



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA – UNISUAM
Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação
Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

**EQUILÍBRIO POSTURAL E FUNÇÃO MUSCULAR PERIFÉRICA
EM IDOSOS COM ACROMEGALIA**

TELASSIN DA SILVA HOMEM

Rio de Janeiro

2016



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA – UNISUAM
Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação
Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

**EQUILÍBRIO POSTURAL E FUNÇÃO MUSCULAR PERIFÉRICA
EM IDOSOS COM ACROMEGALIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta como requisito parcial para obtenção do título de Mestre na linha de pesquisa: Análise Funcional e Abordagem Terapêutica.

Orientador: Prof. Dr. Agnaldo José Lopes
Co-orientador: Prof. Dr. Fernando Silva Guimarães

Rio de Janeiro

2016

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas UNISUAM

616.47 Homem, Telassin da Silva
H765e Equilíbrio postural e função muscular periférica em idosos com acromegalia /
Telassin da Silva Homem - Rio de Janeiro, 2016.
107 p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário
Augusto Motta, 2016.

1. Acromegalia. 2. Idosos. 3. Equilíbrio postural. 4. Força muscular. 5. Risco
de queda. I. Título.

CDD 22. ed.

EQUILÍBRIO POSTURAL E FUNÇÃO MUSCULAR PERIFÉRICA EM IDOSOS COM ACROMEGALIA

TELASSIN DA SILVA HOMEM

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta como requisito parcial para obtenção do título de Mestre na linha de pesquisa: Análise Funcional e Abordagem Terapêutica.

Data da aprovação: _____

BANCA EXAMINADORA

Orientador: _____

Prof. Dr. AGNALDO JOSÉ LOPES
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Membro: _____

Prof. Dr. FERNANDO SILVA GUIMARÃES
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Membro: _____

Prof. Dr. ARTHUR DE SÁ FERREIRA
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Membro: _____

Prof. Dr. LEANDRO KASUKI JOMORI DE PINHO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

DEDICATÓRIA

À Deus, por me direcionar a este caminho e iluminar durante toda a jornada. Obrigada pela sabedoria, força e determinação.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Luiz Célio da Silva Homem e Elisenda Franco da Silva Homem, que não só neste momento mas em toda minha vida, estiveram ao meu lado fornecendo com dedicação e compreensão, incentivo para a concretização dos meus sonhos.

Aos meus filhos Luiz Antonio Homem Almeida e João Victor Homem Almeida, por compreenderem as inúmeras vezes que precisei estar ausente. Pelo amor ilimitado e respeito às minhas escolhas.

Ao meu amigo e pai de meus filhos, Antonio de Almeida, que com paciência me auxiliou em todos os momentos desse percurso.

Dedico especial agradecimento a meu orientador Dr. Agnaldo José Lopes, que de forma sábia dirigiu meus passos, compreendendo e aperfeiçoando sempre. Obrigada pela dedicação na busca de minha vitória e conquista de meu ideal.

Ao meu co-orientador Professor Dr. Fernando Silva Guimarães, pelo norte e senso crítico dispensado ao meu trabalho.

Aos professores Arthur de Sá Ferreira e Leandro Kasuki, que me incentivaram a reescrever este trabalho na tentativa de torná-lo cada vez melhor.

Ao professor Thiago Lemos, com quem aprendi a prática do dia-a-dia de trabalho.

À todo o corpo docente do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da UNISUAM, por facilitarem meu aprendizado através de seus conhecimentos.

Às mestrandas Tatiana Rafaela de Lemos Lima e Paula Britto, pelo auxílio em várias etapas do estudo.

Agradeço ao mestre Maurício dos Santos Soares, que com dedicação auxiliou no processo avaliativo dos pacientes.

À todos os pacientes e voluntários que participaram da pesquisa. Em especial, agradeço à dona Wanda e senhor Adilson, pelo carinho e disponibilidade sempre.

À minha chefe Adriana Gomes, que permitiu a adequação dos meus horários ao Mestrado, mesmo quando minha presença fazia-se importante no ambiente de trabalho. Enfim, meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que de alguma forma doaram um pouco de si para que a conclusão deste trabalho se tornasse possível.

RESUMO

Introdução: Acromegalia é uma doença endócrina rara que se caracteriza por elevados níveis hormonais de hormônio do crescimento (GH) e fator de crescimento semelhante à insulina tipo I (IGF-I), o que contribui para sua evolução sistêmica com crescimento exagerado de extremidades e tecidos moles, além de músculos funcionalmente mais fracos. Os avanços ocorridos no tratamento da acromegalia nas últimas décadas estão progressivamente levando a um aumento na taxa de sobrevida desses pacientes. Com isso, tem ocorrido uma crescente preocupação acerca do acompanhamento fisioterapêutico adequado à medida que os acromegálicos envelhecem. **Objetivos:** Avaliar o equilíbrio postural estático e dinâmico de idosos portadores de acromegalia e compará-los com idosos saudáveis. Como objetivos específicos, buscou-se: (1) avaliar o equilíbrio estático e dinâmico do idoso acromegálico através da escala de Berg, teste *Dynamic Gait Index (DGI)*, teste *Timed up and Go (TUG)* e escala de Tinetti; (2) avaliar a integridade e o nível de atividade física do idoso acromegálico através dos questionários *Lower Extremity Functional Scale (LEFS)*, *Falls Efficacy Scale (FES-I)* e *International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)*; (3) avaliar a função muscular periféricos do idoso acromegálico através do *handgrip* e da dinamometria isocinética do joelho; e (4) comparar o idoso acromegálico com o idoso saudável em relação ao equilíbrio postural, *handgrip* e dinamometria isocinética do joelho. **Métodos:** Dezesete acromegálicos idosos e vinte controles pareados por sexo, idade, peso, altura e índice de massa corporal foram submetidos ao teste de equilíbrio estático em plataforma de força nas posturas olhos abertos / base aberta e olhos fechados / base fechada, além do equilíbrio dinâmico e avaliação da função muscular periférica através do *handgrip* e dinamometria isocinética. **Resultados:** Em relação aos controles saudáveis, os idosos acromegálicos apresentaram menores valores para quase todos os parâmetros avaliados com diferença significativa no pico de torque em extensão à 240°/s ($P = 0,028$), máxima repetição do trabalho em extensão à 240°/s ($P = 0,034$) e trabalho total em extensão à 240°/s ($P = 0,013$). Na plataforma de força, apresentaram valores maiores na postura olhos fechados / base fechada, quando comparada à postura olhos abertos / base aberta. O grupo de idosos acromegálicos apresentou maiores valores estabilométricos nas seguintes variáveis: deslocamento médio-lateral com olhos abertos / base aberta ($P = 0,017$), e deslocamento médio-lateral com olhos fechados / base fechada ($P = 0,028$). Houve diferenças significantes entre os pacientes e os controles em várias escalas de equilíbrio e marcha. **Conclusão:** Acromegálicos idosos apresentam instabilidade lateral, que prejudica o balanço corporal e aumenta os riscos de queda. Há uma maior propensão à fadiga muscular nesses pacientes. Esses dados salientam a importância dessas avaliações na prática clínica.

Palavras-chave: Acromegalia. Idoso. Equilíbrio postural. Força muscular. Risco de queda.

ABSTRACT

Introduction: Acromegaly is a rare endocrine disorder characterized by elevated hormone levels of growth hormone (GH) and insulin-like growth factor I (IGF-I), which contributes to its systemic evolution with overgrowth of the soft tissue and functionally weaker muscles. Advances in the treatment for acromegaly in recent decades are gradually leading to an increase in the survival rate of these patients. Thus, there has been a growing concern about the appropriate physical therapy monitoring as the acromegaly age. **Objectives:** To evaluate static and dynamic postural balance in elderly patients with acromegaly and compare them with healthy elderly. The specific objectives are: (1) to evaluate the static and dynamic balance of acromegaly elderly through the Berg scale, Dynamic Gait Index test (DGI), Timed up and GO test (TUG), and Tinetti scale; (2) to evaluate the integrity and level of physical activity of acromegaly elderly through Lower Extremity Functional Scale (LEFS) questionnaire, Falls Efficacy Scale (FES-I), and International Physical Activity Questionnaire (IPAQ); (3) to evaluate the peripheral muscle function of acromegaly elderly through the handgrip and isokinetic knee strength; and (4) to compare the postural balance, handgrip and isokinetic knee strength of the elderly acromegalics with the control group. **Methods:** Seventeen elderly acromegalics and twenty controls matched for sex, age, weight, height and body mass index were subjected to test of static balance using force platform in two different positions: feet apart, eyes open and feet together, eyes closed, beyond the dynamic balance and assessment of peripheral muscle function through the handgrip and knee isokinetic dynamometer. **Results:** Compared to healthy controls, elderly acromegalics had lower values for almost all parameters with significant differences in peak torque in extension at 240°/s ($P = 0.028$), maximum repetition of the total work in extension at 240°/s ($P = 0.034$), and total work in extension at 240°/s ($P = 0.013$). On the force platform, they showed higher values in the posture feet together, eyes closed compared to posture feet apart, eyes open. The group of elderly acromegalics showed higher stabilometric values in the parameters medial-lateral range with feet apart, eyes open ($P = 0.017$), and medial-lateral range with feet together, eyes closed ($P = 0.028$). There were significant differences between patients and controls in various balance scales and gait. **Conclusion:** Elderly acromegalics have lateral instability, which impairs the body balance and increase the risk of falls. There is a propensity for muscle fatigue in these patients. These data underline the importance of these assessments in clinical practice.

Keywords: Acromegaly. Aged. Postural balance. Muscle strength. Risk for falls.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AVD	Atividades de vida diária
BoS	Área da base de suporte
CEFAN	Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CoM	Centro de massa do corpo
CoP	Centro de pressão
DGI	<i>Dynamic Gait Index</i>
DP	Desvio-padrão
FES	<i>Falls Efficacy Scale</i>
FMP	Força muscular periférica
GH	Hormônio do crescimento (<i>Growth hormone</i>)
GHRH	Hipotalâmico estimulador da secreção do GH
HUCFF	Hospital Universitário Clementino Fraga Filho
HFB	Hospital Federal de Bonsucesso
IGF-I	Fator de crescimento semelhante à insulina tipo I (<i>Insulin-like growth factor type I</i>)
IMC	Índice de massa corporal
IPAQ	Questionário Internacional de Atividade Física (<i>International Physical Activity Questionnaire</i>)
LEFS	<i>Lower Extremity Functional Scale</i>
OABA	Olhos abertos, base aberta
OFBF	Olhos fechados, base fechada
OMS	Organização Mundial da Saúde
POMA	<i>Performance-Oriented Mobility Assessment of Gait and Balance</i>
PRL	Prolactina
SNC	Sistema nervoso central
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TTOG	Teste de tolerância oral à glicose
TUG	<i>Timed up and Go</i>
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro

UNISUAM Centro Universitário Augusto Motta

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Características físicas típicas de um paciente com acromegalia	27
Figura 2. Plataforma de força	39
Figura 3. Dinamômetro de preensão manual – <i>Handgrip</i>	40
Figura 4. Dinamometria isocinética	42
Figura 5. Organização da coleta de dados	43

SUMÁRIO

FOLHA DE APRESENTAÇÃO	Iv
DEDICATÓRIA	V
AGRADECIMENTOS	Vi
RESUMO	Vii
ABSTRACT	Viii
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	Ix
LISTA DE FIGURAS	Xi
SUMÁRIO	Xii
1. EQUILÍBRIO POSTURAL	14
1.1. Definição	14
1.2. Mecanismos envolvidos no controle postural	14
1.3. Objetivos funcionais do controle postural	15
1.4. Avaliação da estabilidade postural	17
2. ENVELHECIMENTO	19
2.1. Aspectos epidemiológicos do envelhecimento	19
2.2. Quedas em idosos	20
2.3. Qualidade de vida do idoso	21
2.4. Função muscular periférica no idoso	21
2.5. Equilíbrio postural no idoso	22
3. ACROMEGALIA	25
3.1. Definição, epidemiologia e manifestações clínicas	25
3.2. Diagnóstico	27
3.3. Função muscular periférica no acromegálico idoso	28
3.4. Equilíbrio postural no acromegálico idoso	29
4. JUSTIFICATIVA	31
5. OBJETIVOS	31
5.1. Geral	31
5.2. Específicos	32
6. MATERIAIS E MÉTODOS	32
6.1. Local do estudo	32
6.2. Tipo de estudo	32

6.3. Participantes	32
6.3.1. Grupo de pacientes	32
6.3.1.1. Critérios de elegibilidade	32
6.3.1.2. Critérios de exclusão	33
6.3.2. Grupo controle	33
6.3.2.1. Critérios de elegibilidade	33
6.3.2.2. Critérios de exclusão	33
6.4. Coleta de dados e instrumentos utilizados	34
6.4.1. Exame físico e medidas antropométricas	34
6.4.2. Teste de equilíbrio dinâmico – Escala de Berg	34
6.4.3. <i>Dynamic Gait Index – DGI</i>	34
6.4.4. Teste “ <i>Timed up and go</i> ” – TUG	35
6.4.5. Escala de Tinetti – <i>Performance-Oriented Mobility of Gait and Balance – POMA</i>	36
6.4.6. <i>Lower Extremity functional Scale – LEFS</i>	36
6.4.7. Escala de avaliação do “medo de cair” – <i>Falls Efficacy Scale FES-I-Brasil</i>	37
6.4.8. Questionário Internacional de Atividade Física – IPAQ	38
6.4.9. Estabilometria em plataforma de força	38
6.4.10. Dinamometria de preensão manual – <i>Handgrip</i>	39
6.4.11. Avaliação muscular periférica pela dinamometria isocinética	40
6.5. Procedimentos	42
6.5.1. Grupos de sujeitos	42
6.5.2. Proposta de atividades e trabalho	42
6.6. Seleção da amostra	43
6.7. Análise estatística	44
7. CONSIDERAÇÕES ÉTICAS	44
8. REFERÊNCIAS	45
9. PRODUÇÃO	63
10. CONSIDERAÇÕES FINAIS	85
11. APÊNDICES	86
12. ANEXOS	89

1. EQUILÍBRIO POSTURAL

1.1. Definição

Segundo Winter (1995), postura é a descrição da orientação de um determinado segmento corporal em relação ao vetor da força de gravidade, sendo esta considerada uma medida angular da vertical.

A capacidade de equilibrar-se favorece de forma preponderante a execução das atividades de vida diária (AVD). Sua realização requer complexas mudanças no tônus muscular e implica em atividade constante do sistema de controle do balanço corporal. O controle postural faz-se presente em todas as habilidades motoras voluntárias, pois o sistema nervoso central (SNC) envia respostas apropriadas para a manutenção da postura na dependência do tipo de atividade, se estática ou dinâmica. O balanço postural pode ser influenciado tanto pelo tipo de atividade que está sendo desenvolvido como pelo ambiente externo (MASSION & WOOLLACOTT, 1996).

Quando o corpo sofre algum tipo de perturbação externa, o SNC ajusta a postura através de dois mecanismos: *feedforward* (mecanismo antecipatório) e *feedback* (mecanismo compensatório). Ou seja, no primeiro caso, o balanço é mantido através da ativação antecipatória dos músculos responsáveis pela postura, o que diminui os efeitos da perturbação externa. Já no segundo caso, o ajuste da postura ocorre após o distúrbio externo e a ativação muscular se dá na tentativa de manter o equilíbrio (MASSION, 1992).

1.2. Mecanismos envolvidos no controle postural

Para que o controle postural se realize de forma adequada, um complexo sistema sensório-motor, que compreende alguns principais subsistemas (visual, vestibular e somatossensorial – proprioceptores e aferências da pele) capta informações e as conduz até o SNC. Já o SNC através de múltiplas interações neurais, interpreta e coordena a execução da resposta motora mais apropriada perante a situação apresentada (HORAK *et al.*, 2006; HORAK & MACPHERSON, 1996). As regiões supraespinhais diretamente envolvidas nesse controle são o córtex motor, cerebelo, núcleos da base e tronco cerebral (CRAIK & SALTHOUSE, 2008; RAZ *et al.*, 2005).

Um balanço postural adequado depende da integração entre os três subsistemas anteriormente mencionados (WOOLLACOTT, 1993). O sistema visual tem a função

de estabilizar o balanço fornecendo a imagem do plano vertical dependendo da posição do objeto, ele auxilia fornecendo informações sobre a posição e movimento da cabeça. Sua eficiência na manutenção do balanço postural está relacionada com as informações oriundas dos sistemas vestibular e somatossensorial, acuidade visual, contraste visual e luminosidade e, distância em relação ao objeto sendo neste último caso, menor que 2 metros a distância ideal (MASSION, 1994). Ao sistema vestibular cabe detectar as acelerações angulares e lineares, fornecendo informações quanto ao posicionamento da cabeça em relação à força da gravidade e aos movimentos rotatórios e lineares da mesma (WINTER, 1995). O sistema somatossensorial através de receptores especializados (de pressão, proprioceptivos e mecanoreceptores), espalhados por todo corpo, fornece informações sobre a posição e movimento dos membros, contato dos segmentos corporais com objetos externos, posição do corpo em relação à força da gravidade (WINTER, 1995) e provê características da superfície de apoio. Os receptores de pressão são capazes de detectar o balanço corporal, os mecanoreceptores determinam a localização e a velocidade do estímulo na pele e também mudanças na pressão e aceleração. Já os receptores proprioceptivos, auxiliam na manutenção do balanço em etapas distintas, primeiramente corre reconhecimento do posicionamento da articulação do tornozelo com o objetivo de detectar o movimento do centro de gravidade, logo após os músculos na região do pescoço fornecem informações sobre o movimento da cabeça em relação ao tronco e por último, as informações provenientes dos músculos oculares fornecem a posição dos olhos em relação a cabeça (MASSION, 1994; KANDEL *et al.*, 2000; MASSION, 1998).

