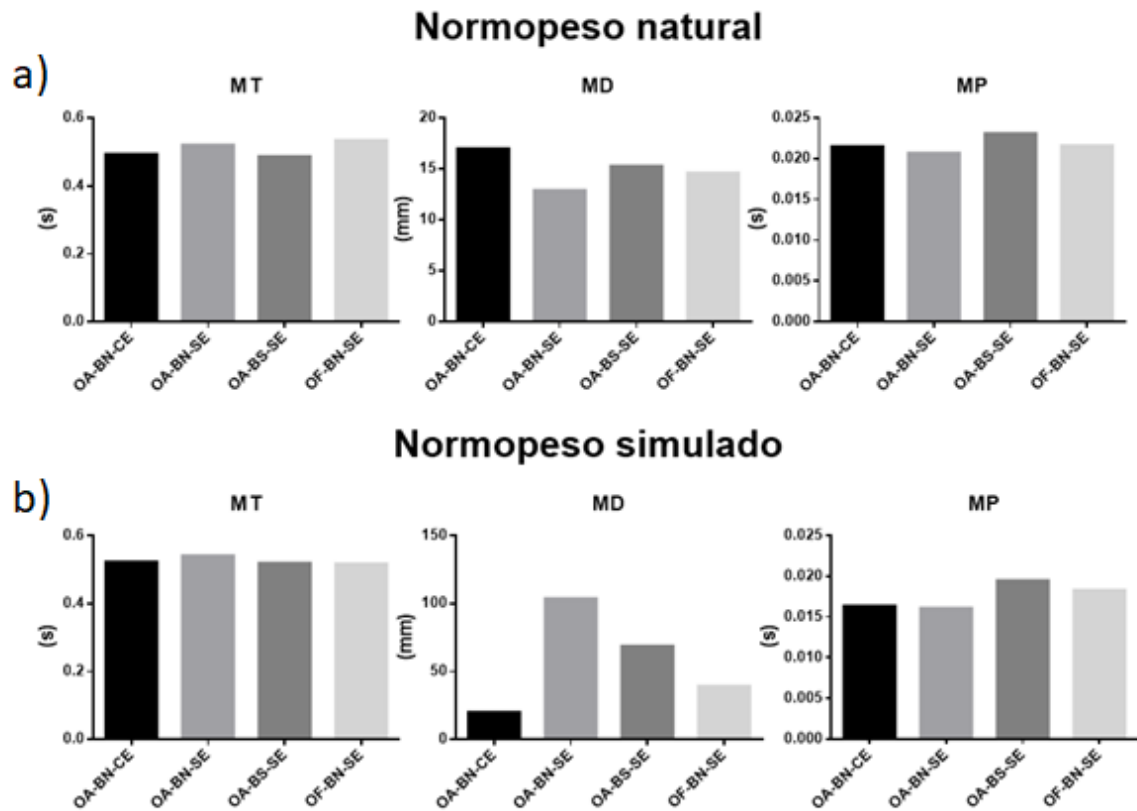


Fonte: acervo próprio

3.2.2 Variáveis estruturais

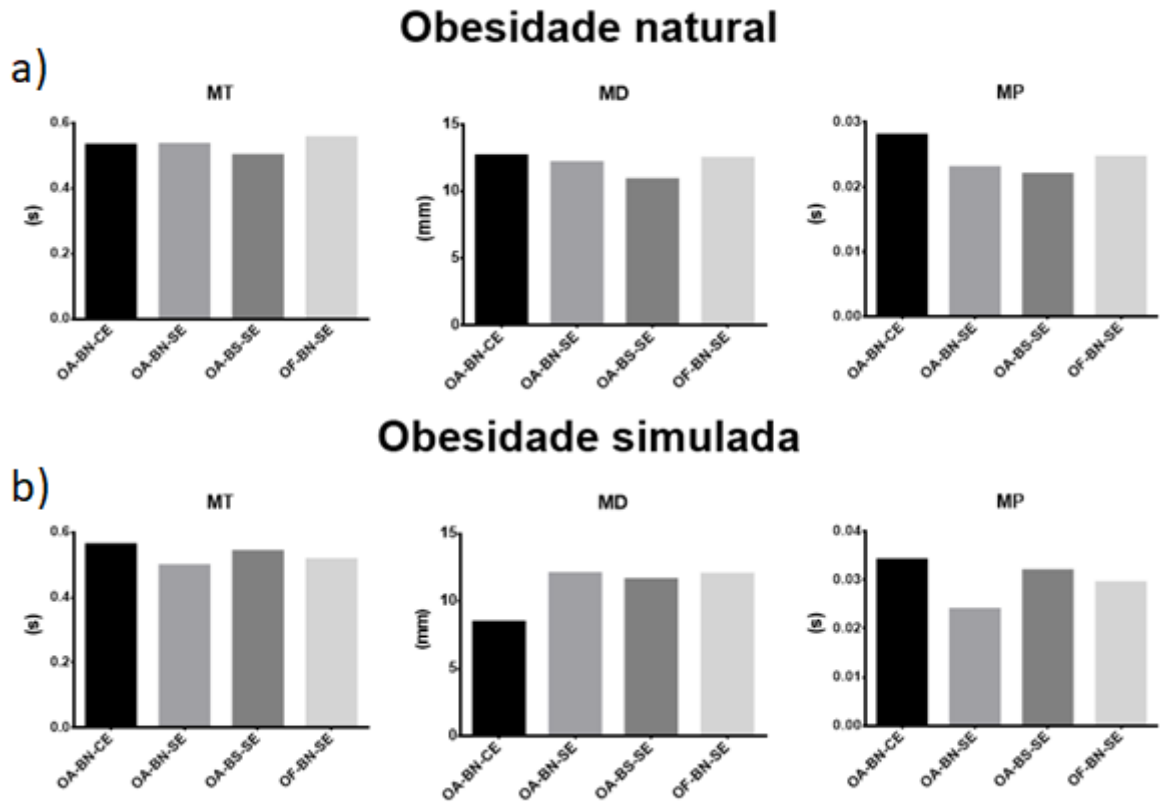
As Figuras 12 e 13 apresentam as variáveis da análise SDC (MT, MD e MP) em cada uma das condições experimentais, nas condições de normopeso natural e simulado (Figura 12), e obesidade natural e simulada (Figura 13).