Na manutenção da postura ortostática alinhada, a principal fonte de informação aferente para o controle do balanço corporal é a propriocepção dos membros inferiores (FITZPATRICK & McCLOSKEY, 1994). É importante ressaltar que qualquer alteração em um dos sistemas citados poderá influenciar diretamente a postura do ser humano. Desta forma, pode-se dizer que a presença de um sistema sensório-motor preservado facilita o retorno à posição de maior estabilidade (MASSION *et al.*, 1992).

1.3. Objetivos funcionais do controle postural

A orientação e a estabilidade constituem os objetivos funcionais do controle postural. A orientação se dá através do controle do alinhamento e tônus do corpo em relação à gravidade, superfície de suporte, ambiente visual e referências internas. Já a estabilidade, é caracterizada pela ação coordenada de estratégias sensório-motoras na tentativa de

estabilizar o centro de massa do corpo (CoM) durante os movimentos voluntários e distúrbios externos que possam influenciar a estabilidade da postura (HORAK, 2006).

A manutenção do balanço corporal durante a AVD está relacionada à posição do CoM e à área da base de suporte (BoS); assim, a projeção vertical do CoM deve manter-se dentro dos limites da BoS para que o corpo permaneça em equilíbrio (BELL, 1998). Quando esta se desloca para fora das margens da BoS, o corpo tende à perda da estabilidade e possível ocorrência de queda. A habilidade de coordenar o CoM em relação à BoS é proveniente da interação entre o sistema musculoesquelético e o sistema neural aferente e eferente, ou seja, é realizada pelo controle postural (HORAK & MACPHERSON, 1996).

Durante a postura ortostática alinhada de um indivíduo saudável, o corpo encontra-se em leve projeção anterior e, à frente da articulação do tornozelo, passa a projeção vertical do CoM. O homem, enquanto um ser bípede, possui um sistema que lhe dá certo grau de liberdade (articulação do tornozelo) e esse modelo pode ser comparado a um pêndulo invertido (MIGNARDOT *et al.*, 2013). À todo momento, a projeção da parte superior do pêndulo (CoM) tende a mover-se anteriormente, desequilibrando o sistema e propiciando o risco de queda. Na tentativa de evitar uma possível queda, ocorre a ativação dos músculos flexores plantares e dorsiflexores. Quando o CoM é projetado anteriormente ao tornozelo, são os flexores plantares que agem e, quando é projetado posteriormente, são os dorsiflexores que entram em ação (MIGNARDOT *et al.*, 2013). Quando não há contração do músculo, é a projeção do CoP na articulação do tornozelo que move o corpo anteriormente. O controle do balanço consiste no cancelamento do torque gerado através de contrações do músculo tríceps sural para a modulação CoP e CoM (POZZO *et al.*, 2001; WINTER *et al.*, 1998).

Outro modelo para manutenção da postura ortostática estática é o pêndulo duplo invertido também conhecido como estratégia do quadril e, caracteriza-se por oscilações discordantes entre a cabeça e o quadril. A ativação dos músculos do tronco e quadril movem o CoM sobre a base de suporte, mantendo a postura. Ainda há um terceiro modelo, a estratégia do passo, que se refere à postura dinâmica e inclui a sinergia axial e os ajustes antecipatórios da postura (CARNEIRO *et al.*, 2013). A estratégia do passo realinha a base de suporte sobre o CoM (HORAK, 1987).

O controle postural promove a estabilidade do corpo através de estratégias preventivas e reativas. Para isso, é realizada uma alteração na BoS: a base de suporte se torna fixa ou ocorre a mudança de apoio (POLLOCK *et al.*, 2000). As estratégias que proporcionam o equilíbrio corporal durante a postura são tornozelo, joelho, quadril e passo.

A estratégia do tornozelo favorece a manutenção do equilíbrio mediante pouco balanço corporal e, quando o indivíduo se encontra de pé, em superfície firme (HORAK & KUO, 2000). Na postura bipodal estática em superfície rígida ocorre atuação da estratégia do tornozelo nas direções ântero-posterior e médio-lateral juntamente com a estratégia do joelho que controla principalmente as oscilações ântero-posteriores (KILBY *et al.*, 2015). A estratégia do quadril proporciona ao CoM um movimento bem rápido e geralmente é usada quando a utilização do torque do tornozelo não é tão efetiva como, por exemplo, em superfícies estreitas ou complacentes (HORAK & KUO, 2000). Já a estratégia do passo também é muito usada para restabelecer o equilíbrio, ela auxilia quando não é necessário manter os pés fixos na superfície de suporte, especialmente durante a marcha (MAKI *et al.*, 2000).

Para manter a postura ortostática humana, o sistema neuromuscular gera forças capazes de controlar a movimentação do CoM. Tais forças podem ser captadas pelas excursões do centro de pressão (CoP) (WINTER *et al.*, 1990) que, por sua vez, indica o trajeto do CoM e também a ação do torque na superfície de suporte (GOLDIE *et al.*, 1989). O CoP representa o ponto de localização do vetor das forças verticais de reação ao solo (WINTER *et al.*, 1990). Ele indica a média de todas as pressões da área de superfície que está em contato com o solo. O CoP age independentemente do CoM (OKUBO *et al.*, 1979), e são as excursões do CoP que guiam e mantêm o CoM na posição de equilíbrio (JORGENSEN, 2014).

É o controle neural dos músculos localizados na região do tornozelo que aponta a localização do CoP sob os pés. O CoP é movido anteriormente quando há um aumento na ativação dos músculos plantiflexores (OKUBO *et al.*, 1979). Observa-se, desta forma, que, no plano sagital, o controle postural ocorre principalmente na região do tornozelo (GATEV *et al.*, 1999) e que o controle da postura ereta e das oscilações ântero-posteriores do corpo é exercido predominantemente pelo músculo sóleo (SOZZI *et al.*, 2013). No que diz respeito ao plano frontal, o controle postural é exercido nas regiões do quadril (GRUNEBERG *et al.*, 2005) e tornozelo, sendo o músculo fibular longo o estabilizador lateral unipodal (DE RIDDER *et al.*, 2014).

1.4. Avaliação da estabilidade postural

O processo de manutenção da estabilidade corporal está presente em todas as atividades do cotidiano e se mostra indispensável na postura ortostática, automaticidade dos

movimentos corporais e capacidade de reação às perturbações do ambiente externo. De acordo com Ruhe et al. (2010), os métodos avaliativos da estabilidade corporal podem ser classificados de acordo com (a) a mensuração do deslocamento do segmento corporal durante a postura ortostática, (b) a medida da atividade muscular para manutenção do equilíbrio postural e (c) a medida dos movimentos e padrões do centro de massa (CoM) ou centro de pressão (CoP) (RUHE *et al.*, 2010).

Instrumentos como a escala de Berg, proposta por Berg *et al.* (1989), e a escala de Tinetti (também conhecida como *Performance-Oriented Mobility Assessment of Gait and Balance - POMA*), proposta por Tinetti *et al.* (1986) são amplamente utilizados para realização da avaliação de campo do balanço funcional devido a sua praticidade de aplicação. A escala de Berg é um tipo de avaliação quantitativa do balanço e abrange o monitoramento de intervenções na prática clínica e pesquisa (Miyamoto *et al.*, 2004). A *POMA* pode ser empregada na detecção de alterações na marcha, diagnosticando e quantificando o déficit, ao predizer o risco de queda. A utilização de instrumentos avaliativos possui relação direta com a qualidade de vida do ser humano, uma vez que proporciona intervenção através de ações preventivas, reabilitativas e assistenciais (CARVALHO *et al.*, 2007).

A posturografia quantitativa através do uso de plataformas de força é frequentemente utilizada para a mensuração do controle postural durante a posição ortostática (HORAK, 1997) e avalia os processos sensório-motores envolvidos no controle da postura, possibilitando a medida da estabilidade (PAI, 2003). A avaliação realizada em plataforma de força fornece dados que podem ser comparados provendo informações objetivas (BACZKOWICZ *et al.*, 2008; CHAUDHRY *et al.*, 2004) confiáveis e precisas para detectar pequenos distúrbios do equilíbrio (DUARTE, 2010).

De forma geral, a plataforma de força é constituída por uma placa sob a qual são colocados sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico. Ela mede os componentes de força tanto na direção ântero-posterior como na direção médio-lateral, além dos componentes do momento de força (torque). Os dados obtidos pela plataforma de força podem ser analisados pelo estatocinesiograma (mapa do CoP na direção ântero-posterior versus o CoP na direção médio-lateral) ou pelo estabilograma (série temporal do CoP na direção ântero-posterior e médio-lateral) (DUARTE, 2010). A medida posturográfica ou estabilometria pode ser realizada de forma estática (postura ortostática estática) ou dinâmica em resposta a uma perturbação externa. O CoP é a medida posturográfica mais usada na mensuração do controle postural (DUARTE, 2010).

A mensuração das excursões do CoP pela plataforma de força fornece variáveis que servem para estimar o balanço corporal. Isso é possível porque o sinal do CoP e o torque do tornozelo são proporcionais, sendo uma combinação de comandos motores descendentes e propriedades mecânicas da musculatura envolvida. O CoP pode ser entendido como o ponto de concentração da pressão corporal sobre a área da superfície em contato com o solo, enquanto o CoM, é entendido como o ponto onde o peso corporal se encontra igualmente distribuído em todas as direções. Na postura ereta, o CoM encontra-se na coluna vertebral em região sacral a nível de S2 (RUHE *et al.*, 2010).

Entende-se que valores menores de CoP são representativos de bom controle do balanço postural, enquanto valores maiores demonstram pior controle nos deslocamentos do CoP (PAI, 2003). A magnitude das excursões do CoP aumenta com a idade e esta se difere muito quando seus valores são comparados entre indivíduos adultos de diferentes faixas etárias (ERA & HEIKKINEN, 1985). Grande parte das pesquisas sobre o risco de queda tem enfatizado o equilíbrio e a marcha no plano de movimento ântero-posterior; todavia, evidências apontam os efeitos deletérios na direção médio-lateral com o avançar da idade (KANTNER *et al.*, 1991).

2. ENVELHECIMENTO

2.1. Aspectos epidemiológicos do envelhecimento

O processo de envelhecimento é inerente à condição humana e ocorre desde o momento do nascimento. De forma dinâmica, as modificações bioquímicas, fisiológicas, morfológicas e psicológicas começam a se instalar e, naturalmente, o indivíduo se torna mais vulnerável e predisposto aos processos patológicos (RENNÓ *et al.*, 2001).

Uma das maiores conquistas da humanidade foi a ampliação do tempo de vida. Atualmente, o envelhecimento da população é uma aspiração natural do indivíduo, sendo alcançado como resultado de melhores condições de saúde e nutrição. O envelhecimento populacional é um fenômeno mundial, que vem ocorrendo em função do aumento da expectativa de vida (FERRUCCI *et al.*, 2008).

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), a velhice se caracteriza a partir dos 60 anos em países em desenvolvimento e a partir dos 65 anos, em países desenvolvidos (BRASIL, 2004). Nas próximas décadas, espera-se que a população idosa mundial triplique, passando de 841 milhões para 2 bilhões até 2050, representando um total de 22% da

população global (GARATACHEA *et al.*, 2015). A tendência do envelhecimento da população brasileira é evidente e estima-se que, em 2025, o Brasil contará com 31,8 milhões de habitantes com sessenta anos ou mais de idade e que ocupará o 6º lugar, no mundo, em número de idosos (BARBOSA & NASCIMENTO, 2001).

2.2. Quedas em idosos

Dentro do novo cenário mundial acerca da maior expectativa de vida, o equilíbrio e a mobilidade representam elementos cruciais para permitir um processo de envelhecimento saudável (SGRÒ *et al.*, 2015). As quedas são de grande preocupação para os adultos mais velhos. Um em cada três adultos com idade acima de 65 anos caem anualmente (SMEE *et al.*, 2015). Quedas e lesões relacionadas com quedas são as principais causas de morbidade e mortalidade em idosos (BOK *et al.*, 2013).

A prevalência de pessoas idosas que têm medo de cair varia de 12% a 73%, sendo que 36,2% desta população indica um medo de cair de moderado a intenso (SMEE *et al.*, 2015). Powell and Myers (1995) observaram que 57% dos idosos que vivem na comunidade relatam medo de cair e 30% deles evitam AVD devido ao medo. Além disso, os indivíduos que relatam medo de cair tendem a ter uma história de queda e apresentam um mau desempenho nos testes de marcha e equilíbrio, além de relatarem déficit visual, necessidade de ajuda para realizar a AVD e avaliação ruim de sua saúde (SMEE *et al.*, 2015).

Na população geriátrica, a diminuição da eficiência física, o desenvolvimento de desordem funcional e as lesões decorrentes de quedas constituem um problema de saúde pública que gera elevados custos financeiros e sofrimento humano (FAMULA *et al.*, 2013). A extensão do problema continuará a se expandir uma vez que o número de pessoas idosas deverá aumentar dramaticamente ao longo das próximas décadas (MELZER *et al.*, 2004). As quedas em idosos são responsáveis por um declínio no desempenho físico e mental e uma dramática perda progressiva na qualidade de vida relacionada à saúde, com o aumento do isolamento social e depressão devido ao medo de reincidência na queda.

A ocorrência de queda é a principal causa de morte acidental e visitas por causa de ferimentos aos serviços de emergência (MELZER *et al.*, 2004; SCHEFFER *et al.*, 2008). A maioria das quedas em idosos está associada a vários fatores de risco, tais como fraqueza muscular, redução do controle do equilíbrio, alteração da marcha, número de medicamentos e fatores ambientais (BOK *et al.*, 2013).

2.3. Qualidade de vida do idoso

O avançar da idade, *per si*, gera efeitos multissistêmicos no homem, altera a função cerebral, cardiovascular, pulmonar, musculoesquelética, metabólica e a composição corporal (GARATACHEA *et al.*, 2015). Todas essas modificações repercutem de forma direta no *status* funcional do idoso e, conseqüentemente, em sua qualidade de vida (NICHOLAS & HALL, 2011).

O processo de envelhecimento bem sucedido requer alguns componentes, incluindo a menor probabilidade de doença, a alta capacidade funcional, física, mental, além de um engajamento social. A soma desses fatores auxilia a promoção da qualidade de vida da população idosa (PEREIRA *et al.*, 2006). Nos idosos, a realização de algum tipo de atividade física é um importante fator de funcionalidade. Entende-se por atividade física os movimentos corporais produzidos pelo sistema musculoesquelético que resultam em aumento de gasto energético (CASPERSEN *et al.*, 1985). Os indivíduos que exercem maior nível dessa atividade têm melhor desempenho na realização da AVD, quando comparados aos sedentários. Portanto, para envelhecer com qualidade de vida, é necessário que o indivíduo se mantenha ativo (OMS, 2005).

Nos idosos, de forma geral, observa-se, além da sarcopenia, a prevalência de doenças como obesidade, diabetes tipo 2 e osteoporose (SAYER *et al.*, 2005). A sarcopenia está associada com maior risco do desenvolvimento de disfunção física e cognitiva (ATKINSON *et al.*, 2005). Todos esses fatores e condições impactam negativamente numa pior qualidade de vida ao envelhecer.

2.4. Função muscular periférica no idoso

O declínio da idade não afeta apenas as funções sensório-motoras, mas também a força muscular e o movimento articular (BOK *et al.*, 2013). As alterações fisiológicas e morfológicas que ocorrem no sistema músculo esquelético durante o processo de envelhecimento interferem no desempenho da AVD, podendo levar a uma diminuição de independência física funcional (ALTUBASI, 2015).

Um importante fator fisiológico a ser considerado no idoso é a diminuição da força muscular. Tal alteração modifica a dinâmica desse indivíduo que desacelera aos poucos seu ritmo cotidiano. Ocorre aumento do risco e medo de queda, o que aumenta também a morbidade e a mortalidade nesse grupo (OLSSON *et al.*, 2012).

A redução do nível de atividade física favorece o declínio das funções motoras, diminuição da massa e do desempenho muscular (WANG & BAI, 2012). É interessante ressaltar que, após os 50 anos de idade, o ser humano já começa a apresentar uma redução anual de 1 a 2% na massa e declínio de 1,5 a 5% na força muscular (HUGHES *et al.*, 2002). Assim, observa-se que pessoas com ≥ 80 anos chegam a apresentar uma diminuição de até 50% da força (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010), ocorrendo diminuição no número e tamanho das fibras musculares (LEXELL & TAYLOR, 1991). Um estudo buscou avaliar a influência da constituição musculoesquelética na funcionalidade de idosos e observou que a diminuição da massa muscular (sarcopenia) está relacionada ao baixo desempenho físico (FALSARELLA *et al.*, 2014).

A fraqueza na musculatura dos membros inferiores pode levar à diminuição na capacidade funcional do idoso. A diminuição na velocidade da marcha e o déficit do balanço corporal aumentam o risco de quedas e diminuem a independência funcional. Ocorre dificuldade na execução de tarefas realizadas diariamente e ações como levantar-se de uma cadeira tornam-se mais trabalhosas (ALTUBASI, 2015).

Tittel (2003) refere o quadríceps como sendo o músculo mais forte do corpo humano e menciona, ainda, a importância desse músculo na mobilidade e estabilização do joelho. A imobilização e o avançar da idade reduzem a força muscular, principalmente do quadríceps (REID *et al.*, 2014). Segundo Laube (2005), após 10 dias de imobilização, a força do quadríceps diminui cerca de 40%. Osteoartrose, osteoartrite, artroplastia de joelho e quadro algico em região lombar também contribuem para o declínio no desempenho desse músculo (HORTOBAGYI *et al.*, 2005).

Os idosos portadores de algum tipo de disfunção e/ou aqueles que se encontram em tratamento fisioterapêutico podem ficar impossibilitados de praticar atividades para manutenção da hipertrofia muscular devido a presença de quadro algico ou déficit do controle motor. Nesse tipo de situação, o indivíduo pode apresentar instabilidade postural dinâmica (THIEBAUD *et al.*, 2013).

2.5. Equilíbrio postural no idoso

A postura corporal do idoso tende ao desenvolvimento de desalinhamentos que se instalam a partir dos 40 a 50 anos. Posteriormente aos 60 anos, esses desalinhamentos se agravam e a complexidade inerente a essa faixa etária se acentua. A fragilidade do tecido

músculo esquelético e conectivo senil, a redução da força muscular e as alterações na constituição dos ligamentos e cartilagem articular promovem um prejuízo na curvatura fisiológica da coluna vertebral e, como forma de compensação, as articulações do quadril e joelho podem fletir-se durante a postura ortostática. Este somatório de alterações afeta diretamente a dinâmica do controle corporal (DRZAL-GRABIEC *et al.*, 2013).

Como consequência da senilidade, o sistema mantenedor do equilíbrio e a dinâmica da função corporal passam a funcionar com certo grau de ineficiência (FERRUCCI *et al.*, 2008). Os sistemas vestibular, somatossensorial e visual se deterioram ao longo do tempo. Assim, as informações aferentes oriundas desses captadores especializados podem repercutir de forma importante e gerar diminuição da precisão dos movimentos corporais e da percepção do ambiente (ALEXANDER, 1994). O sistema visual possui importante papel na manutenção do balanço corporal principalmente no que tange às pessoas portadoras de doenças neuromusculares e os idosos (DE NUNZIO *et al.*, 2015).

A instabilidade no balanço corporal durante a realização das AVD pode tornar o idoso debilitado por diminuição na habilidade sensória e motora necessária à manutenção da orientação no espaço e estabilidade do corpo. O déficit no balanço é um dos principais agravantes capazes de aumentar o risco de quedas nessa população, sendo que o uso excessivo de medicamentos e a diminuição da acuidade visual podem potencializar tal risco (MITTY & FLORES, 2007).

As alterações inerentes ao processo de envelhecimento promovem um descompasso no sistema de manutenção do balanço corporal, diminuindo a capacidade do idoso em manter e/ou reestabelecer o balanço do corpo em situações de distúrbio (LIN *et al.*, 2004). De acordo com a Sociedade Geriátrica Americana (2001), a deterioração no controle do balanço corporal do idoso pode ser explicada pela ocorrência de fatores extrínsecos (relacionados com o ambiente como chão escorregadio e áreas pouco iluminadas) e intrínsecos (relacionados com o indivíduo – como alterações fisiológicas e patológicas).

No caso dos fatores intrínsecos que prejudicam o balanço em idosos, pode-se citar os seguintes: declínio das funções cognitivas (LORD *et al.*, 1991); alteração na curvatura ântero- posterior e rotação da coluna (DRZAL-GRABIEC *et al.*, 2014); diminuição da mobilidade e força muscular de membros inferiores (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997); baixo nível de atividade física quando jovem (FAMULA *et al.*, 2013); declínio das respostas motoras; declínio da integração sensória dos sistemas músculoesquelético e neuromuscular (LORD *et al.*, 1991; NEVITT, 1997; WOLFSON *et al.*, 1992), alteração do volume e massa muscular, diminuição da força, redução do número de fibras musculares e

alteração nas unidades motoras (PORTER *et al.*, 1995); comprometimento da articulação do joelho; declínio na ação dos reflexos plantares; demora no tempo de reação; menor eficácia do movimento de proteção (LORD *et al.*, 1991; NEVITT, 1997; WOLFSON *et al.*, 1992); diminuição na amplitude de movimento articular do tornozelo (VANDERVOORT *et al.*, 1992); e alteração no padrão postural (WOODHULL-McNEAL, 1992).

O somatório de todas as alterações relativas ao processo de envelhecimento pode fazer com que os indivíduos com > 50 anos comecem a apresentar dificuldades na manutenção do balanço (TEADSDALE & SIMONEAU, 2001) e estabilidade corporal (AMIRIDIS *et al.*, 2003). De acordo com Horak (2006), aspectos biomecânicos, estratégias de movimento, estratégias sensoriais, orientação no espaço, controle da dinâmica do balanço e processamento cognitivo são fatores fundamentais para a promoção da estabilidade e orientação durante a manutenção da postura. Assim, qualquer modificação em um desses fatores pode levar à alteração no balanço e, conseqüentemente, aumentar o risco de queda nos idosos.

A associação entre a incidência de quedas e a idade se justifica por dificuldades ou doenças inerentes aos subsistemas fisiológicos que compõem o controle postural, e não necessariamente pelo envelhecimento desse sistema (HORAK & SHUPERT, 1989). Estudos com plataforma de força registraram que, ao se comparar as medidas do balanço em duplo apoio entre idosos e jovens, o primeiro grupo possui valores um pouco maiores (ERA & HEIKKINEN, 1985). A mesma medida durante o apoio unipodal é três vezes maior em pessoas mais velhas quando comparada àquela observada nos mais novos (CAMPBELL *et al.*, 1989), enquanto o tempo de permanência em um único membro (apoio unipodal) diminui com o avançar da idade (BOHANNON *et al.*, 1984).

Alguns estudos apontam que, com os olhos fechados, a velocidade de deslocamento aumenta mais nos idosos do que nos jovens (DORNAN *et al.*, 1978). Além do mais, as alterações proprioceptivas podem explicar a diminuição da estabilidade médio-lateral apresentada pelos idosos (BOK *et al.*, 2013). Esta última é considerada a variável que mais prediz o eminente risco de queda nos idosos (MELZER *et al.*, 2004).

Um ponto relevante é a comparação do balanço corporal entre indivíduos jovens e idosos saudáveis, pois observou-se que durante a utilização de dois sistemas sensoriais ao mesmo tempo, os idosos se mostram mais instáveis. A obesidade também pode prejudicar o balanço, uma vez que está relacionada à diminuição da força muscular que, por sua vez, afeta a capacidade de recuperação do equilíbrio corporal (HIRATA *et al.*, 2013).

3. ACROMEGALIA

3.1. Definição, epidemiologia e manifestações clínicas

Acromegalia é um termo que deriva das palavras gregas *akron* (extremidade) e *megas* (grande). Essa doença endócrina foi descrita em 1886, pelo neurologista francês Pierre Marie (AYUK & SHEPPARD, 2006), época em que ele propôs também sua fisiopatologia (CHANSON & SALENAVE, 2008). Cerca de 98 % dos casos de acromegalia são causados por adenomas hipofisários benignos e os tumores são, em sua maioria, constituídos por células granuladas citoplasmáticas de baixa ou alta densidade que secretam apenas o hormônio do crescimento (GH) ou, ainda, por uma mistura de células que secretam o GH ou a prolactina (PRL) (SAKHAROVA *et al.*, 2005).

Há também os tumores constituídos por células da linhagem mamosomatotrófica (menos comuns) e um tipo mais agressivo formado por células-tronco acidófilas, sendo que ambos os tipos secretam GH e PRL. Os adenomas pluri-hormonais secretam não somente o GH como também outros hormônios, mas essa forma de tumor é muito rara. Os carcinomas hipofisários metastáticos secretores de GH são raríssimos (SAKHAROVA *et al.*, 2005). Os outros 2% dos casos de acromegalia são causados por secreção exagerada de forma eutópica ou ectópica do hormônio hipotalâmico estimulador da secreção do GH (GHRH). Não é comum que essa doença seja causada pela secreção ectópica do GH (VIEIRA NETO *et al.*, 2011). Há na literatura relatos de algumas causas mais raras onde também ocorre a hipersecreção de GH e GHRH (BEN-SHLOMO & MELMED, 2008).

Com uma manifestação clínica insidiosa, a acromegalia se desenvolve no adulto, entre os 30 e 50 anos de idade. Atinge da mesma forma homens e mulheres, fazendo com que a exposição aos e levados níveis de GH e o aumento do fator de crescimento semelhante à insulina tipo 1 (IGF-I) contribuam fortemente para sua caracterização sistêmica e desfigurante (VIEIRA NETO *et al.*, 2011).

Os dados de prevalência dos adenomas pituitários tendem a não ser fidedignos. Parece que o adenoma pituitário não ocorre com muita frequência principalmente quando comparado com câncer de colo, seio e pulmão (DAVIS *et al.*, 2001). Em contrapartida, um estudo de metanálise sugere que os tumores pituitários chegam a ocorrer em uma de cada seis pessoas (EZZAT *et al.*, 2004). Estudos epidemiológicos já apontam o aumento da incidência de acromegalia e que a facilidade de acesso a tecnologias diagnósticas (exame de imagem e bioquímico), pode estar facilitando tal identificação (FERNANDEZ *et al.*, 2010).

De acordo com dados clínicos obtidos na população de Banbury (Oxfordshire, UK), a prevalência de acromegalia é de 25 casos para cada 100.000 habitantes superando de forma marcante os achados anteriores (FERNANDEZ *et al.*, 2010). Já no Brasil, como ainda não há estudo relativo a esse diagnóstico, estima-se uma incidência de 650 novos casos de acromegalia diagnosticados anualmente (DONANGELO *et al.*, 2003). Alguns estudos já mencionam o fato de a prevalência da acromegalia estar sendo subestimada, sugerindo que esses números são bem maiores do que os apresentados até o momento (ROSARIO & CALSOLARI, 2012). Os avanços ocorridos no tratamento da acromegalia nas últimas décadas estão progressivamente levando a um aumento na taxa de sobre vida desses pacientes (HATIPOGLU *et al.*, 2015). Com isso, tem ocorrido uma crescente preocupação acerca do acompanhamento adequado dos acromegálicos à medida que envelhecem.

A hipersecreção crônica e a consequente exposição ao GH podem promover muitas complicações para o indivíduo idoso (TANIMOTO *et al.*, 2008). A taxa de mortalidade da acromegalia não controlada chega a ser duas a quatro vezes maior que a taxa de mortalidade da população em geral (HOLDAWAY & RAJASOORYA, 1999). Estudos apontam que cerca de 60% dos pacientes com acromegalia morrem por doenças cardiovasculares, 25% por doenças respiratórias e 15% por malignidades. Existem evidências mostrando que, uma vez normalizados os níveis de GH e IGF-I de acordo com o esperado para a idade do paciente, é possível que haja uma mudança na taxa de mortalidade. Este fato independente das complicações que estão associadas a cada caso (COLAO *et al.*, 2004).

As manifestações clínicas dependem diretamente dos níveis de GH e IGF-I, idade, tamanho do tumor e tempo de atraso em relação ao diagnóstico (CORDIDO *et al.*, 2013). As características dessa doença são evidentes uma vez que envolvem a face e as extremidades. Normalmente, os acromegálicos possuem crescimento exagerado de extremidades e tecidos moles (Figura 1). Pode ocorrer protrusão de fronte, aumento do nariz e lábios, acentuação dos sulcos nasolabiais e prognatismo, hiperidrose, artralgia, síndrome do túnel do carpo, apneia do sono com roncos noturnos e sonolência durante o dia, hipertensão arterial sistêmica, alterações no metabolismo glicídico com resistência insulínica, intolerância à glicose e diabetes mellitus, visceromegalias e papilomas cutâneos (VIEIRA NETO *et al.*, 2011). Esses pacientes ainda podem apresentar cefaleias, alterações visuais, algia facial, hipopituitarismo, hiperprolactinemia (DONANGELO *et al.*, 2003), fadiga, nefrocalcinose, aumento na incidência de câncer (ARON *et al.*, 1995), cardiomiopatia, arritmias, disfunção ventilatória, irregularidades menstruais e neuropatias periféricas (MESTRON *et al.*, 2004; COLAO *et al.*, 2004).



Figura 1. Características físicas típicas de um paciente com acromegalia.

(Fonte: Foto do próprio autor)

3.2. Diagnóstico

A suspeita clínica de acromegalia costuma ser o passo que antecede seu diagnóstico. A medida dos níveis séricos de GH e IGF-I permite a detecção da doença mesmo quando seu diagnóstico não é clínico (CASAGRANDE & CZEPIELEWSKI, 2007). Para que a acromegalia seja diagnosticada, faz-se necessária a constatação de alguns marcadores bioquímicos como a elevação dos níveis basais do GH e dos níveis séricos de IGF-I, somados a presença de um tumor na hipófise e um quadro clínico característico (MILLNER & DIAMANT, 2004).

O padrão-ouro para o diagnóstico dessa doença é o teste de tolerância oral à glicose (TTOG), onde se observa a não supressão do GH para níveis ≤ 1 mcg/L após uma sobrecarga de 75 gramas de glicose, por via oral. O aumento dos níveis de GH estimula a secreção hepática de IGF-I, fazendo com que grande parte das manifestações clínicas comece a se instalar (MILLNER & DIAMANT, 2004). Já o diagnóstico por imagem é realizado através da ressonância magnética com utilização de contraste. Este é capaz de detectar o tumor, suas dimensões, capacidade invasiva e proximidade do quiasma óptico. No caso de adenomas extrapituitários, é recomendada tanto a realização da tomografia computadorizada como da ressonância magnética do crânio (MELMED *et al.*, 2005).

Uma vez diagnosticada a doença, observa-se que 75% dos pacientes acromegálicos possuem macroadenomas (MILLNER & DIAMANT, 2004). O diagnóstico precoce e o controle dos níveis hormonais da acromegalia são a chave para a prevenção de futuras e

irreversíveis complicações. Os objetivos terapêuticos que cercam o paciente acromegálico são a restauração da função pituitária, o controle do crescimento do tumor, a adequação dos níveis séricos do GH e IGF-I, o controle dos sintomas, a melhora na qualidade de vida, o controle das comorbidades associadas e a redução da mortalidade (CORDIDO *et al.*, 2013). GH e IGF-I diminuem normalmente com a idade avançada, e o declínio em ambos contribuem para o processo de envelhecimento. Em idosos saudáveis, o declínio nos níveis de GH e IGF-I com o envelhecimento tem sido implicado nas mudanças relacionadas à idade na composição corporal, função muscular e metabolismo; entretanto, é discutível se a melhora é obtida após reposição de GH ou IGF-I nesses indivíduos (MARCELL *et al.*, 2001; BLACKMAN *et al.*, 2002; TANIMOTO *et al.*, 2008). Alguns autores sugerem que a perda de pulsatilidade do GH, ao invés da diminuição real dos seus níveis com a idade, pode ser responsável pela sarcopenia (SAKUMA & YAMAGUCHI, 2012). No entanto, o impacto da acromegalia e suas alterações do eixo GH-IGF-I com o envelhecimento é controversa (HATIPOGLU *et al.*, 2015). Em um estudo, Colao *et al.* (2002) observaram que pacientes idosos com acromegalia apresentam menores níveis de GH e IGF-I quando comparados aos pacientes mais jovens. Já Tanimoto *et al.* (2008) não encontraram diferenças significantes nos níveis de GH e IGF-I entre acromegálicos jovens, de meia idade ou idosos. Nesse mesmo estudo, entretanto, os autores encontraram elevados níveis de IGF-I ajustados para gênero e idade em idosos acromegálicos, quando comparados com acromegálicos jovens e de meia idade, sugerindo que o IGF-I pode estar envolvido na progressão de várias complicações clínicas que ocorrem na acromegalia.

3.3. Função muscular periférica no acromegálico idoso

Estudos realizados em indivíduos com acromegalia demonstram que os altos níveis de GH e IGF-I circulantes podem ser prejudiciais para a função muscular. Observa-se que, apesar do aumento proeminente na musculatura, essa população apresenta músculos funcionalmente mais fracos (NAGULESPAREN *et al.*, 1976; SPERLING, 2016). Faz-se também importante mencionar que, nos acromegálicos, as fibras do tipo II, de contração rápida, são menores que as fibras do tipo I, de contração lenta, o que poderia, de alguma forma, responder ao déficit de força encontrado nesses pacientes (VELLOSO, 2008).

De acordo com Fernandes (2005), os níveis hormonais de GH e IGF-I possuem ação direta sobre o tecido muscular, uma vez que proporcionam a elevação dos níveis sanguíneos

de nitrogênio, aumenta a síntese de proteína e inibe a proteólise. Esses mecanismos podem impactar diretamente na formação da massa muscular. Vale ainda ressaltar que, em pacientes acromegálicos, o aumento da massa magra pode estar relacionado ao aumento da proteína extra celular (colágeno), mas possui pouco efeito na hiperplasia do tecido muscular (O'SULLIVAN *et al.*, 1994).