Figura 12 – Gráficos da *Sway density curve* nas tarefas de olho aberto, base bipodal, com espuma (OA-BN-CE), olho aberto, base bipodal, sem espuma (OA-BN-SE), olho aberto, base *semi tandem*, sem espuma (OA-BS-SE) e olho fechado, base bipodal, sem espuma (OF-BN-SE)



Fonte: acervo próprio

Figura 13 – Gráficos da *Sway density curve* nas tarefas de olho aberto, base bipodal, com espuma (OA-BN-CE), olho aberto, base bipodal, sem espuma (OA-BN-SE), olho aberto, base *semi tandem*, sem espuma (OA-BS-SE) e olho fechado, base bipodal, sem espuma (OF-BN-SE)

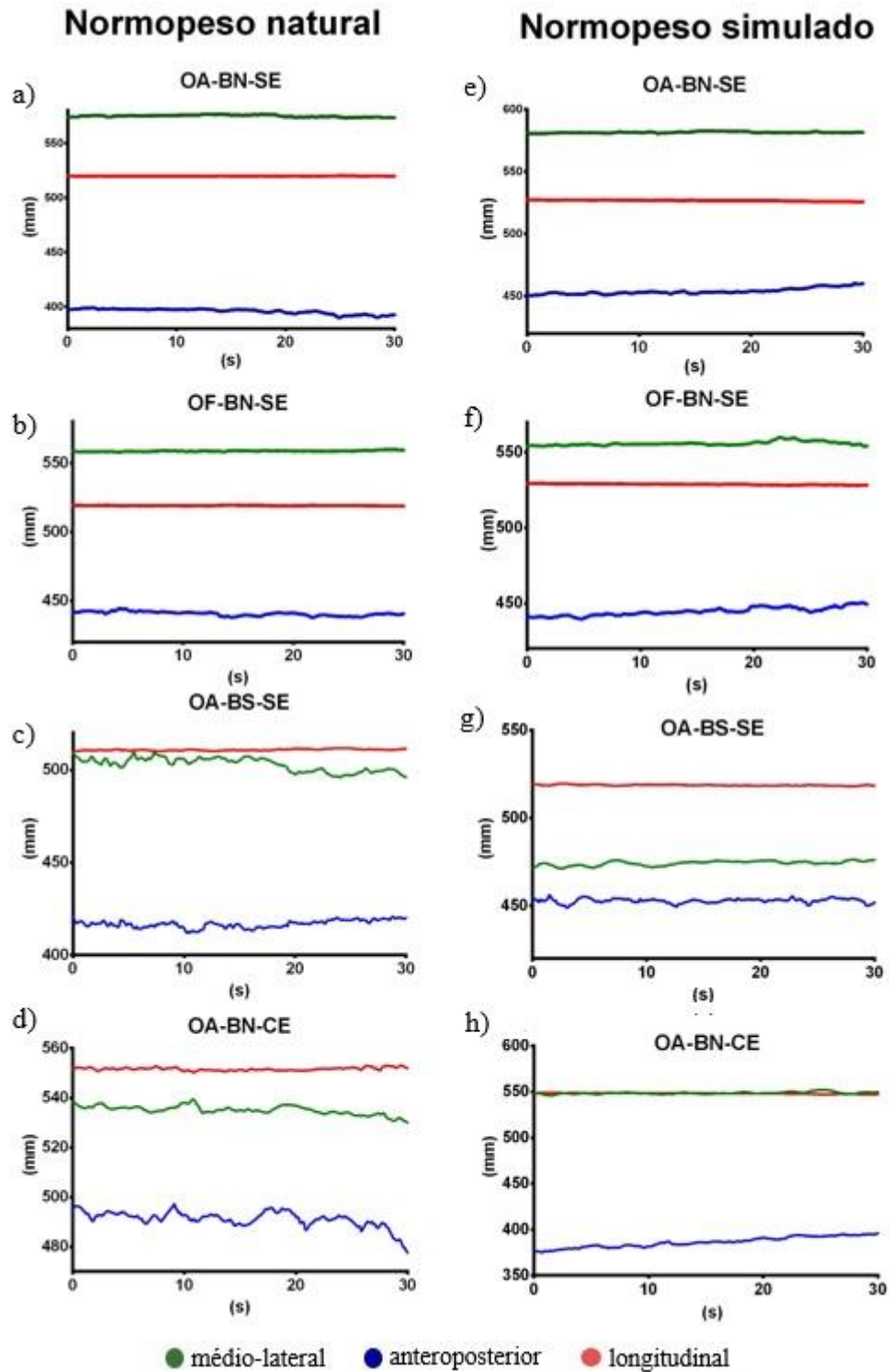


Fonte: acervo próprio

3.2.3 Posicionamento do marcador

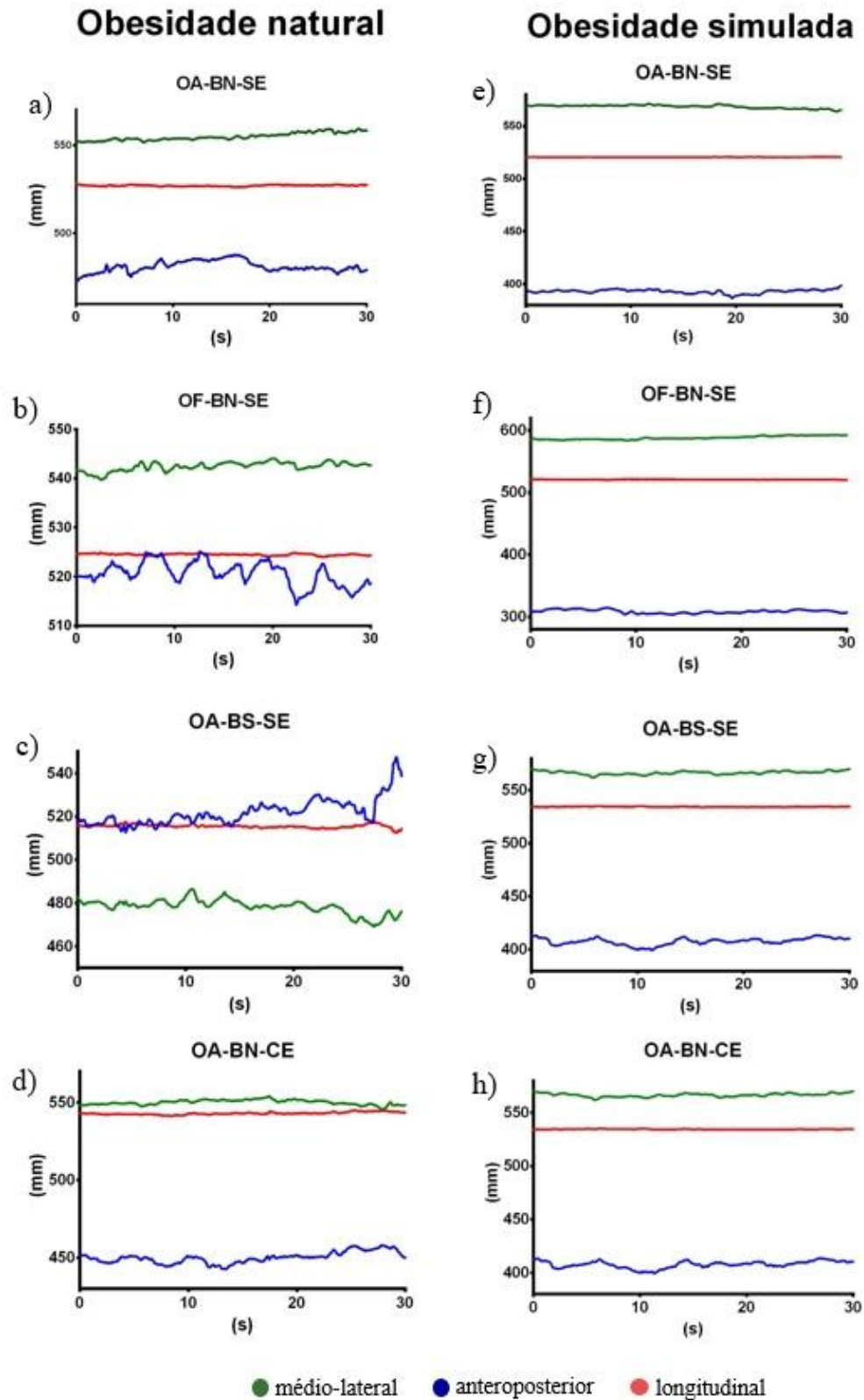
As Figuras 14 e 15 apresentam o posicionamento do marcador do joelho em cada uma das condições experimentais, nas situações de normopeso natural e simulado (Figura 14), e obesidade natural e simulada (Figura 15).