Guedes *et al.* (2013), em um estudo com 26 acromegálicos avaliados através da dinamometria isométrica com eletromiografia de superfície, observaram que a força do quadríceps foi significativamente menor e a fadigabilidade foi significativamente maior no grupo com acromegalia controlada em relação ao grupo controle ($P = .002$ e $P = .001$, respectivamente). De acordo com as observações desse estudo, a força muscular periférica está relacionada com a capacidade funcional, composição corporal e a qualidade de vida dos indivíduos com acromegalia.

Já Hatipoglu *et al.*, 2015 observaram que, apesar da força de preensão manual não ter sido diferente entre acromegálicos idosos e controles saudáveis, uma reduzida força de preensão manual foi associada com aumento dos níveis de GH.

Ao estudar as possíveis alterações nas estruturas tendíneas dos acromegálicos, Onal *et al.* (2016) apontam a ocorrência de anormalidades subclínicas e alerta para a necessidade de mais pesquisas sobre o tema. O efeito dos elevados níveis de GH e IGF-I sobre a massa muscular não está claramente definido (WOODHOUSE *et al.*, 1999).

3.4. Equilíbrio postural no acromegálico idoso

Durante a postura ortostática do idoso saudável, a manutenção do balanço postural ocorre de forma diferenciada ao ser comparado com o indivíduo jovem saudável (LOPES *et al.*, 2014). No idoso, os sistemas nervoso e osteomioarticular apresentam especificidades determinantes que contribuem para a diminuição da força muscular, incluindo presença de fibrose e atrofia musculares e as alterações do esqueletoaxial como, por exemplo, o desenvolvimento da cifose. Podem também apresentar degeneração nervosa, distúrbios endócrinos, nutricionais e metabólicos. Todas as características citadas favorecem a instabilidade corporal e proporcionam insegurança na marcha (SILVA *et al.*, 2003).

Os desvios posturais contribuem fortemente para o déficit no balanço postural e alterações na marcha. Segundo Cook (2002), mulheres idosas com postura cifótica podem apresentar importante distúrbio no equilíbrio, pois ocorre deslocamento do CoM que chega próximo dos limites de estabilidade. Um desvio postural comum é a ântero-projeção da

cabeça, que gera uma postura comumente associada à dor crônica e que pode favorecer o deslocamento da cabeça para fora dos limites da BoS (NEUMANN, 2002). O equilíbrio é um importante fator de risco de queda e a postura corporal é um componente funcional indispensável na manutenção do balanço (KOGLER, 2000).

As manifestações articulares estão presentes na grande maioria dos pacientes com acromegalia em atividade, afetando as articulações do ombro, punho, joelho, quadril e coluna vertebral. Tal fato pode ser explicado pelo aumento dos níveis de GH e IGF-I, os quais favorecem o crescimento da cartilagem articular e ligamentos periarticulares e limita a amplitude de movimento. Na presença de alteração articular, ocorre traumas de repetição, formação de cistos, cicatrizes, edema e hipomobilidade articular, além de quadro álgico (WASSENAAR *et al.*, 2009). Na presença de artropatia axial, os acromegálicos possuem grande chance de desenvolver aumento do espaço interdiscal, alargamento vertebral e formação de osteófitos. Ao afetar a região lombar, o paciente pode cursar com restrição da amplitude de movimento, instabilidade e deformidade articular (LUGO *et al.*, 2012). As alterações na postura levam ao desequilíbrio corporal e, conseqüentemente, favorecem a ocorrência das quedas (SILVA *et al.*, 2009).

Devido aos vários mecanismos intrínsecos da acromegalia que podem alterar o balanço, é possível que acromegálicos idosos possam ter alterações importantes no equilíbrio postural (LOPES *et al.*, 2014). O excesso de GH e IGF-I pode provocar alterações morfológicas e funcionais como o desenvolvimento de hiperostose esquelética idiopática difusa. O diagnóstico precoce da acromegalia auxilia na redução de anormalidades da coluna vertebral (LUGO *et al.*, 2012).

Lopes *et al.* (2014) realizaram um estudo com 40 pacientes acromegálicos com idade ≥ 18 anos, o qual envolveu a avaliação da postura através da biofotogrametria, a medida do balanço corporal através da plataforma de força e escala de Berg. Dentre os achados, os autores observaram um comprometimento do balanço estático e do deslocamento do COP, tanto na direção ântero-posterior como médio-lateral. Esses autores também identificaram anormalidades significativas nas medidas posturais, que correlacionaram com as variáveis que afeririam o balanço postural.

4. JUSTIFICATIVA

De forma geral, os idosos apresentam alterações na estabilidade postural e marcha. Tal fato contribui para que o risco de queda se torne cada vez maior nessa população e os associa ao crescente aumento de morbidades, mortalidade e reduzido nível funcional. As alterações no controle da postura envolvem múltiplos fatores e não devem ser tidas como uma consequência inevitável do processo de envelhecimento. A avaliação do equilíbrio postural é importante na prática clínica, tanto para o diagnóstico como para estabelecer a terapêutica. Desordens no balanço postural podem gerar graves consequências para a função física e social do idoso e estão associadas à elevação do risco de quedas, morbidade, trauma, inatividade, depressão e diminuição da qualidade de vida. O conhecimento dos fatores que geram os déficits do equilíbrio é fundamental para diminuir os riscos que predisponham quedas em idosos, bem como a gravidade de suas consequências.

Após revisão de literatura, constata-se que ainda existe escassez de informações a respeito do controle postural no idoso acromegálico, o que aponta que este campo deve ser explorado na tentativa de maior esclarecimento sobre o assunto e no delineamento de futuras estratégias de reabilitação. Especula-se que o aumento das extremidades, alteração pertinente a esses pacientes, possa influenciar significativamente o funcionamento do processo de controle da postura ortostática dos acromegálicos idosos. De alguma forma, essa alteração morfológica pode estar prejudicando a manutenção do equilíbrio postural.

Assim, há necessidade de uma sistemática avaliação do controle postural do idoso com acromegalia tendo em vista a escassez de informações sobre o assunto e a necessidade de maior esclarecimento a respeito do mesmo. Estudar o controle postural do idoso acromegálico é de fundamental importância para avaliação, planejamento e monitorização do tratamento fisioterapêutico mais adequado a essa população. Nossa hipótese é que, ao se comparar o balanço postural do idoso acromegálico com o idoso saudável, o primeiro grupo apresente mais alterações.

5. OBJETIVOS

5.1. Geral

Avaliar o equilíbrio postural estático e dinâmico de idosos portadores de acromegalia e compará-los com idosos saudáveis.

5.2. Específicos

1) Avaliar o balanço estático e dinâmico do idoso acromegálico através da escala de Berg, teste *Dynamic Gait Index (DGI)*, *Timed up and Go (TUG)* e escala de Tinetti.

2) Avaliar a integridade e o nível de atividade física do idoso acromegálico através dos questionários: *Lower Extremity Functional Scale (LEFS)*, *Falls Efficacy Scale (FES-I-Brasil)* e *International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)*.

3) Avaliar a função muscular periférica do idoso acromegálico através do *handgrip* e da dinamometria isocinética do joelho.

4) Comparar o idoso acromegálico com o idoso saudável em relação ao balanço postural, *handgrip* e dinamometria isocinética do joelho.

6. MATERIAIS E MÉTODOS

6.1. Local do estudo

O estudo foi realizado no Laboratório de Análise do Movimento Humano do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM) e no Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN).

6.2. Tipo de estudo

Trata-se de um estudo do tipo observacional transversal, com avaliação quantitativa dos dados amostrais.

6.3. Participantes

6.3.1. Grupo de pacientes

6.3.1.1. Critérios de elegibilidade

- diagnóstico de acromegalia, de ambos os sexos, com faixa etária ≥ 60 anos;
- pacientes que estejam em acompanhamento para o controle da doença;
- pacientes que apresentam estabilidade clínica;
- assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Anexo 2).

6.3.1.2. Critérios de exclusão

- pacientes que estejam incapacitados de se locomover aos locais de coleta dos dados;
- recusa em participar do estudo;
- portadores de deficiência visual importante não corrigida;
- pacientes que tenham realizado cirurgia nos últimos 6 meses;
- pacientes que estejam fazendo uso de medicamentos (sedativos, hipnóticos, ansiolíticos e antidepressivos) capazes de causar desordem no balanço corporal;
- portadores de algum tipo de desordem do sistema nervoso que possa afetar o balanço corporal;
- portadores de desordens ortopédicas que impossibilite a manutenção da posição ortostática e a locomoção;
- hipotensão postural.

6.3.2. Grupo controle

6.3.2.1. Critérios de elegibilidade

- idosos aparentemente saudáveis, de ambos os sexos, com faixa etária ≥ 60 anos;
- assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Apêndice 1).

6.3.2.2. Critérios de exclusão

- idosos que estejam incapacitados de se locomover aos locais de coleta dos dados;
- recusa em participar do estudo;
- alteração cognitiva;
- portadores de deficiência visual importante não corrigida;
- idosos que estejam fazendo uso de medicamentos (sedativos, hipnóticos, ansiolíticos e antidepressivos) que causem desordem no balanço corporal;
- portadores de algum tipo de desordem do sistema nervoso que possa afetar o balanço corporal;
- portadores de desordens ortopédicas que impossibilite a manutenção da posição ortostática e a locomoção;
- hipotensão postural.

6.4. Coleta de dados e instrumentos utilizados

6.4.1. Exame físico e medidas antropométricas

Todos os indivíduos foram submetidos, após assinarem o TCLE, a uma avaliação clínico – funcional incluindo exame físico e medidas antropométricas (peso, altura e índice de massa corpórea - IMC) (Apêndice 2).

6.4.2. Teste de equilíbrio dinâmico – Escala de Berg (Anexo 2)

A escala de equilíbrio funcional de Berg foi criada em 1992 por Katherine Berg com a finalidade de avaliar a capacidade de equilíbrio do indivíduo. Este instrumento vem sendo utilizado para determinar fatores no risco de quedas em diferentes condições, estimando o equilíbrio estático e dinâmico. A escalade Berg foi validada e adaptada para a versão brasileira em 2004, se tornando um instrumento confiável para ser utilizado em pesquisas científicas. Fornece informações quanto à descrição da habilidade de equilíbrio funcional com foco na efetividade da tarefa proposta (SILVA *et al.*, 2008).

É utilizada para avaliar o equilíbrio funcional do indivíduo durante a realização de 14 tarefas pertencentes ao dia-a-dia. A avaliação inclui ações na postura ortostática, sentada, giro de 360°, alcance, variação do campo visual, variação na base de sustentação e variação da superfície. Para o processo avaliativo, são necessários: régua, cronômetro, cadeira com altura adequada e um banquinho ou escada com degraus em altura padrão. Aos participantes foi pedido que se posicionassem seguindo as instruções do examinador, mantendo o melhor equilíbrio possível durante o teste. Cada tarefa avaliada possui uma escala ordinal compreendendo cinco alternativas. Cada alternativa possui sua respectiva pontuação que varia de 0 a 4 pontos de acordo com a qualidade na execução da tarefa. A pontuação máxima da escala de Berg é 56 pontos, onde, quanto mais próximo de 56, melhor é o desempenho do indivíduo (MIYAMOTO, 2004).

6.4.3. Dynamic Gait Index - DGI (Anexo 3)

O *Dynamic Gait Index (DGI)* é um instrumento que avalia a marcha e o risco de queda, além do comprometimento do balanço em pacientes idosos. O teste avalia se o indivíduo é capaz de modificar a marcha de acordo com a necessidade durante a realização de determinada tarefa. O *DGI* constitui-se de oito tarefas e caracteriza a marcha em

variados contextos: superfície plana; mudanças na velocidade da marcha; movimentos horizontais e verticais da cabeça; passar por cima e contornar obstáculos; giro sobre seu próprio eixo corporal; subir e descer escadas.

O *DGI* tem se mostrado um teste confiável e sua utilização tem contribuído tanto para a prática clínica como para a pesquisa do equilíbrio e mobilidade (CASTRO *et al.*, 2006). Cada tarefa possui uma pontuação e baseia-se na ausência de disfunção (3 pontos), disfunção mínima (2 pontos), disfunção moderada (1 ponto) e disfunção acentuada (0 ponto). A pontuação máxima do *DGI* é de 24 e um escore de 19 pontos ou menos prediz risco para quedas (CASTRO *et al.*, 2006).

6.4.4. Teste “*Timed up and go*” – *TUG* (Anexo 4)

O *TUG* é um teste funcional que avalia a estabilidade e a mobilidade do idoso. Ele quantifica o tempo gasto (segundos) para a realização de uma determinada tarefa (PODSIADLO & RICHARDSON, 1991). A postura inicial para a realização do teste é a sentada, mantendo as costas apoiadas no encosto da cadeira; somente quando o indivíduo estiver de volta à essa posição é que se dá por encerrada a cronometragem do tempo (KARUKA *et al.*, 2011).

Descrição da tarefa:

Já sentado em uma cadeira, foi pedido que o indivíduo levantasse, caminhasse uma distância de 3 metros lineares, virasse e retornasse na direção da cadeira. Após esta etapa, ao indivíduo foi pedido que concluísse o teste sentando-se novamente (PODSIADLO & RICHARDSON, 1991).

Na interpretação do tempo gasto por cada pessoa entende-se que:

- conclusão em até 10 segundos: sugere que seja um adulto saudável;
- conclusão entre 11 e 20 segundos: sugere que seja uma pessoa com algum tipo de deficiência, parcialmente independente ou com baixo risco de queda;
- conclusão acima de 20 segundos: sugere importante déficit na mobilidade e consequente risco de quedas (BISCHOFF *et al.*, 2003).

Bischoff *et al.*, (2003) também sugere que, no caso de idosos institucionalizados, o tempo normal para a conclusão do *TUG* seja de 12 segundos.

6.4.5. Escala de Tinetti – *Performance – Oriented Mobility Assessment of Gait and Balance – POMA* (Anexo 5)

POMA é uma escala de avaliação da marcha e da estabilidade, desenvolvida por Tinetti, Mayewski e Williams em 1986 (TINETTI, 1986). Considerada padrão-ouro, a escala de Tinetti serve para avaliar disfunções da mobilidade em idosos e o risco de queda em diferentes populações (KOPKE & MEYER, 2006).

A escala de Tinetti é composta por 14 tarefas que se assemelham à AVD, sendo que oito delas se referem a estabilidade e seis avaliam a marcha. A execução de todas as tarefas é classificada de acordo com o desempenho do indivíduo. Após a conclusão das tarefas, estas são analisadas separadamente. O teste de Tinetti, quando analisado em relação à marcha, a classifica em duas categorias distintas:

- normal – 2 pontos;
- anormal – 1 ponto.
- Quando analisado em relação a estabilidade, o teste classifica em três categorias:
 - normal – 2 pontos;
 - adaptativa – 1 ponto;
 - anormal – 0 ponto.

Ao somar-se as duas partes da escala *POMA*, tem-se o máximo de 28 pontos. Os resultados podem ser interpretados da seguinte forma:

- pontuação abaixo de 19 – alto risco de quedas;
- entre 19 e 24 pontos – moderado risco de quedas;
- pontuação acima de 25 – baixo risco (TINETTI, 1986).

6.4.6. *Lower Extremity Functional Scale - LEFS* (Anexo 6)

A escala *LEFS* é um questionário auto-aplicado para avaliação ortopédica dos membros inferiores desenvolvido de acordo com os conceitos de funcionalidade e incapacidade da Organização Mundial de Saúde (OMS). Essa escala compreende 20 questões e cada uma delas apresenta um escore que varia entre o mínimo de zero (extremamente difícil) e o máximo de quatro pontos (sem dificuldade) (ROSS *et al.*, 2008).

A soma de todos os itens pode gerar um total máximo de 80 pontos. Tal nível de pontuação

sugere um estado funcional normal (ROSS *et al.*, 2008), ou seja, quanto maior for o valor obtido, maior é o nível de funcionalidade do indivíduo (PUA *et al.*, 2009).

A escala *LEFS* é de fácil aplicação e pode ser usada em diferentes níveis de funcionalidade e incapacidade referentes aos membros inferiores. Normalmente é usada nas avaliações iniciais, durante o tratamento e posteriormente a esse, no intuito de estabelecer novas metas terapêuticas para os pacientes (BINKLEY *et al.*, 1999).

6.4.7. Escala de avaliação do “medo de cair” – *Falls Efficacy Scale* – *FES* Brasil (Anexo 7)

A *Falls Efficacy Scale* (*FES*) mede o nível de confiança do indivíduo em relação à queda durante a realização de uma série de atividades do dia-a-dia. Possui excelente confiabilidade e pode ser usada para avaliar o balanço e a marcha além de predizer futuras quedas e o declínio na capacidade funcional. A *FES* foi modificada para *FES-I* com o objetivo de adaptação cultural e validação dos resultados (YARDLEY *et al.*, 2005) e posteriormente adaptada para ser usada na população idosa brasileira.

A *FES-I* compreende 16 tópicos a respeito da possibilidade de que durante a realização de tarefas (CAMARGOS *et al.*, 2010). Ao responder cada tópico, pediu-se ao indivíduo para fazê-lo pensando em como normalmente realiza sua AVD. No preenchimento do questionário, é importante considerar que cada nível de preocupação com a possibilidade de queda é representada por um número, conforme segue:

- nem um pouco preocupado – 1 ponto;
- um pouco preocupado – 2 pontos;
- muito preocupado – 3 pontos;
- extremamente preocupado – 4 pontos.

Como se vê, cada tópico varia entre 1 e 4 na sua pontuação e o total realizado pode ficar entre:

- mínimo de 16 pontos: representando ausência de preocupação;
- máximo de 64 pontos: representando preocupação extrema com a possibilidade de queda (CAMARGOS *et al.*, 2010).

Sugere-se que, quanto menor for a pontuação obtida pelo avaliado, maior é o seu nível de auto- confiança.

6.4.8. Questionário Internacional de Atividade Física - IPAQ (Anexo 8)

O IPAQ é um questionário que foi desenvolvido por pesquisadores da OMS, pelo Instituto Karolinska (Suécia) e pelo Centro de Controle e Prevenção de Quedas (CDC) dos Estados Unidos. Através desse questionário, obtém-se a mensuração do nível de atividade física do indivíduo, estimando-se o tempo gasto para sua realização em diferentes intensidades e situações do cotidiano (HALLAL & VICTORA, 2004). Já foi validado em mais de 14 países, apresentando boa confiabilidade e reprodutibilidade. É aceitável em diferentes grupos de indivíduos, desde adultos jovens até idosos (BENEDETTI *et al.*, 2007).

Foram publicadas duas versões do IPAQ: a curta (composta por 8 perguntas) e a longa (composta por 27 perguntas). No presente estudo, foi utilizada a forma curta do questionário (HALLAL & VICTORA, 2004).

Os resultados foram somados para cada atividade (trabalho, transporte, casa, jardim, lazer e tempo gasto durante a postura sentada) e o total referente a cada domínio foi calculado (em minutos), indicando toda a atividade física realizada na semana. Para análise do relato na velocidade da caminhada, considera-se três níveis: vigorosa, moderada e lenta (MATSUDO *et al.*, 2001).

6.4.9. Estabilometria em plataforma de força

Em conjunto com a postura, a estabilidade é fundamental na manutenção do controle do corpo no espaço, sendo um fator de extrema importância na qualidade de vida dos pacientes. A estabilometria é usada para a medida da oscilação corporal como uso de plataforma de força que permite quantificar o balanço em relação à velocidade e ao deslocamento ântero-posterior e médio-lateral do corpo e, conseqüentemente, fornece informações precisas sobre a estabilidade. A plataforma de força é constituída por duas superfícies rígidas, uma superior e a outra inferior (SÁ & BIM, 2012).

No presente estudo, foi utilizada a plataforma de força AccuSway Plus AMTI, Watertown, Massachusetts, USA, que captou os sinais do deslocamento do CoP através de 4 sensores de força em cada ponta (Figura 2). Para o armazenamento e interpretação dos dados, foi utilizado o software Suite EBG, versão 1.0.

As orientações aos participantes para a realização do teste estabilométrico foram as seguintes:

- permanecer sobre a plataforma em postura de pé sem realizar movimentos voluntários; manter uma distância entre os pés equivalente à distância entre os ombros;
- com a cabeça alinhada, olhar para frente na altura dos olhos em um determinado ponto fixo da parede por 30 segundos.

Todos os participantes foram posicionados em duas posturas: base aberta, olhos abertos (BAOA); e base fechada, olhos fechados (BFOF). Foram avaliados os seguintes parâmetros estabilométricos: desvio-padrão médio-lateral (X SD em cm); desvio-padrão ântero-posterior (Y SD em cm); oscilação médio-lateral (X range em cm); oscilação ântero-posterior (Y range em cm); comprimento do deslocamento do CoP (L Path em cm); área retangular (A Rect em cm²); área elíptica de deslocamento do CoP (em cm²); e velocidade média (V avg em cm) (Lopes *et al.*, 2014).



Figura 2. Plataforma de força
(Fonte: Foto da internet)

6.4.10. Dinamômetro de preensão manual - *Handgrip*

A força de preensão manual tem sido amplamente avaliada através da medida isométrica máxima por meio de um dinamômetro. O *handgrip* quantifica e provê de forma confiável e válida o índice de força do membro superior. Em condições normais, a força de preensão manual palmar é o resultado da flexão voluntária máxima de todos os dedos devido à ação sinérgica dos músculos flexores e extensores, além da ação recíproca de grupos musculares que geram uma força resultante (SENGUPTA *et al.*, 2011).

A força de preensão manual dos flexores de mão e dedos foi avaliada no membro dominante através do uso de um dinamômetro de preensão manual (Hydraulic Hand

Dynamometer, modelo SH5001, Saehan Corporation, Korea).

Para a realização do teste, foram seguidas algumas recomendações: (a) a posição do braço obedeceu às orientações da Associação Americana de Terapeutas da Mão (BOHANNON *et al.*, 2006); (b) o sujeito sentado confortavelmente, foi posicionado com o ombro levemente aduzido e, o cotovelo flexionado à 90°; (c) o antebraço e punho mantiveram a posição neutra; (d) a alça do dinamômetro foi mantida na segunda posição para todos os avaliados; e (e) o avaliador recomendou que a manopla fosse apertada com a maior força possível, mantendo o braço e o corpo na posição inicial (Figura 3).

Os indivíduos realizaram três tentativas máximas com duração de contração de três segundos e com um intervalo de descanso de 60 segundos entre cada tentativa. O melhor resultado obtido foi registrado. Os resultados foram registrados em kgf.



Figura 3. Dinamômetro de preensão manual
(Fonte: Foto da internet)

6.4.11. Avaliação muscular periférica pela dinamometria isocinética

A dinamometria isocinética é um método de avaliação da força muscular periférica que tem sido cada vez mais utilizado. Por meio da dinamometria podem ser obtidos parâmetros de comparação entre populações distintas, o que auxilia diretamente na terapêutica da reabilitação e na prevenção de lesões articulares, tendíneas e musculares. A avaliação isocinética da força muscular fornece, a cada grau de movimento da articulação avaliada, o torque máximo dos músculos envolvidos na excursão do movimento (NETO *et al.*, 2010).

Neste estudo, a dinamometria foi realizada bilateralmente nos músculos quadríceps e

isquiotibiais. Antes dessa avaliação, o indivíduo participou de um treinamento de adaptação para conhecer o equipamento e se familiarizar com a manobra em si. Após essa fase inicial, foi realizada a análise de força através de um treinamento com menos repetições: 75°/segundo com duas séries de cinco repetições. O participante também realizou a avaliação de desempenho através de um treino com mais repetições: 240°/segundo com duas repetições de 15 séries. Entre cada manobra, o indivíduo teve um intervalo de 120 segundos. Incentivos foram dados para que o participante, usando o membro dominante, fizesse o máximo de força que conseguisse, procurando manter a maior velocidade possível (AQUINO *et al.*, 2007).

O indivíduo deveria manter-se sentado com o tronco ereto para permitir o ângulo de 90° na flexão de quadril. O movimento orientado foi flexão e extensão de joelho. Cintos de contenção foram posicionados sobre o tórax e membro avaliado (2 cm acima do maléolo lateral), o que permitiu melhor posicionamento durante o exame (Figura 3). Para que os resultados do teste fossem aceitos, o coeficiente de variação deveria ser menor que 20% e a fadiga ao trabalho não deveria ser negativa.

Foram analisadas as seguintes variáveis:

- pico de torque;
- coeficiente de variação;
- máxima repetição do trabalho;
- trabalho total;
- fadiga do trabalho;
- relação agonista / antagonista.

Estima-se um tempo de 30 minutos para cada paciente (Carvalho & Puga, 2010).

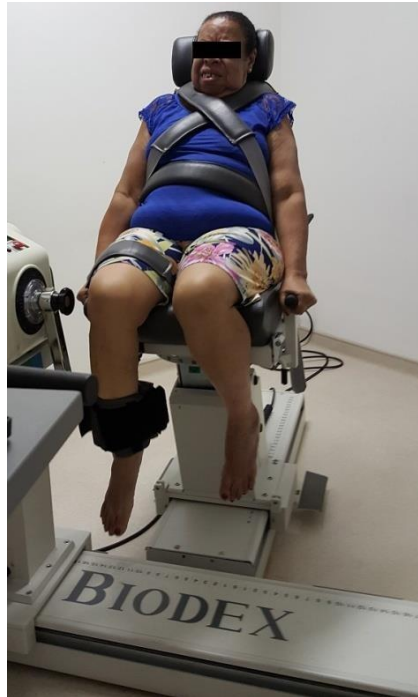


Figura 4. Dinamometria Isocinética
(Fonte: Foto do próprio autor)

6.5. Procedimentos

6.5.1. Grupos de sujeitos

Um dos grupos a ser estudado foi composto por indivíduos idosos acromegálicos com idade ≥ 60 anos, recrutados no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF) e no Hospital Federal de Bonsucesso (HFB). Estes indivíduos deveriam cumprir os critérios de elegibilidade descritos acima. Já o outro grupo foi formado por indivíduos idosos saudáveis com idade ≥ 60 anos que aceitaram participar das avaliações, recrutados na UNISUAM.

6.5.2 Proposta de atividades e trabalho

Todos os participantes do estudo foram submetidos a uma série de procedimentos que aconteceram em dois dias distintos.

No Laboratório de Análise do Movimento Humano da UNISUAM, foram realizados os seguintes exames: avaliação clínica e medidas antropométricas (peso, altura e IMC), estabilometria em plataforma de força, teste de equilíbrio dinâmico pelas escalas de Berg,

DGI, *TUG*, *POMA* e avaliação da integridade física por meio dos questionários *IPAQ*, *LEFS* e *FES-I*. Já a dinamometria isocinética de membros inferiores e o *handgrip* foi realizado no CEFAN.

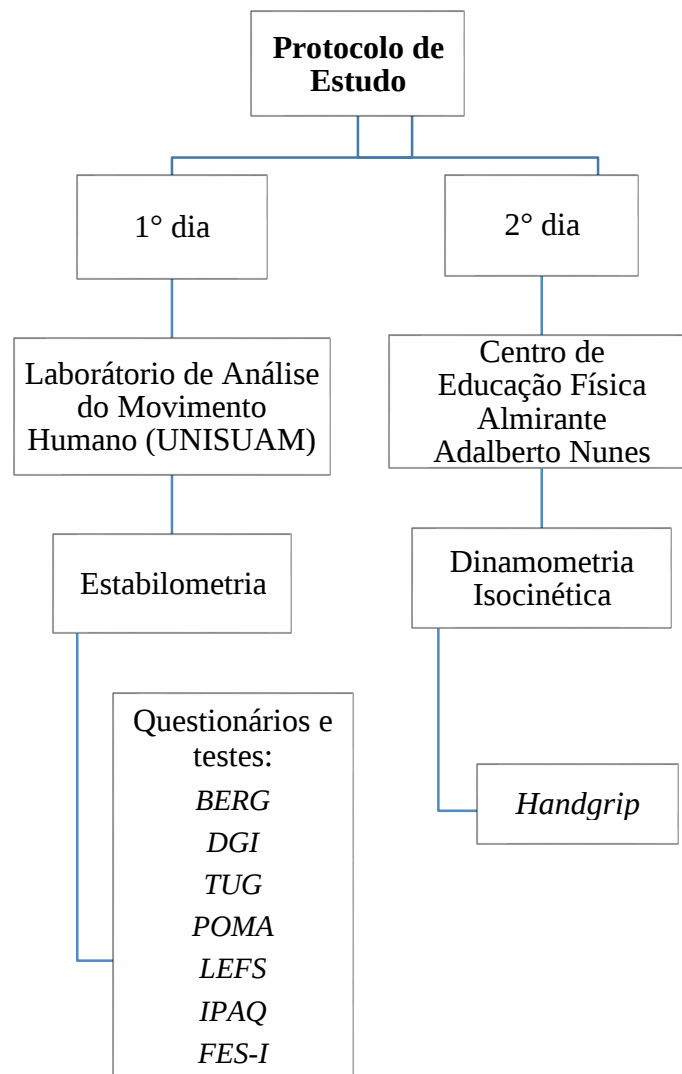


Figura 5. Organização da coleta de dados

6.6. Seleção da amostra

Esta é uma amostra de conveniência selecionada a partir de uma relação nominal de idosos portadores de acromegalia, disponibilizada no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF) e Hospital Federal de Bonsucesso (HFB). Após as consultas de rotina destes pacientes, os mesmos foram encaminhados a conversar com a pesquisadora responsável pelo projeto e aqueles que obedeceram aos critérios de inclusão e aceitaram participar deste estudo tiveram seus horários de avaliação agendados. Os idosos do grupo

controle foram selecionados a partir de voluntários saudáveis, recrutados na UNISUAM.

6.7. Análise estatística

Para verificar a homogeneidade da amostra, foi usado o teste de Shapiro-Wilk. Os resultados são expressos pelos valores da mediana e intervalos interquartis ou pelas frequências (percentagens). O grupo de acromegálicos idosos foi comparado ao grupo de idosos saudáveis por usar o teste de Mann-Whitney para variáveis numéricas e o teste exato de Fisher para variáveis categóricas. A análise dos dados foi realizada com o software SAS 6.11 (SAS Institute, Inc., Cary, NC, USA). As diferenças foram consideradas significantes quando $P < 0,05$.

7. CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Centro Universitário Augusto Motta (Anexo 1). O estudo seguirá as normas da Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, que estabelece os preceitos éticos para a pesquisa envolvendo seres humanos (BRASIL, 2012), e seguiu as diretrizes da Declaração de Helsinki. Antes da realização de qualquer procedimento, todos os participantes ou seus responsáveis foram informados sobre os objetivos e procedimentos do estudo e foram orientados a assinar o TCLE.

Todas as informações relacionadas aos pacientes foram mantidas em sigilo, preservando o anonimato e a privacidade dos mesmos. Foi garantida também a não utilização dessas informações de forma que possa causar algum tipo de prejuízo aos indivíduos. Aos participantes foi informado que teriam a liberdade de abandonar o estudo quando desejassem. Aos que se interessarem, os resultados do estudo serão disponibilizados.

8. REFERÊNCIAS

Alexander, NB. Postural control in older adults. *J Am Geriatric Soc* 1994; 42(1): 93-108.

Altubasi, IM Is quadriceps muscle strength a determinant of the physical function of the elderly? *J Phys Ther Sci* 2015; 27(10): 3035-3038.

American Geriatrics Society. Guide line for the prevention off all sin older persons. *JAGS*2001; 49(5): 664-672.

Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F. Age-induced modification of static postural control in humans. *Neurosci Lett* 2003; 350(3): 1-4.

Aquino CF, Vaz DV, Brício RS, Silva PLP, Ocarino JM, Fonseca ST. A Utilização da Dinamometria Isocinética nas Ciências do Esporte e Reabilitação. *R Bras Cie Mov* 2007; 15(1): 93-100.

Aron DC, Tyrrell JB, Wilson CB. Pituitary tumors - Current concepts in diagnosis and management. *West J Med* 1995; 162(4): 340-352.

Atkinson HH, Cesari M, Kritchevsky SB, et al. Predictors of combined cognitive and physical decline. *J Am Geriatr Soc* 2005; 53(7): 1197-1202.

Ayuk J, Sheppard MC. Growth hormone and its disorders. *Postgrad Med J* 2006; 82(963): 24- 30.

Baczkowicz D, Szcegielniak J, Proszkowiec M. Relations between postural stability, gait and falls in elderly persons - preliminary report. *Ortop Traumatol Rehabil* 2008; 10(5): 478-485.

Barbosa MLJ, Nascimento EFA. Incidência de internações de idosos por motivo de quedas, em um hospital geral de Taubaté. *Revista Brasileira de Biociências* 2001; 7(1): 35-42.

Bell F. Principles of mechanics and biomechanics. Cheltenham: Stanley Thornes 1998, 211 s., ill.

Benedetti TRB, Antunes PC, Anez CRR, Mazo GZ, Petroski EL. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. Rev Bras Med Esporte 2007; 13(1): 11-16.

Ben-Shlomo A, Melmed S. Acromegaly. Endocrinol Metab Clin North Am 2008; 37(1): 101- 122.

Berg K, Wood-Dauphine JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. Physiotherapy 1989; 41: 304-311.

Binkley JM, Stratford PW, Lott SA et al. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application. Phys Ther 1999; 79(4): 371- 383.

Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, Von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: A comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. Age Ageing 2003; 32(3): 315-320.

Blackman MR, Sorkin JD, Munzer T, Bellantoni MF, Busby-Whitehead J, Stevens TE, et al. Growth hormone and sex steroid administration in healthy aged women and men: a randomized controlled trial. JAMA 2002; 288(18): 2282-2292.

Bohannon RW, Iarkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J, et al. Decrease in timed balance test scores with aging. Phys Ther 1984; 64(7): 1067-1070.

Bohannon RW, Peolsson A, Massy-Westropp N, Desrosiers J, Bear-Lehman J. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* 2006; 92(1): 11-15.

Bok SK, Lee TH, Lee SS. The effects of changes of ankle strength and range of motion according to aging on balance. *Ann Rehabil Med* 2013; 37: 10-16.

Brasil. Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Disponível em: <http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2012/Reso466.pdf>

Camargos FFO, Dias RC, Dias JMD, Freire MTF. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale – International em idosos brasileiros (FES- I-BRASIL). *Rev Bras Fisioter* 2010; 14(3): 237-243.

Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF. Risk factors for falls in a community based prospective study of people 70 years and older. *Gerontol* 1989; 44(4): M112-M117.