Figura 14 – Gráficos do posicionamento do marcador do joelho direito nas tarefas de olho aberto, base bipodal, com espuma (OA-BN-CE), olho aberto, base bipodal, sem espuma (OA-BN-SE), olho aberto, base *semi tandem*, sem espuma (OA-BS-SE) e olho fechado, base bipodal, sem espuma (OF-BN-SE)



Fonte: acervo próprio.

Figura 15 – Gráficos do posicionamento do marcador do joelho direito nas tarefas de olho aberto, base bipodal, com espuma (OA-BN-CE), olho aberto, base bipodal, sem espuma (OA-BN-SE), olho aberto, base *semi tandem*, sem espuma (OA-BS-SE) e olho fechado, base bipodal, sem espuma (OF-BN-SE)



Fonte: acervo próprio.

4. DISCUSSÃO

O desenvolvimento deste trabalho teve origem na indagação de que a experiência na condição de obesidade pode ser um fator importante para explicar a piora do controle postural observado em pessoas obesas, e que essa piora não é simplesmente resultado de alterações antropométricas e mecânicas. Dessa forma, o presente estudo teve por objetivo a) o desenvolvimento de um protocolo de avaliação que permitisse criar uma situação simulada da condição de obesidade em indivíduos normopesos e uma condição de não-obesidade em indivíduos obesos; e b) a aplicação deste protocolo. Neste sentido, o desenvolvimento dos sistemas de adição de massa e de suspensão de massa proposto foi eficaz em simular a condição de obesidade em uma pessoa normopesa e a condição de normopeso em uma pessoa obesa, e este protocolo pôde ser aplicado em adultos jovens.

A estratégia em manipular o peso corporal, através da adição de massa, vem sendo utilizada para diferentes propósitos, como a investigação dos mecanismos de controle postural e estratégias de ajustes posturais antecipatórios ((ARUIN; SHIRATORI; LATASH, 2001; GODOI; BARELA, 2002; LATASH et al., 1995; QU; NUSSBAUM, 2009). Além disso, é possível observar que o desenvolvimento motor pode ser afetado a partir da concentração de massa durante o crescimento (THELEN; FISHER; RIDLEYJAHNSON, 1984).

Portanto, o sistema de adição de massa foi desenvolvido observando que a concentração de massa em uma pessoa obesa acontece, principalmente, na região do tronco e abdômen, fazendo com que o centro de massa seja projetado na direção anterior e mais próxima ao solo, conforme descrito por Corbeil et al. (2001). Assim, a primeira estratégia para adicionar massa nesse local foi a utilização de um colete de massa. Entretanto, como a diferença de massa entre uma pessoa obesa e normopesa é alta, somente o colete não foi suficiente. Assim, foram necessárias outras estratégias para atingir esse valor. Utilizou-se, portanto, além do colete, esferas de chumbo na lateral do tronco e na região anterior, mimetizando a silhueta de uma pessoa obesa.

Outro fator importante a ser observado é que, diferentemente dos estudos que utilizaram a estratégia de adição de massa citados acima, a quantidade de massa adicionada no voluntário normopeso para criar a situação de obesidade simulada foi mais alta (43,5% do peso corporal). Essa alta quantidade de massa fez com que o voluntário sinalizasse dor e desconforto na região dos ombros e lombar, em períodos longos de coleta de dados.

O desenvolvimento do sistema de suspensão de carga foi baseado em estudos que utilizaram essa estratégia para, principalmente, permitir que pacientes com doenças neurológicas pudessem realizar as tarefas do programa de intervenção (MATTERN-BAXTER, 2009). A princípio, suspender uma determinada massa utilizando um motor é bem simples. Entretanto, como neste estudo a quantidade de carga depende das massas dos participantes e existe a necessidade de ajustar a quantidade de massa a ser suspensa durante a realização das condições experimentais, foi necessária a implementação de uma célula de carga, para que fosse obtido um *feedback* em tempo real, permitindo o controle e ajuste da quantidade de massa suspensa.

Durante a implementação do sistema de suspensão de massa, observou-se que a realização da suspensão com apenas o colete preso ao tronco criava um desconforto ao voluntário e limitava sua movimentação, o que descaracterizava a condição a ser investigada. Para isso, utilizaram-se outros dois pontos de apoio em cada uma das coxas que se conectavam ao colete. Isso permitiu ao participante uma melhor sensação de mobilidade e diminuição do desconforto.

Junto aos componentes mecânicos, implementaram-se também componentes eletrônicos para possibilitar um processo de automatização de suspensão de carga, que não precisasse da atuação de um avaliador. Esse processo automatizado permitirá que se utilize a suspensão parcial de massa em tarefas dinâmicas (como caminhar, levantar-se da cadeira etc.), uma vez que o ajuste acontecerá de maneira muito mais rápida e precisa. Isso será possível através da utilização de uma placa de Arduino, que receberá as informações da célula de carga e acionará o motor para suspender somente a carga desejada durante as tarefas.