Carneiro JAO, Santos-Pontelli TEG, Colafêmina JF, Carneiro AAO, Ferriolli E. A pilot study on the evaluation of postural strategies in young and elderly subjects using a tridimensional electromagnetic system. *Braz J Otorhinolaryngol* 2013; 79(2): 219-225.

Carvalho GA, Peixoto NM, Capella PD. Análise comparativa da avaliação funcional do paciente geriátrico institucionalizado por meio dos protocolos de Katze Tinetti. *Revista Digital* 2007; 12(114).

Carvalho P, Puga N. A avaliação isocinética - joelho. *Rev Medic Desp* 2010; 1(4), 26-28.

Casagrande A, Czepielewski MA. Ensaio para a medida de hormônio do crescimento (GH)

e IGF-I: Aspectos metodológicos e suas implicações no diagnóstico e seguimento da acromegalia. *Arq Bras Endocrinol Metab* 2007; 51(4): 511-519.

Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep* 1985; 100(2): 26-31.

Castro SM, Perracini MR, Ganança FF. Versão brasileira do Dynamic Gait Index. *Rev Bras Otorrinolaringol* 2006; 72(6): 817-825.

Chanson P, Salenave S. Acromegaly. *Orphanet J Rare Dis* 2008; 3: 17.

Caudhry H, Findley T, Quigley KS, Bukiet B, Ji Z, Sims T, Maney M. Measures of postural stability. *J Rehabil Res Dev* 2004; 41(5): 713-720.

Colao A, Amato G, Pedroncelli AM, Baldelli R, Grottoli S, Gasco V, et al. Gender- and age-related differences in the endocrine parameters of acromegaly. *J Endocrinol Invest* 2002; 25(6): 532-538.

Colao A, Ferone D, Marzullo P, Lombardi G. Systemic complications of acromegaly: epidemiology, pathogenesis, and management. *Endocri Rev* 2004; 25(1): 102-152.

Cook C. The relationship between posture and balance disturbances in women with osteoporosis. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics* 2002; 20(3/4), 37-40.

Cordido F, García Arnés JA, Marazuela Aspiroz M, Torres Vela E; grupo de Neuroendocrinología de La Sociedad Española de Endocrinología y Nutrición. Guía práctica de diagnóstico y tratamiento de la acromegalia. *Endocrinol Nutr* 2013; 60(8): 457.

Craik FIM, Salthouse TA. The handbook of aging and cognition. 3ed. New York, NY. Psychology Press 2008, ix, 657 s., ill.

Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boire Y, Cederholm T, Landi F, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: report of the European Working Group on Sarcopenia in older people. *Age Ageing* 2010; 39(4): 412-423.

Davis FG, Kupelian V, Freels S, McCarthy B, Surawicz T. Prevalence estimates for primary brain tumors in the United States by behavior and major histology groups. *Neuro Oncol* 2001; 3(3): 152-158.

De Nunzio AM, Iervolino S, Zincarelli C, Di Gioia L, Rengo G, Multari V, et al. Ankylosing spondylitis and posture control: the role of visual input. *Biomed Res Int* 2015; 948674.

De Ridder R, Willems T, De Mits S, Vanrenterghem J, Roosen P. Foot orientation affects muscle activation levels of ankle stabilizers in a single-legged balance board protocol. *Hum Mov Sci* 2014; 33: 419-431.

De S, Sengupta P, Maity P, Pal A, Dhara PC. Effect of body posture on hand grip strength in adult Bengalee population. *Journal of Exercise Science and Physiotherapy* 2011; 7(2): 79-88.

Donangelo I, Une K, Gadelha M. Diagnóstico e tratamento da acromegalia no Brasil. *Arq Bras Endocrinol Metab* 2003; 47(4): 331-346.

Dornan J, Fernie GR, Holliday PJ. Visual input: Its importance in the control of postural sway. *Arch Phys Med Rehabil* 1978; 59(12): 586-591.

Drzal-Grabiec J, Rachwał M, Podgórska-Bednarz J, Rykala J, Snela S, Truszczynska A,

Trzaskoma Z. The effect of spinal curvature on the photogrammetric assessment on static balance in elderly women. *BMC Musculoskelet Disord* 2014; 15: 186.

Drzal-Grabiec J, Snela S, Rykala J, Podgórska J, Banas A. Changes in the body posture of women occurring with age. *BMC Geriatr* 2013; 13: 108.

Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter* 2010; 14:183-192.

Era P, Heikkinen E. Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol* 1985; 40(3): 287-295.

Ezzat S, Asa SL, Couldwell WT, Barr CE, Dodge WE, Vance ML, McCutcheon IE. The prevalence of pituitary adenomas: a systematic review. *Cancer* 2004; 101(3): 613-619.

Falsarella GR, Coimbra IB, Barcelos CC, Lartelli I, Montedori KT, Santos MNJ, ET al. Influence of muscle mass and bone mass on the mobility of elderly women: an observational study. *BMC Geriatr* 2014; 14(13): 1-7.

Famula A, Nowotny-Czupryna O, Czupryna K, Nowotny J. Previous physical activity and body balance in elderly people. *Biol Sport* 2013; 30(4): 311-315.

Fernandez A, Karavitaki N, Wass JAH. Prevalence of pituitary adenomas: a community-based, cross-sectional study in Banbury (Oxfordshire, UK). *Clin Endocrinol* 2010; 72(3): 377-382.

Fernandez AM, Le Roith D. Skeletal muscle. *Adv Exp Med Biol* 2005; 567: 117-147.

Ferrucci L, Giallauria F, Guralnik, JM. Epidemiology of aging. *Radiol Clin North Am* 2008; 46(4): 643-652.

Fitzpatrick R, Mccloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol* 1994; 478(Pt 1): 173-186.

Garatachea N, Pareja-Galeano H, Sanchis-Gomar F, Santos-Lozano A, Fiuza-Luces C, Mora M, et al. Exercise attenuates the major hallmarks of aging. *Rejuvenation Res* 2015; 18(1): 57- 89.

Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol* 1999; 514(Pt 3): 915-928.

Goldie PA, Bach TM, Evans OM. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* 1989, 70(7): 510-517.

Grüneberg C, Duysens J, Honegger F, Allum JHJ. Spatio-temporal separation of roll and pitch balance-correcting commands in humans. *J Neurophysiol* 2005; 94(5): 3143-3158.

Guedes DP, Guimarães FS, Dias CM, Guimarães SA, Kasuki L, Gadelha MR, et al. On the functional capacity and quality of life of patients with acromegaly: are they candidates for rehabilitation programs? *J Phys Ther Sci* 2013; 25(11): 1497-1501.

Hallal PC, Victora CG. Reliability and validity of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36 (3): 556.

Hatipoglu E, Yuruyen M, Keskin E et al. Acromegaly and aging: a comparative cross-sectional study. *Growth Horm IGF Res* 2015; 25(1): 47-52.

Hirata RP, Jorgensen TS, Rosager S, Arendt-Nielsen L, Bliddal H, Henriksen M, Graven-Nielsen. Altered Visual and Feet Proprioceptive Feedbacks during Quiet Standing Increase Postural Sway in Patients with Severe Knee Osteoarthritis. PLoS One 2013; 8(8): e71253.

Holdaway IM, Rajasoorya C. Epidemiology of acromegaly. Pituitary 1999; 2(1): 29-41.

Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. Gait Posture 1997; 6(1): 76-84.

Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing 2006; 35-S2: ii7-ii11.

Horak FB, Kuo. A. Postural adaptation for altered environments, tasks and intentions. In: Biomechanics and Neuronal Control of Posture and Movement. New York: Springer, 2000; 267-281.

Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepard JT, (ed). Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems. New York: Oxford University Press 1996, 255-292.

Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. Neurobiol Aging 1989; 10(6): 727-738.

Hortobagyi T, Westerkamp L, Beam S, Moody J, Garry J, Holbert D, et al. Altered hamstring- quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. Clin Biomech 2005; 20(1): 97- 104.

Hughes VA, Frontera WR, Roubenoff R, Evans WJ, Singh MA. Longitudinal changes inbody composition in older men and women: role of body weight change and physical

activity. *Am J Clin Nutr* 2002; 76(2): 473-481.

Jorgensen, M.G. Assessment of postural balance in community-dwelling older adults - Methodological aspects and effects of biofeedback-based Nintendo Wii training. *Dan Med J* 2014; 61(1): B4775.

Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Principles of neural science. 4th ed. McGraw-Hill, Health Professions Division 2000; 816-832.

Kantner RM, Rubin AM, Armstrong CW, Cummings V. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects. *Am J Otolaryngol* 1991; 12(4): 196-204.

Karuka, A.H.; Silva, J.A.M.G.; Navega, T. Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. *Rev Bras Fisioter* 2011; 15(6): 460-466.

Kilby MC, Molenaar PCM, Newell KM. Models of Postural Control: Shared Variance in Joint and COM Motions. *PLoS One* 2015; 10(5): e0126379.

Kogler A, Lindfors J, Odkvist LM, Ledin T. Postural stability using different neck positions in normal subjects and patients with neck trauma. *Acta Otolaryngol* 2000; 120(2): 151-155.

Köpke S, Meyer G. The Tinetti test Babylon in geriatric assessment. *Z Gerontol Geriat* 2006; 39(4): 288-291.

Laube W. Pathophysiologie, Muskelatrophie (pathophysiology, muscular atrophy). In: Hüter- Becker A, Dölken M, editors. Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre (biomechanics, kinematics, physiology of performance, training doctrine). Stuttgart: Georg Thieme 2005; 3(5): 294-295.

Lexell J, Taylor CC. Variability in muscle fibre areas in whole human quadriceps muscle: effects of increasing age. *J Anat* 1991; 174: 239-249.

Lopes AJ, Silva DPG, Kasuki L, Gadelha MR, Camilo GB, Guimarães FS. Posture and balance control in patients with acromegaly: Results of a cross-sectional study. *Gait Posture* 2014; 40(1): 154-159.

Lord SR, Clark RD, Webster IW. Physiological factors associated with falls in an elderly population. *J Am Geriatr Soc* 1991; 39(12): 1194-1200.

Lugo G, Pena L, Cordido F. Clinical manifestations and diagnosis of acromegaly. *Int J Endocrinol* 2012; 540398.

Maki BE, Edmondstone MA, Mcilroy WE. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behaviour. *J Gerontol* 2000; 55(5): 270-277.

Marcell TJ, Harman SM, Urban RJ, Metz DD, Rodgers BD, Blackman MR. Comparison of GH, IGF-I, and testosterone with mRNA of receptors and myostatin in skeletal muscle in older men. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2001; 281(6): E1159-E1164.

Massion J, Woollacott MH. Posture and equilibrium. In: Bronstein A, Brandt T and Woollacott M (Eds): *Clinical Disorders of Balance Posture and Gait* 1996; 1-18.

Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology* 1992; 38: 35-36.

Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994; 4(6): 877-887.

Massion J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience &*

Biobehavioral Reviews 1998; 22(4): 465-472.

Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira LC, Braggion, G. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Atividade Física & Saúde* 2001; 6(2): 5-18.

Melmed S, Casanueva F, Cavagnini F, Chanson P, Frohman LA, Gaillard R, et al. Consensus statement: medical management of acromegaly. *Eur J Endocrinol* 2005; 153(6): 737-740.

Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing* 2004; 33(6): 602-607.

Mestron A, Webb SM, Astorga R, Benito P, Catala M, Gaztambide S, et al. Epidemiology clinical characteristics, outcome, morbidity and mortality in acromegaly based on the Spanish acromegaly registry (Registro Espanhol de Acromegalia, REA). *Eur J Endocrinol* 2004; 151(4): 439-446.

Mignardot JB, Oliver I, Promayon E, Nougier V. Origins of Balance Disorders during a Daily Living Movement in Obese: Can Biomechanical Factors Explain Everything? *PLoS One* 2013; 8(4): 604-691.

Millner TH, Diamant LL. Atualização no tratamento da acromegalia. *Einstein* 2004; 2(4): 332- 339.

Mitty E, Flores S. Fall prevention in assisted living: Assisted Living: Assessment and strategies. *Geriatric Nursing* 2007; 28(6): 249-357.

Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the

Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res* 2004; 37(9): 1411-1421.

Nagulesparen M, Trickey R, Davies MJ et al. Muscle changes in acromegaly. *Br Med J* 1976; 2(6041): 914-915.

Nevitt MC. Falls in the elderly: Risk factors and prevention. In: Masdeu JC, Sudarsky L, Wolfson L, eds. *Gait Disorders of Aging. Falls and Therapeutic Strategies*. Philadelphia: Lippincott-Raven 1997, 13-36.

Neto MS, Simões R, Neto JAG, Cardone CP. Avaliação Isocinética da Força Muscular em Atletas Profissionais de Futebol Feminino. *Rev Bras Med Esporte* 2010; 16(1): 33-35.

Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System - Foundations for Physical Rehabilitation*. St. Louis, MO: Mosby, Inc. 2000.

Nicholas JA, Hall WJ. Screening and Preventive Services for Older Adults. *Mt Sinai J Med* 2011; 78(4): 498-508.

Novaes RD, Miranda ASD, Silva JDO, Tavares BVF, Dourado VZ. Equações de referência para a predição da força de preensão manual em brasileiros de meia idade e idosos. *Fisioter Pesq* 2009; 16(3): 217-222.

O'Sullivan AJ, Kelly JJ, Hoffman DM, Freund J, Ho KK. Body composition and energy expenditure in acromegaly. *J Clin Endocrinol Metab* 1994; 78(2): 381-386.

Okubo J, Watanabei, Takeya T, Baron JB. Influence of foot position and visual field condition in the examination of equilibrium function and sway of centre of gravity in normal persons. *Agressofogie* 1979; 20(2): 127-132.

Olsson Moller U, Midlov P, Kristensson J, Ekdahl C, Berglund J, Jakobsson U. Prevalence and predictors of falls and dizziness in people younger and older than 80 years of age – A longitudinal cohort study. *Arch Gerontol Geriatr* 2012; 56(1): 160-168.

Onal ED, Ipek A, Evranos B, Idilman IS, Cakir B, Ersoy R. Structural tendon changes in patients with acromegaly: assessment of Achilles tendon with sonoelastography. *Med Ultrason* 2016; 18(1): 30-35.

Organização Mundial de Saúde (OMS). Envelhecimento ativo: uma política de saúde. Brasília: Organização Pan-Americana da Saúde. 2005.

Pai YC. Movement termination and stability in standing. *Exerc Sport Sci Rev* 2003; 31(1): 19- 25.

Pereira RJ, Cotta RM, Franceschini SC, Ribeiro RC, Sampaio RF, Priore SE, et al. Contribuição dos domínios físico, social, psicológico e ambiental para a qualidade de vida global de idosos. *Rev Psiquiatr Rio Gd Sul* 2006; 28(1): 27-38.

Podsiadlo D, Richardson S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991; 39(2): 142-148.

Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil* 2000; 14(4): 402- 406.

Porter MM, Vandervoort AA, Lexell J. Aging of human muscle: structure, function and adaptability. *Scand J Med Sci Sports* 1995; 5(3): 129-142.

Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995; 50 A(1): M28-M34.

Pozzo T, Ouamer M, Gentil C. Simulating mechanical consequences of voluntary movement upon whole-body equilibrium: the arm-raising paradigm revisited. *Biol Cybern* 2001; 85(1): 39-49.

Pua Y-H, Cowan SM, Wrigley TV, Bennell KL. The Lower Extremity Functional Scale could be an alternative to the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index physical function scale. *J Clin Epidemiol* 2009; 62(10): 1103-1111.

Reid KF, Pasha E, Doros G, Clark DJ, Patten C, Phillips EM, et al. Longitudinal decline of lower extremity muscle power in healthy and mobility-limited older adults: influence of muscle mass, strength, composition, neuromuscular activation and single fiber contractile properties. *Eur J Appl Physiol* 2014; 114(1): 29-39.

Rennó AC, Driusso P, Ferreira V. Atividade física e osteoporose: uma revisão bibliográfica. *Fisioter Mov* 2001; XIII(2): 49-53.

Rosario PW, Calsolari MR. Screening for acromegaly by application of a simple questionnaire evaluating the enlargement of extremities in adult patients seen at primary health care units. *Pituitary* 2012; 15(2): 179-183.

Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, YU B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *J Athl Train* 2008; 43(1): 44-50.

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

Sá CG, Bim CR. Análise estabilométrica pré e pós-exercícios fisioterapêuticos em crianças deficientes visuais. *Fisioter Mov* 2012; 25(4): 811-819.

Sakharova AA, Dimaraki EV, Chandler WF et al. Clinically silent somatotropinomas may be biochemically active. *J Clin Endocrinol Metab* 2005; 90(4): 2117-2121.

Sakuma K, Yamaguchi A. Sarcopenia and age-related endocrine function. *Int J Endocrinol* 2012; 127362.

Sayer AA, Dennison EM, Syddall HE, Gilbody HJ, Phillips DI, Cooper C. Type 2 diabetes, muscle strength, and impaired physical function: the tip of the iceberg? *Diabetes Care* 2005; 28(10): 2541-2542.

Scheffer AC, Schuurmans MJ, Van Dijk N, Van Der Hooft T, De Rooij SE. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age Ageing* 2008; 37(1): 19-24.

Sgrò F, Licari D, Coppola D, Lipoma M. Assessment of balance abilities in elderly people by means of a clinical test and a low-cost force plate. *Kinesiology* 2015; 47(1): 33-43.