Em concordância com literatura atual (VENEROSO; SEGUNDO; GODOI, 2021), os resultados mostram que as diferentes condições de visão, base de apoio e superfície influenciam nas variáveis globais e estruturais calculadas a partir dos dados da plataforma de força. Em relação às variáveis globais, os resultados demonstram que tarefas de maior complexidade (base de apoio *semi tandem*) resultam em maiores alterações posturais em comparação a tarefas mais simples (base de apoio natural e superfície rígida), conforme ilustrado nas Figuras 10a, 10b e 11b. Em relação às variáveis estruturais, é possível notar que a mudança na dificuldade das tarefas gerou pouca alteração no resultado das variáveis MT e MP mas, para a variável MD na condição de normopeso natural (Figura 12a), verificaram-se maiores valores nas tarefas mais complexas (OA-BN-CE e OA-BS-SE) em comparação à tarefa mais simples (OA-BN-SE).

Esses resultados indicam maiores amplitudes de torque necessárias para a manutenção da posição em pé nas tarefas mais complexas.

De maneira análoga aos resultados das variáveis globais provenientes dos dados da plataforma de força, observou-se comportamento similar nos dados provenientes do sistema de análise de movimento VICON. Ao observar o deslocamento do marcador do joelho, nota-se uma maior perturbação do controle postural nas tarefas mais complexas (OA-BS-SE e OA-BN-CE) em comparação às tarefas mais simples (OA-BN-SE e OF-BN-SE), conforme pode ser observado nas Figuras 14 e 15.

Em relação às comparações entre as condições de manipulação de peso corporal, os resultados obtidos revelaram aspectos interessantes. Ao se comparar a situação de normopeso natural e simulado, algumas diferenças são observadas. Para as variáveis globais (Figuras 10a e 10b), é possível observar um comportamento semelhante entre elas; entretanto, a magnitude de variação entre essas análises foi maior para a situação simulada, indicando uma maior perturbação do controle postural nesta situação. Isso pode indicar que alterações simplesmente na massa, não necessariamente implicam os mesmos resultados observados em um sujeito normopeso natural.

Para as variáveis estruturais (Figuras 12a e 12b), pode-se observar uma discrepância grande para os valores da variável MD. É provável que isso seja resultado da estratégia utilizada para suspender a massa, que parece ter limitado a movimentação do voluntário, implicando em valores de MD discrepantes dos observados na literatura (VENEROSO; SEGUNDO; GODOI, 2021; VIEIRA et al., 2015). Em relação ao posicionamento do marcador do joelho direito observa-se que para as condições mais simples (base natural, sem espuma) houve pouca variação durante o período de coleta (Figuras 14a, 14b, 14e, 14f). Entretanto, nas tarefas mais complexas (*semi tandem*, com espuma) é possível notar diferenças entre as condições natural e simulada (Figura 14c, 14d, 14g e 14h), o que reforça uma provável limitação do sistema de suspensão de carga, que restringe parcialmente a movimentação do sujeito. Essa restrição mecânica teria limitado a variação do posicionamento do marcador do joelho nas tarefas mais simples, mas, nas tarefas mais complexas, a instabilidade parece ter sido tão grande que, mesmo com a restrição mecânica imposta pelo sistema de suspensão parcial de massa, a variação do posicionamento do marcador do joelho foi observada.

Em relação à comparação entre as situações de obesidade natural e simulada, também foram observadas diferenças nas variáveis analisadas no presente estudo. Para as variáveis

globais (Figuras 11a e 11b), é possível notar que a obesidade natural tem um comportamento semelhante em todas as tarefas, mas a obesidade simulada é influenciada pela complexidade da tarefa realizada. Outro ponto interessante é que a magnitude de variação é menor para a condição de obesidade simulada em comparação com a obesidade natural e isso pode ter sido uma estratégia de rigidez utilizada para conseguir manter o equilíbrio durante a realização das tarefas. Esta estratégia de rigidez postural teoricamente pode ter sido utilizada para diminuir os graus de liberdade durante a realização da tarefa, semelhante ao que é observado em outras populações com déficit de controle postural, como crianças com síndrome de *Down* (p.ex., PENA et al, 2019; WANG; LONG; LIU, 2012) e pessoas idosas (AGUIAR et al., 2019). Para as variáveis estruturais, o comportamento e variação dos resultados foram semelhantes nas duas condições, natural e simulada (Figuras 13a e 13b).

Por fim, para o posicionamento do marcador do joelho direito, verificou-se que existe uma grande variação da posição desse marcador, independentemente da complexidade da tarefa, durante a situação de obesidade natural (Figuras 15a, 15b, 15c, 15d). Entretanto, isso não é observado para a situação de obesidade simulada. Isso pode ser interpretado, como já mencionado acima, como uma estratégia de adaptação utilizada para lidar com o aumento expressivo de massa que foi adicionada no sujeito normopeso.

Essas diferenças observadas entre as condições de normopeso natural e simulado e de obesidade natural e simulada são interessantes, pois sugerem que a influência da obesidade sobre o controle postural pode não se resumir meramente à mudança da geometria corporal e da consequente alteração da demanda mecânica envolvida em função do excesso de peso, mas também ser explicada por outros fatores.

4.1 Limitações do estudo

A primeira limitação do estudo diz respeito à possível interferência de movimentação que o sistema de suspensão de carga pode ter causado. Essa interferência pode ter limitado a movimentação do sujeito durante a tarefa, prejudicando uma naturalidade em desempenhar a tarefa proposta. Além do sistema de suspensão de carga, outro fator importante está na maneira em como foi realizada a adição de massa. Conforme discutido, o voluntário relatou dor no ombro e lombar, o que pode ter influenciado no desempenho da tarefa proposta.

Em relação a interpretação dos resultados, é preciso cautela, pois o protocolo foi aplicado em apenas dois sujeitos. Assim, características intrínsecas de cada um dos sujeitos podem ter influenciado no desempenho das tarefas propostas, independentemente de terem sido recrutados sujeitos de idade, estatura e nível de atividade física próximos. Neste sentido, é imprescindível que a aplicação deste protocolo deva ser realizada em um número maior de voluntários, tanto para aprimorar o próprio protocolo, como para coletar um conjunto de dados mais robusto.

Vale ressaltar que o objetivo inicial deste estudo era o desenvolvimento e a aplicação do protocolo proposto em dois grupos de sujeitos e observar os resultados a partir da média desses grupos. Entretanto, em função principalmente da pandemia e das limitações sanitárias durante o período, não foi possível trabalhar na maneira desejada.

5. CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados pelo estudo, é possível concluir que houve êxito em desenvolver um protocolo para a criação de uma situação de obesidade simulada e de uma situação de normopeso simulada. Além disso, foi possível a aplicação desse protocolo e observar o comportamento dos indivíduos nas situações naturais e simuladas.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como o objetivo primário deste trabalho foi o desenvolvimento do protocolo para a criação das condições de simulação de obesidade e normopeso, a continuidade sugerida é que sua aplicação seja realizada em um maior número de voluntários, pois somente assim será possível um conjunto de dados com maior representatividade populacional, permitindo inferências estatísticas.

O protocolo de adição de massa deve ser revisto, uma vez que o voluntário do projeto relatou dor e desconforto na região dos ombros e da lombar. É preciso, portanto, melhorar o conforto desse sistema e aprimorar o processo de coleta para que o voluntário seja exposto à adição de peso por um menor período. Conforme discutido durante o trabalho, existe a necessidade de rever o sistema de suspensão de carga, uma vez que seu funcionamento pode ter limitado parcialmente a movimentação do voluntário durante a realização da tarefa.

Em relação ao sistema de suspensão de carga, a conclusão do desenvolvimento da automatização possibilitará a utilização deste protocolo para a avaliação do controle postural em tarefas dinâmicas. Além disso, com o objetivo de compreender melhor os ajustes durante essas tarefas, a utilização do modelo *full body* do VICON pode ser interessante, já que, através dele, é possível compreender o funcionamento de todo o corpo e não somente dos membros inferiores.

REFERÊNCIAS

- AGUIAR, S.A. et al. Effects of saccadic eye movements on postural control in older adults. **Psychology & Neuroscience**, v.8, p.19-27, 2015.
- ALLISON, L.K.; KIEMEL, T.; JEKA, J.J. Multisensory reweighting of vision and touch is intact in healthy and fall-prone older adults. **Experimental Brain Research**, v.175, p.342-352, 2006.
- ARUIN, A.S.; SHIRATORI, T.; LATASH, M.L. The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. **Experimental Brain Research**, v.138, n.4, p.458-466, 2001.
- BAIR, W-N. et al. Development of multisensory reweighting for posture control in children. **Experimental Brain Research**, v. 183, n. 4, p. 435-446, 2007.
- BARELA, J.A. Development of postural control: the coupling between somatosensory information and body sway. 1997. These (Doctor of Philosophy) - College Park, University of Maryland, Maryland, 1997.
- BARELA, J.A. Exploração e seleção definem o curso de desenvolvimento motor. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v.20, n.5, p.111-113, 2006.
- BARATTO, L. et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor Control**, v.6, p.246-270, 2002.
- BLASZCZYK, J.W. et al. Effects of excessive body weight on postural control. **Journal of Biomechanics**, v.42, p.1295-1300, 2009.
- BRAY, G.A. Medical consequences of obesity. **The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism**, v.89, n.6, p.2583-2589, 2004.
- CARNEIRO, G. et al. Influência da distribuição da gordura corporal sobre a prevalência de hipertensão arterial e outros fatores de risco cardiovascular em indivíduos obesos. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 49, n.3, p. 306-311, 2003.
- CARPENTER, K.M. et al. Relationships between obesity and DSM, IV major depressive disorder, suicide ideation, and suicide attempts: results from a general population study. **American Journal of Public Health**, v. 90, p. 251-257, 2000.
- CASAGRANDE, M.C.; GONÇALVES, M.L.B.; GODOI, D. Efeito da obesidade sobre o controle postural de crianças de 8 anos. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v.8, n.1, supl. p.140, 2014.
- CHIANG, J.H.; WU, G. The Influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. **Gait and Posture**, v.5, p.239-245, 1997.