Shumway-Cook A and Woollacott M. Assessment and treatment of the patient with mobility disorders. In Shumway-Cook A and Woollacott M (Eds): *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore: Williams and Wilkins 1995; 315-318.

Silva A, Almeida GJM, Cassilhas RC, Cohen M, Peccin MS, Tufik S, Mello MT. Equilíbrio, Coordenação e Agilidade de Idosos Submetidos à Prática de Exercícios Físicos Resistidos. *Rev Bras Med Esporte* 2008; 14(2): 88-93.

Silva APS, Jardim MA, Figueredo CVM, Brígida AMP S. O equilíbrio postural no idoso: influência das alterações da visão e da postura. *Fisio Ter* 2003; 40: 34-36.

Silva RB, Costa-Paiva L, Oshima MM, Siani Morais SS, Pinto-Neto, AM. Frequência de quedas e associação com parâmetros estabilométricos de equilíbrio em mulheres na pós-menopausa com e sem osteoporose. *Rev Bras Ginecol Obstet.* 2009; 31(10): 496-502.

Smee DJ, Berry HL, Anson JM, Waddington GS. The relationship between subjective falls-risk assessment tools and functional, health-related, and body composition characteristics. *J Appl Gerontol* 2015. [Epub ahead of print]

Sozzi S, Honeine JL, Do MC, Schieppati M. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin Neurophysiol* 2013; 124(6): 1175-1186.

Sperling MA. Traditional and novel aspects of the metabolic actions of growth hormone. *Growth Horm IGF Res* 2015. [Epub ahead of print]

Tanimoto K, Hizuka N, Fukuda I, Takano K, Hanafusa T. The influence of age on the GH-IGF1 axis in patients with acromegaly. *Eur J Endocrinol* 2008; 159(4): 375-379.

Teadsdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture* 2001; 14(3): 203-210.

Thiebaud RS, Loenneke JP, Fahs CA, Rossow LM, Kim D, Abe T, et al. The effects of elastic band resistance training combined with blood flow restriction on strength, total bone-free lean body mass and muscle thickness in postmenopausal women. *Clin Physiol Funct Imaging* 2013; 33(5): 344-352.

Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 1986; 34(2): 114-126.

Tittel KM. quadriceps femoris, Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen – Descriptive and functional human anatomy. 14 ed. Munich: Urban & Fischer 2003; 13: 200.

Vandervoort AA, Chesworth BM, Cunningham DA, Paterson DH, Rechnitzer PA, Koval JJ. Age and sex effects on mobility of the human ankle. *J Gerontol* 1992; 47(1): M17-M21.

Velloso CP. Regulation of muscle mass by growth hormone and IGF-I. *Br J Pharmacol* 2008; 154(3): 557-568.

Vieira Neto L, Abucham J, Araujo LA, Boguszewski CL, Bronstein MD, Czepielewski M, et al. Recommendations of Neuroendocrinology Department from Brazilian Society of Endocrinology and Metabolism for diagnosis and treatment of acromegaly in Brazil. *Arq Bras Endocrinol Metabol* 2011; 55(2): 91-105.

Wang C, Bai L. Sarcopenia in the elderly: basic and clinical issues. *Geriatr Gerontol Int* 2012; 12(3): 388-396.

Wassenaar MJE, Biermasz NR, van Duinen N, van der Klaauw AA, Pereira AM, Roelfsema F, et al. High prevalence of arthropathy, according to the definitions of radiological and clinical osteoarthritis, in patients with long term cure of acromegaly: a case-control study. *Eur J Endocrinol* 2009; 160(3): 357-365.

Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995; 3: 193-214.

Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *J Neurophysiol* 1998; 80(3): 1211-1221.

Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol* 1990; 16 (1-2): 31-51.

Wolfson L, Whipple R, Derby CA, Amerman P, Murphy T, Tobin JN, Nashner L. A

dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology* 1992; 42(11): 2069-2075.

Woodhouse LJ, Asa SL, Thomas SG, Ezzat S. Measures of submaximal aerobic performance evaluate and predict functional response to growth hormone (GH) treatment in GH-deficient adults. *J Clin Endocrinol Metab* 1999; 84(12): 4570-4577.

Woodhull-Mcneal AP. Changes in posture and balance with age. *Aging Clin Exp Res* 1992; 4(3): 219-225.

Woollacott MH. Age-related changes in posture and movement. *J Gerontol* 1993; 48: 56-60.

Yardley L, Beyer N, Hauer K, Kempen G, Piot-Ziegler C, Todd C. Development and initial validation of the falls efficacy scale-international (FES-I). *Age Ageing* 2005; 34(6): 614-9.

9. PRODUÇÃO

Balance control and peripheral muscle function in aging: a comparison between individuals with acromegaly and healthy controls

Abstract

Advances in the knowledge of acromegaly are leading to an increase in the survival rate of acromegalic subjects. This study was conducted to evaluate balance control, risk for falls, and peripheral muscle function in the acromegalic elderly. Seventeen elderly with acromegaly (67 (63–73) years) and twenty paired control subjects underwent balance scales, force platform, and knee isokinetic dynamometry tests. There were significant differences between patients and control subjects on several balance and gait scales, with worse performance and risk for falls in the acromegalic elderly. The acromegalic elderly have lower values for peak torque, maximum repetition of the total work, and total work in extension at 240°/s. The acromegalic elderly have higher values in the medial-lateral range. Acromegaly elderly subjects have lateral instability that compromises their body balance and increases the risk for falls. Moreover, there is a propensity for muscle fatigue in these individuals.

Keywords: acromegaly, aged, postural balance, accidental falls, muscle strength.

The increase in the number of individuals over 60 years of age is a global phenomenon that has occurred due to a decrease in birth rates and mortality along with an increase in life expectancy (Ferrucci, Giallauria, & Guralnik, 2008). In this new scenario, balance and mobility are key elements that allow for a healthy aging process (Sgrò, Licari, Coppola, & Lipoma, 2015). Falls and injuries related to falls are the leading causes of morbidity and mortality in the elderly (Bok, Lee, & Lee, 2013). In the geriatric population, decreased physical efficiency, the development of functional disorders, and injuries from falls constitute a public health problem that generates high financial costs and human suffering. The extent of the problem will continue to expand, as the aging population is expected to increase dramatically over the coming decade (Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004). Aging not only affects sensory-motor functions but also muscle and body balance (Bok, Lee, & Lee, 2013). Muscle strength begins

to decline early in life, with losses between 12-15 % per decade after the age of 50 (Cruz-Jentoft et al., 2010; Hurley, 1995). The decline in postural balance in the elderly may be associated with the aging process and leads to muscle weakness, sensory-motor deficits, decreased mobility and independence and increased risk for falls (Benjuya, Melzer, & Kaplanski, 2004; Giletal., 2011; Marigold & Janice, 2006; Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004). On the force platform test, which is considered to be the gold standard for assessing balance (Sgrò, Licari, Coppola, & Lipoma, 2015), the center-of-pressure (CoP) length and the average speed of the CoP in the medial-lateral direction as well as the elliptical area seem to be the variables that best distinguish between fallers and non-fallers (Benjuya, Melzer, & Kaplanski, 2004; Marigold & Janice, 2006; Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004; Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996; Sgrò, Licari, Coppola, & Lipoma, 2015).

Advances in the treatment of acromegaly in recent decades are progressively leading to an increase in the survival rate of acromegalic individuals (Hatipoglu et al., 2015). Thus, there has been growing concern about how to properly follow-up with acromegalic individuals as they age. Acromegaly can impair cognitive function, functional mobility, and the activities of daily living (ADLs) in the geriatric population. Physiological and morphological changes that occur in the musculoskeletal system during the aging process tend to be accentuated in acromegaly, interfering with the performance of ADLs and leading to a loss of functional physical independence (Altubasi, 2015; Miller, Doll, David, & Wass, 2008). Although musculoskeletal disorders are a frequent problem in subjects with acromegaly, little has been published about how this condition affects physical function and quality of life, especially in the acromegalic elderly (Miller, Doll, David, & Wass, 2008).

Acromegaly is characterized by prominent muscle development, al though these muscles are functionally weaker (Nagulesparen, Trickey, Davies, & Jenkins, 1976; Sperling, 2015). In acromegalic subjects, sarcopenia is closely related to an increase in the production rate of reactive oxygen species, causing denervation, loss, and atrophy of type II fibers (Guedes da Silva et al., 2013; Jang et al., 2010; Nakano, Otonari, Takara, Carmo, & Tanaka, 2014; Santos et al., 2011). In acromegalic elders, Hatipoglu et al. (2015) observed that even though handgrip strength was not different from that observed in healthy controls, reduced handgrip strength was associated with increased levels of growth hormone (GH).

Balance varies from person to person and usually decreases as people age (Kim & Kim, 2015). The vestibular and somatosensory systems deteriorate over time, causing the afferent information that originates from these specialized sensors to have decreased accuracy regarding body movements and perception of the environment (Alexander, 1994;

Bok, Lee, & Lee, 2013). In individuals with acromegaly, there are numerous systemic abnormalities that potentially worsen a balance disturbance, including joint changes, muscle involvement, and visual disturbances (Guedes da Silva et al., 2013; Hatipoglu et al., 2015; Lopes et al., 2014; Miller, Doll, David, & Wass, 2008). In a study of adults with acromegaly, Investigator sob served changes in static balance with CoP displacement in both the anterior-posterior and lateral directions and an association between postural assessment and the measurements of body balance (Lopes et al., 2014). According to these authors, the CoP displacement in acromegalics can be explained, at least in part, by the multisystemic characteristics of the disease and by the presence of associated comorbidities. However, to our knowledge, no study has assessed balance with a force platform in a population of elderly subjects with acromegaly.

Given that imbalance and peripheral muscle dysfunction have been linked to an increased risk for falls, there is a crucial need to investigate postural instability in the acromegalic elderly to identify those who are at risk for injuries related to falls or death and to develop effective interventions to reduce balance damage. Thus, our goal was to evaluate elderly acromegalic subjects for balance control, risk for falls, and peripheral muscle function.

Methods

Participants

A cross-sectional study was conducted between March 2015 and February 2016. The study evaluated 26 acromegalic subjects aged ≥ 60 years who were followed up at the XXX. Diagnoses were based on clinical characteristics and confirmed based on high levels of GH (higher than 0.4 ng/mL after the oral glucose tolerance test) or on levels of insulin-like growth factor I (IGF-I) above the upper limit of the normal age-specific range (Giustina et al., 2010). The following exclusion criteria were applied: orthopedic disorders that made it impossible to maintain orthostatic posture and locomotion; history of recent surgery; nervous system disorders not related to acromegaly; use of sedatives, hypnotics, anxiolytics, and antidepressants; significant uncorrected visual impairment; and individuals considered to be 'very active' according to the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) (Matsudo et al., 2001). We also recruited a control group of 20 healthy elderly subjects who did not have any evidence of cardiovascular or musculoskeletal disorders and who were matched with the group of acromegaly individuals according to their level of physical activity and anthropometric and demographic variables. All subjects provided informed consent to

participate, and the Research Ethics Committee of the XXX approved the study protocol under number XXX.

Measurements

Falls Efficacy Scale International (FES-I). The FES-I assesses the possibility of falling while performing 16 tasks. In answering each topic, individuals report how they would normally execute their ADLs. Each level of concern about the possibility of falling is represented by a number as follows: absence of concern – 1 point; low concern – 2 points; high concern – 3 points; and extreme concern – 4 points. The total score ranges between 16 and 64. Thus, the lower the rated score is, the higher the level of confidence of the individual (Camargos, Dias, Dias, & Freire, 2010).

Lower Extremity Functional Scale (LEFS). The LEFS is a self-administered question naire for orthopedic evaluation of the lower limbs based on functionality and disability. This scale is comprises 20 questions, each of which is associated with a score that varies between zero and four points. The sum of all of the items generates a maximum total of 80 points. In the LEFS, the higher the score obtained, the higher the functioning of the lower limbs of the individual (Pereira et al., 2013).

Berg scale. The Berg scale, which has been previously validated in the Brazilian population (Miyamoto, Lombardi Junior, Berg, Ramos, & Natour, 2004), is used to assess the functional balance of the individual while performing 14 daily tasks. Each of the evaluated tasks is associated with a five-point ordinal scale. Each option has its respective score, which ranges from 0 to 4, with a maximum score of 56 points.

Performance Oriented Mobility Assessment (POMA). The POMA is a scale that assesses balance and gait. It is composed of 16 tasks that resemble ADLs. Nine of the tasks refer to balance, and seven assess gait. Scores < 19 indicate a high risk for falls; scores between 19 and 24 indicate a moderate risk for falls; and scores > 25 indicate a low risk for falls (Tinetti, 1986).

Dynamic Gait Index (DGI). The DGI evaluates gait and risk for falls as well as balance impairment in elderly individuals. It assesses whether individuals are able to change their gait when performing a given task. The DGI consists of eight tasks and characterizes gait in

different contexts: walking on a flat surface; changing gait speed; moving the head horizontally and vertically; going over and around obstacles; spinning on the body axis; and climbing up and down stairs. The maximum DGI score is 24. When the subject's score is ≤ 19 , the test is indicative of an increased risk for falls (Castro, Perracini, & Ganança, 2006).

Timed Up and Go (TUG). The TUG is a functional test that evaluates the balance and mobility of the elderly. It has been described as valid and reliable and provides normative values for the elderly. It quantifies the elapsed time (seconds) for performing a given task. A TUG > 13.5 seconds is associated with a risk for falls (Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000). The test was performed by measuring the time it took for the individual, after sitting on a chair, to get up and walk a distance of three meters, turn around, return back toward the chair, and sit down again (Podsiadlo & Richardson, 1991).

Isometric handgrip strength (IHGS). The IHGS was measured with a hydraulic isometric dynamometer (SH5001, Saehan Corporation, Korea). The test was performed according to the American Society of Hand Therapists (Bohannon, Peolsson, Massy-Westropp, Desrosiers, & Bear-Lehman, 2006). Briefly, the participants were seated and positioned with the arm parallel to the body, the elbow flexed at 90° , and the forearm in neutral position. Next, three maximum voluntary hand contractions on the dominant body side were performed with an interval of 60 seconds between the tests, with the highest value being used for the analysis.

Knee isokinetic dynamometry. Using isokinetic dynamometry, the quadriceps and hamstring muscles of the dominant lower limb were evaluated through the Biodex System 4 PRO dynamometer (Biodex Medical System, Shirley, NY, USA) of the XXX. To execute the isokinetic evaluation, properly dressed individuals were seated on the dynamometer with their torso, pelvis, and thighs stabilized by belts. Before the evaluation, we also measured the torque produced by the weight of the lower limb to be tested in a 5° knee flexion position to correct for the effect of gravity on the involved muscles. Initially, the participant performed an adaptation training with three repetitions in submaximal effort to become familiar with the dynamometer (Tsepis, Giakas, Vagenas, & Georgoulis, 2004). After this step, a strength analysis was performed using an angular speed of $75^\circ/\text{s}$ with two sets of five repetitions. The participant then performed an endurance evaluation using an angular speed of $240^\circ/\text{s}$ with two sets of 15 repetitions. Each set of repetitions was spaced by an interval of

120 seconds (Lautamies, Harilainen, Kettunen, Sandelin, & Kujala, 2008; Martin et al., 2006). The dynamometer measurements were parameterized as follows: peak torque (PT: point of highest torque in the movement range); maximum repetition of the total work (MRTW: total muscle strength in the repetition with the highest production of muscle work); total work (amount of muscle work performed at a given speed); work fatigue (ratio between the first third and the last third of the muscle work); and agonist/antagonist ratio (division of the hamstrings PT by the quadriceps PT during the same contraction speed) (Dvir, 2004; Harbo, Brincks, & Andersen, 2012; Peixoto, Dias, Dias, da Fonseca, & Teixeira-Salmela, 2011).

Stabilometry. Stabilometry was performed on an AccuSway force plate (Plus, AMTI, Watertown, MA, USA), that captures the CoP signals through four force sensors. The platform was controlled by a connected computer that measured the oscillations through a pressure- sensitive tension meter. All subjects were positioned in two tasks: feet apart, eyes open (FAEO); and feet together, eyes closed (FTEC). The subjects were instructed to maintain a static position, as still as possible, with their eyes focused on a target for 30 seconds. The following stabilometric parameters were evaluated: medial-lateral standard derivation (X SD); anterior-posterior standard derivation (Y SD); medial-lateral range (X range); anterior-posterior range (Y range); length; rectangle area; elliptical area; and average velocity (V avg) (Cunha et al., 2011; Lima et al., 2015; Lopes et al., 2014).

Statistical analysis

The Shapiro-Wilk test was used to verify the homogeneity of the sample. The results were expressed by the median and interquartile interval values or by the frequencies (percentages). The elderly acromegalic group was compared to the healthy elderly group using the Mann-Whitney test for numerical variables and Fisher's exact test for categorical variables. Data analysis was performed using SAS 6.11 software (SAS Institute, Inc., Cary, NC, USA). The statistical significance level was set at $p < .05$.

Results

Among the 26 acromegalic elderly who were initially evaluated for inclusion in this study, 9 were excluded for the following reasons: limited mobility due to orthopedic disorders ($n = 4$); use of medications that act on the nervous system ($n = 3$); and history of recent surgery ($n = 2$). A total of 13 individuals were female, with a median age of 67(63–73) years. The

performance of the acromegalic elderly subjects was worse than that of the healthy controls subjects according to all scales of balance and functionality except for the FES-I. Despite variations between the two groups, there were significant differences between the acromegaly and control subjects only on the POMA, DGI, and TUG scales, with worse performance and risk for falls in the acromegalic elderly. The anthropometric data as well as the differences in the balance scales, functionality scales, and IHGS between the two groups are shown in Table 1 and Figure 1.