- CLARK, J. On The Problem of motor skill development. **Journal of Physical Education, Recreation & Dance**, v.78, n.5, p.39-44, 2007.
- CORBEIL, P. et al. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.9, n.2, p.126-136, 2001.
- CRÉMIEUX, J.; DUPUI, P.; ISABLEU, B.; OHLMANN, T. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. **Neuroscience Letters**, v. 267, n.189-192, 1999.
- D'HONDT, E. et al. Postural balance under normal and altered sensory conditions in normal-weight and overweight children. **Clinical Biomechanics**, v.26, p.84-89, 2011.
- DUTIL, M. et al. The Impact of obesity on balance control community-dwelling older woman. **Age**, v.35, p.883-890, 2013.
- FIGURA, F. et al. Assessment of static balance in children. **The Journal of Sport Medicine and Physical Fitness**, Turin, v.31, n.2, p.235-242, 1991.
- FITZPATRICK, R.; MCCLOSKEY, D.I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **Journal of Physiology**, v.478, n.1, p.173-186, 1994.
- GHEZ, C. Posture. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. (Ed.). **Principles of neural science**. New York: Elsevier, 1991.p.596-607.
- GODOI, D.; BARELA, J.A. Mecanismos de ajustes posturais feedback e feedforward em idosos. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 23, p. 9-22, 2002.
- GODOI, D.; BARELA, J.A. Body sway and sensory motor coupling adaptation in children: effects of distance manipulation. **Developmental Psychobiology**, v.50, p.77-87, 2008.
- GODOI, D.; BARELA, J.A. Optical flow structure effects in children's postural control. **Plos One**, v. 11, June, 2016.
- GODOI JACOMASSI, D. Relatório científico III: demanda mecânica alterada versus experiência sensoriomotora diferente: o que realmente influencia na estabilidade postural de obesos? Projeto Regular FAPESP, 2020. (Processo #2017-17104-4).
- GOLOMER, E. et al. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. **Neuroscience Letters**, v. 267, n.189-192, 1999a.
- GOLOMER, E. et al. The Contribution of vision in dynamic spontaneous sways of male classical dancers according to student or professional level. **Journal of Physiology**, v. 93, p.233-237, 1999b.

GONÇALVES, M.L.B.; CONCEIÇÃO, A.L.; GODOI, D. Controle postural e habilidades motoras em crianças de 6 anos: efeitos da obesidade. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v.10, n.1. supl, p.119, 2016.

HALL, S. Biomecânica básica. 5ª Edição. Rio de Janeiro: **Guanabara Koogan**, 2005.

HILLS, A.P. et al. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. **International Journal of Obesity**, v.25, p.1674-1679, 2001.

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L.B.; SHERPHERD, J.T. (Ed.) Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts. New York: **Oxford American Physiological Society**, 1996.

HUE, O. et al. Body weight is strong predictor of postural stability. **Gait and Posture**, v.26, p.32-38, 2007.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Pesquisa de orçamentos familiares 2008 - 2009**. Antropometria e estado nutricional de crianças, adolescentes e adultos no Brasil. Rio de Janeiro: IBGE, 2010.

JACONO, Marco; CASADIO, Maura; MORASSO, Pietro G.; SANGUINETI, Vittorio. The Sway-Density Curve and the Underlying Postural Stabilization Process. **Motor Control**, jul. 2004. Human Kinetics.

KING, A.C. et al. Obesity, mechanical and strength relationships to postural control in adolescence. **Gait and Posture**, v.35, p.261-265, 2012.

LATASH, M.L. et al. Anticipatory postural adjustments during self-inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v.58, p.326-334, 1995.

LI, X.; ARUIN, A.S. The Effect of changes in body mass distribution on feed-forward postural control: a pilot study. In: IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY ANNUAL CONFERENCE, 27., Shanghai, 2005. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2005. p.7444-7447.

MAFFIULETTI, N.A. et al. Postural instability of extremely obese individuals improves after a body weight reduction program entailing specific balance training. **Journal of Endocrinological Investigation**, v.28, p.2-7, 2005.

MATRANGOLA, S.L. et al. Changes in body segment inertial parameters of obese individuals with weight loss. **Journal of Biomechanics**, v.41, n.15, p.3278-3281, 2008.

MATTERN-BAXTER, K. Effects of partial body weight supported treadmill training on children with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v.21, p.12-22, 2009.

MCGRAW, B. et al. Gait and postural stability in obese and non obese prepubertal boys. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.81, p.484-489, 2000.

- MELO, C.C.; CELESTINI, V.M.; GODOI, D. Educação física escolar e informações sensoriais em crianças. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v.10, n.1, supl., p.184, 2016.
- MELZER, I.; ODDSSON, L.I.E. Altered characteristics of balance control in obese older adults. **Obesity Research & Clinical Practice**, v.10, n.2, p.151-158, 2016.
- NAGY, E. et al. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. **European Journal of Applied Physiology**, v.92, p.407-413, 2004.
- NASHNER, L.M. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A.L.; LUSCHEI, E.S. (Ed.) **Motor coordination**. New York: Plenum Press, 1981. p.527-565.
- OIE, K.S.; KIEMEL, T.; JEKA, J.J. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. **Cognitive Brain Research**, v.14, n.1, p.164-176, 2002.
- OLIVEIRA, O.G. **Obesidade infantil: efeitos na tarefa do sentado para de pé**. 2014. Monografia (Licenciatura em Educação Física) – Departamento de Educação Física e Motricidade Humana, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2014.
- OLIVEIRA, M.L.; SANTOS, L.M.P.; SILVA, E.N. Direct Healthcare cost of obesity in Brazil: an application of the cost-of-illness method from the perspective of the public health system in 2011. **Plos One**, v.10, n.4, 2015.
- PATEL, M. et al. The Effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. **Gait and Posture**, v.28, p.649-656, 2008.
- PENA, et al. Dual-task effects on postural sway during sit-to-stand movement in children with Down syndrome. **Journal Of Intellectual Disability Research**, jan. 2019. Wiley.
- PETERKA, R.J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, p.1097-1118, 2002.
- POLASTRI, P.F. et al. Dynamics of inter-modality re-weighting during human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 223, n. 1, p. 99-108, 2012.
- POLASTRI, P.F.; BARELA, J.A. Adaptive visual re-weighting in children's postural control. **Plos One**, v. 8, n. 12, 2013.
- PRIETO, T.E. et al. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 43, n. 9, p. 956-966, 1996.
- RINALDI, N.M.; POLASTRI, P.F.; BARELA, J.A. Age-related changes in postural control sensory reweighting. **Neuroscience Letters**, v. 467, n. 3, p. 225-229, 2009.

QU, X.; NUSSBAUM, M.A. Effects of external loads on balance control during upright stance: experimental results and model-based predictions. **Gait & Posture**, v. 29, n. 1, p. 23-30, jan. 2009.

SCHÖNER, G. Dynamic theory of action-perception patterns: the "moving room" paradigm. **Biological Cybernetics**, v.64, n.6, p.455-462, 1991.

STREEPEY, J.W.; ANGULO-KINZLER, R.M. The Role of task difficult in the control of dynamic balance in children and adults. **Human Movement Science**, v.21, n.4, p.423-438, 2002.

TEASDALE, N. et al. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. **International Journal of Obesity**, v.31, p.153-160, 2007.

TAGUCHI, K.; TADA, C. Change of body sway with growth of children. In: AMBLARD, B.; BERTHOZ, A.; CLARAC, F. (Ed.) **Posture and gait: development, adaptation and modulation**. Oxford: Excerpta Medica, 1988. p.59-65.

THELEN, E.; FISHER, D.M.; RIDLEY-JOHNSON, R. The Relationship between physical growth and a newborn reflex. **Infant Behavior and Development**, v.7, p.479-493, 1984.

THOMPSON, D.; WOLF, A.M. The Medical-care cost burden of obesity. **Obesity Reviews**, v. 2, n. 3, p.189-197, ago. 2001.

VENEROSO, A.F.V.; SEGUNDO, P.W.; GODOI, D. Underlying physiological and biomechanical mechanisms related to postural control of Parkour practitioners: a pilot study. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v.15, n.2, 2021.

VIEIRA, M.F. et al. Effects of four days hiking on postural control. **Plos One**, V.10, APR. 2015.

VIEIRA, et al. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, dez. 2009. Elsevier BV.

WANG, H.; LONG, I.; LIU, M. Relationships between task-oriented postural control and motor ability in children and adolescents with Down syndrome. **Research in Developmental Disabilities**, v.33, p.1792-1798, 2012.

WEARING, S.C. et al. The Biomechanics of restricted movement in adult obesity. **Obesity Reviews**, v.7, p.13-24, 2006.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Obesity and overweight. Fact sheet n. 311. Disponível em: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en>. Acesso em: 6 maio 2016a.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Obesity (body mass index ≥ 30) (age-standardized estimate). Data by country. Disponível em: <https://apps.who.int/gho/data/node.main.A900A?lang=en>. Acesso em: 6 maio 2016b.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. What is obesity and overweight? Disponível em: http://www.who.int/dietphysicalactivity/childhood_what/en/. Acesso em: 2 ago. 2017.

WOLIN, K. Y.; CARSON, K.; COLDITZ, G. A. Obesity and cancer. **The Oncologist**, v. 15, n. 6, p.556-565, May 2010.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UFSCAR - UNIVERSIDADE
FEDERAL DE SÃO CARLOS

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: EFEITO DA MANIPULAÇÃO DO PESO CORPORAL SOBRE O CONTROLE

Pesquisador: Daniela Godoi Jacomassi

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 56252716.4.0000.5504

Instituição Proponente: Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.635.792

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO CARLOS, 14 de Julho de 2016

Assinado por:
Ricardo Carneiro Borra
(Coordenador)

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Telefone: (16)3351-9683

Município: SAO CARLOS

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br