Regarding the isokinetic dynamometry of the knee, the acromegalic elderly had lower scores than the subjects in the healthy control group for almost all of the parameters. However, from the statistical significance point of view, the acromegalic elderly group had lower values of PT in extension at 240°/s ($p = .028$), MRTW in extension at 240°/s ($p = .034$), and total work in extension at 240°/s ($p = .013$) (Table 2 and Figures 2–4).

On the force platform, the values were higher when the task was performed with the feet together and eyes closed compared to when the task was performed with the feet apart and eyes open. When compared with the control group, the acromegalic group showed higher values with statistical significance in two variables: X range in the feet apart, eyes open task ($p = .017$), and X range in the feet together, eyes closed task ($p = .028$) (Table 3 and Figures 5 and 6).

Discussion

The main findings in the present study were that compared to the control group, the acromegalic elderly had an increased risk for falls. When undergoing isokinetic dynamometry of the knee, these individuals showed reduced peripheral muscle function, which was better characterized at high angular speeds. Moreover, there was a significant shift in balance toward the lateral direction in the acromegalic elderly compared to the healthy elderly. To our knowledge, there has been no study that has evaluated acromegalic elderly disorders using knee isokinetics and a force platform.

Falls in the elderly are responsible for a decline in physical and mental performance and a dramatic loss in quality of life regarding health; they are the leading cause of accidental death and visits to emergency services due to injuries (Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004). Balance tests primarily reflect the integrity of the mechanisms of postural correction control that are able to prevent such falls (Maki, Holliday, & Topper, 1994). In the present study, the acromegalic elderly showed poor performance on the balance and functionality tests of the lower limbs; we observed significant differences compared to the

healthy elderly in three of the six scales applied. The largest differences between the two groups were observed in the POMA and DGI scales, which are tools that assess not only balance but also gait. The majority of falls in the elderly are associated with several risk factors that deteriorate in acromegalic elderly, such as muscle weakness, reduced balance control, gait alteration, visual abnormalities, and increased use of medications (Bok, Lee, & Lee, 2013; Hatipoglu et al., 2015; Lopes et al., 2014).

Aging results in various physiological manifestations, including the loss of muscle strength and the ability of the muscle to exert force quickly. Throughout life, muscle size is reduced by approximately 30-40%; the upper limbs are less affected than the lower limbs (Gonçalves, Guimarães, Souza, Ferreira, & Mainenti, 2015). One way to evaluate the performance of the upper limb muscles is through isometric dynamometry with measurement of hand grip strength, as it is inexpensive and easily applicable in clinical practice (Singh, 2004). In the present study, we observed that the IHGS measured by isometric dynamometry was lower in the acromegalic geriatric group compared to the healthy controls, despite the absence of statistically significant differences. Similarly, Hatipoglu et al. (2015) found no significant differences between the healthy elderly and the acromegalic elderly on IHGS measures obtained on both the dominant and non-dominant sides of the body. Interestingly, researchers have noted that IHGS is not a predictive parameter for reduced functional ability, suggesting that the muscle groups of the upper limbs are less engaged in more complex situations where there is a need to support one's own weight (Bassey, 1998).

Several studies have examined the effect of lower limb muscle function on the physical performance in the elderly and found that the quadriceps is a key variable (Alexander, Schultz, Ashton-Miller, Gross, & Giordani, 1997; Altubasi, 2015; Nakano, Otonari, Takara, Carmo, & Tanaka, 2014). Knee isokinetic dynamometry is a method of peripheral muscle function measurement that has been increasingly used in the clinical evaluation of subjects who can potentially develop musculoskeletal and articular injuries (Harbo, Brincks, & Andersen, 2012; Peixoto, Dias, Dias, da Fonseca, & Teixeira-Salmela, 2011). In the present study, we observed significant reductions in the values of PT, MRTW, and total work at an angular speed of 240°/s but not at 75°/s. Because angular speeds < 180°/s assess strength and angular speeds > 180°/s assess endurance in isokinetic conditions (Kannus, 1994), our findings suggest that acromegaly impacts muscle resistance (endurance) more negatively than muscle strength. Similarly, in a study of 26 acromegalic subjects who were evaluated

through isometric dynamometry with surface electromyography, Guedes da Silva et al. (2013) detected increased fatigability in acromegalic subjects compared to healthy controls. Because individuals with acromegaly have a reduction in the number and size of type II fibers (Nagulesparen, Trickey, Davies, & Jenkins, 1976), it can be expected that muscle atrophy causes weaker contractions and early onset of muscle fatigue during isokinetic testing. The deterioration of mechanical properties and the loss of motor units can lead to peripheral muscle dysfunction, which is one of the contributors to balance disorders in the elderly (Hortobagyi et al., 1995; Maki, Holliday, & Topper, 1994; Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004). Interestingly, Tanimoto, Hizuka, Fukuda, Takano, & Hanafusa (2008) found elevated levels of age - and gender - adjusted IGF-I in the acromegalic elderly when compared to young and middle-aged individuals with acromegaly, suggesting that IGF-I might be involved in the progression of various clinical complications that occur in patients with acromegaly, including sarcopenia.

The deterioration of postural control in the elderly can also be explained by the occurrence of various intrinsic factors, including the decline in cognitive functions, the change in the anterior-posterior curvature with rotation of the spine, the decrease in the range of motion of the knee and ankle joints, the decrease of lower limb muscle function, deterioration in the sensory integration of neural and musculoskeletal systems, the decline of motor responses and plantar reflexes, and physical inactivity (Bok, Lee, & Lee, 2013; Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000). Using a force platform, we observed an increased fluctuation in the medial-lateral direction in the acromegalic elderly when compared to the healthy controls; this abnormality occurred in the two tasks analyzed: FAEO and FTEC. Some studies also employing a force platform have demonstrated that lateral oscillation is the best predictor of future falls in the elderly by comparing the predictive capabilities of a wide variety of tests and balance measures; they found that elderly subjects with a greater lateral balance have a three times higher risk for falls (Maki, Holliday, & Topper, 1994; Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004). Lopes et al. (2014) conducted a study with 28 acromegalic subjects of a wide age range that involved the measurement of body balance through a force platform. These authors observed significant abnormalities in static balance with displacement of the CoP in both the medial- lateral and the anterior-posterior directions. The strong association between the risk for falls and lateral oscillation may reflect alterations that depend on the direction of the different sensory stimuli during postural stabilization. The deterioration of the somatosensory inputs with age is well documented, and the highest responses in the medial-lateral balance of fallers may reflect a greater

deterioration related to age in the plantar mechanoreceptors as well as the proprioceptors of the hip and/or of the vestibular system of these individuals (Maki, Holliday, & Topper). Thus, the ability to generate postural stabilization responses to disturbances in the medial-lateral direction, as well as lateral movement control, maybe important assessments for preventive intervention in elderly subjects with acromegaly.

Strength and Limitations

The strength of the present study is that it is the first to evaluate, through gold standard techniques, body balance and peripheral muscle function in acromegalic elderly subjects. However, as in any study, our study also has its own limitations. First, the design is cross sectional, which precludes the inference of a causal relationship. Second, the sample size is relatively small, although this is justified by the fact that we have only included acromegalic subjects aged ≥ 60 years. Third, kinematic gait analysis could provide data for a better understanding of the interference of motor disorders on the imbalance of these subjects. Despite these limitations, we believe the results provide an important contribution, as they can assist in the development of rehabilitation programs for the prevention or correction of balance disorders in the elderly with acromegaly. Future studies with larger numbers of individuals and of longer durations will provide clearer information and allow a follow-up plan for these patients by using methods to assess balance and peripheral muscle function.

Conclusion

The present study shows that there is lateral instability in the acromegalic elderly that compromises balance. There is a propensity for muscle fatigue in these subjects. Moreover, the elderly acromegalic population has a higher risk for falls. These findings point to the need for interventions that strengthen and increase muscle resistance as well as correct body balance disorders in these individuals.

Authors' Contributions

TSH drafted the manuscript and performed the statistical analyses. FSG, MSS, LKJP, MRG, And AJL were involved in the data collection. All authors contributed to the study concept and design, the interpretation of the results, and the critical revision of the paper. All authors approved the final version to be published.

Acknowledgments

The authors declare no conflict of interest. This research was supported by Rio de Janeiro State Research Supporting Foundation (FAPERJ).

REFERENCES

- Alexander NB, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Gross MM, Giordani B. Muscle strength and rising from a chair in older adults. *Muscle Nerve Suppl.* 1997; 5:S56–S59.
- Alexander NB. Postural control in older adults. *J Am Geriatric Soc.* 1994; 42(1): 93–108.
- Altubasi IM. Is quadriceps muscle strength a determinant of the physical function of the elderly? *J Phys Ther Sci.* 2015; 27(10): 3035–3038.
- Bassey, EJ. Longitudinal changes in selected physical capabilities: muscle strength, flexibility and body size. *Age Ageing.* 1998; 27(Suppl 3): 12–168.
- Benjuya N, Melzer I, Kaplanski J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2004; 59(2): 166–171.
- Bohannon RW, Peolsson A, Massy-Westropp N, Desrosiers J, Bear-Lehman J. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy.* 2006; 92(1): 11–15.
- Bok SK, Lee TH, Lee SS. The effects of changes of ankle strength and range of motion according to aging on balance. *Ann Rehabil Med.* 2013; 37(1): 10–16.
- Camargos FFO, Dias RC, Dias JMD, Freire MTF. Cross-cultural adaptation and evaluation of the psychometric properties of the Falls Efficacy Scale - International among elderly Brazilians (FES-I-BRAZIL). *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(3): 237–243.
- Castro SM, Perracini MR, Ganança FF. Dynamic gait index – Brazilian version. *Rev Bras Otorrinolaringol.* 2006; 72(6): 817–825.
- Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing.* 2010; 39(4): 412–423.

Cunha AGJ, Nunes MPT, Ramos RT, et al. Balance disturbances in asthmatic patients. *J Asthma*. 2013; 50(3): 282–286.

Dvir, Z. Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications. 2nd ed. New York, NY: Churchill Livingstone; 2004.

Ferrucci L, Giallauria F, Guralnik JM. Epidemiology of aging. *Radiol Clin North Am*. 2008; 46(4): 643–652.

Giustina A, Chanson P, Bronstein MD, et al. Acromegaly Consensus Group: A consensus on criteria for cure of acromegaly. *J Clin Endocrinol Metab*. 2010; 95(7): 3141–3148.

Gil AW, Oliveira MR, Coelho VA, Carvalho CE, Teixeira DC, da Silva RA Jr. Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly. *Rev Bras Fisioter*. 2011; 15(6): 429–435.

Gomes, GC. Tradução, adaptação transcultural e exame das propriedades de medida da escala “Performanced-Oriented Mobility Assessment” (POMA) para uma amostra de idosos brasileiros institucionalizados. Tesis. Campinas, Brazil: Universidade de Campinas; 2003.

Guedes da Silva DP, Guimarães FS, Dias CM, et al. On the functional capacity and quality of life of patients with acromegaly: are they candidates for rehabilitation programs? *J Phys Ther Sci*. 2013; 25(11): 1497–1501.

Harbo T, Brincks J, Andersen H. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2012; 112(1): 267–275.

Hatipoglu E, Yuruyen M, Keskin E, et al. Acromegaly and aging: a comparative cross-sectional study. *Growth Horm IGF Res*. 2015; 25(1): 47–52.

Hortobágyi T, Zheng D, Weidner M, Lambert N, Westbrook S, Houmard JA. The influence of ageing on muscle strength and muscle fiber characteristics with special reference to eccentric strength. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1995; 50(6): B399–B406.

Hurley BF. Age, gender, and muscular strength. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1995; 50(Spec No): 41–44.

Jang YC, Lustgarten MS, Liu Y, et al. Increased superoxide in vivo accelerates age-associated muscle atrophy through mitochondrial dysfunction and neuromuscular junction degeneration. *FASEB J*. 2010; 24(5): 1376–1390.

Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*. 1994; Suppl 1: S11–S8.

Kim SG, Kim MK. The intra- and inter-rater reliabilities of the Short Form Berg Balance Scale in institutionalized elderly people. *J Phys Ther Sci*. 2015; 27(9): 2733–2734.

Lautamies R, Harilainen A, Kettunen J, Sandelin J, Kujala UM. Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008; 16(11): 1009–1016.

Lima TR, Guimarães FS, Neves RS, Menezes SL, Lopes AJ. Scleroderma: Assessment of posture, balance and pulmonary function in a cross-sectional controlled study. *Clin Biomech*. 2015; 30(5): 438–443.

Lopes AJ, da Silva DP, Kasuki L, Gadelha MR, Camilo GB, Guimarães FS. Posture and balance control in patients with acromegaly: results of a cross-sectional study. *Gait Posture*. 2014; 40(1): 154–159.

Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol*. 1994; 49(2): M72–M84.

Marigold D, Janice J. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*. 2006; 23(2): 249–255.

Martin HJ, Yule V, Syddall HE, Dennison EM, Cooper C, Aihie Sayer A. Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A

comparison with the gold standard Bodex dynamometry. *Gerontology*. 2006; 52(3): 154–159.

Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, et al. International physical activity questionnaire (IPAQ): study of validity and reliability in Brazil. *Atividade Física & Saúde*. 2001; 6(2): 5–18.

Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*. 2004; 33(6): 602–607.

Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of Berg Balance scale. *Braz J Med Biol Res*. 2004; 37(9): 1411–1421.

Miller A, Doll H, David J, Wass J. Impact of musculoskeletal disease on quality of life in long-standing acromegaly. *Eur J Endocrinol*. 2008; 158(5): 587–593.

Nagulesparen M, Trickey R, Davies MJ, et al. Muscle changes in acromegaly. *Br Med J*. 1976; 2(6041): 914–915.

Nakano MM, Otonari TS, Takara KS, Carmo CM, Tanaka C. Physical performance, balance, mobility, and muscle strength decline at different rates in elderly people. *J Phys Ther Sci*. 2014; 26(4): 583–586.

Peixoto JG, Dias JM, Dias RC, da Fonseca ST, Teixeira-Salmela LF. Relationships between measures of muscular performance, proprioceptive acuity, and aging in elderly women with knee osteoarthritis. *Arch Gerontol Geriatr*. 2011; 53(2): e253–257.

Pereira LM, Dias JM, Mazuquin BF, Castanhas LG, Menacho MO, Cardoso JR. Translation, cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the lower extremity functional scale (LEFS): LEFS- BRAZIL. *Braz J Phys Ther*. 2013; 17(3): 272–280.

Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991; 39(2): 142–148.

Prieto T, Myklebust J, Hoffmann R, Lovett E, Myklebust B. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1996; 43(9):

956–966.

Santos ML, Gomes WF, Pereira DS, et al. Muscle strength, muscle balance, physical function and plasma interleukin-6 (IL-6) levels in elderly women with knee osteoarthritis (OA). *Arch Gerontol Geriatr*. 2011; 52(3): 322–326.

Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*. 2000; 80(9): 896–903.

Singh, MAF. Exercise and aging. *Clin Geriatr Med*. 2004; 20(2): 201–221.

Sperling MA. Traditional and novel aspects of the metabolic actions of growth hormone. *Growth Horm IGF Res*. 2015. [Epub ahead of print]

Sgrò F, Licari D, Coppola D, Lipoma M. Assessment of balance abilities in elderly people by means of a clinical test and a low-cost force plate. *Kinesiology*. 2015; 47(1): 33–43.

Tanimoto K, Hizuka N, Fukuda I, Takano K, Hanafusa T. The influence of age on the GH–IGF1 axis in patients with acromegaly. *Eur J Endocrinol*. 2008; 159(4): 375–379.

Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc*. 1986; 34(2): 119–126.

Tsepis E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis A. Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *J Biomech*. 2004; 37(6): 857–864.

FIGURE LEGENDS

Figure 1. Box plots (median, 1st and 3rd quartiles, minimum and maximum) of Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) scale. Significant difference ($p = .009$) was found between the acromegaly and control groups.

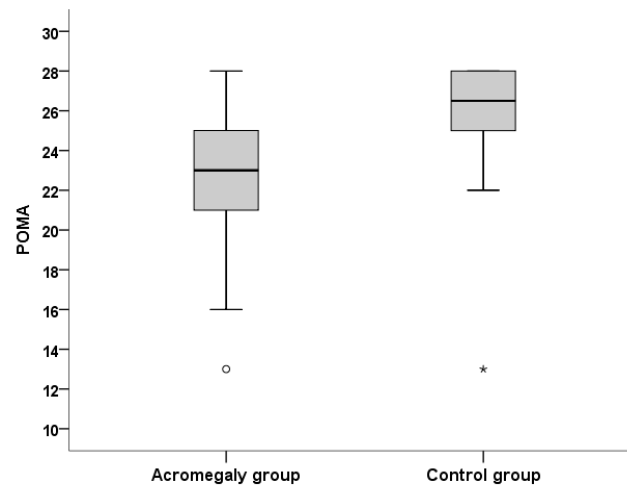


Figure 2. Box plots (median, 1st and 3rd quartiles, minimum and maximum) of extension peak torque (PT) at 240°/s. Significant difference ($p = .028$) was found between the acromegaly and control groups.

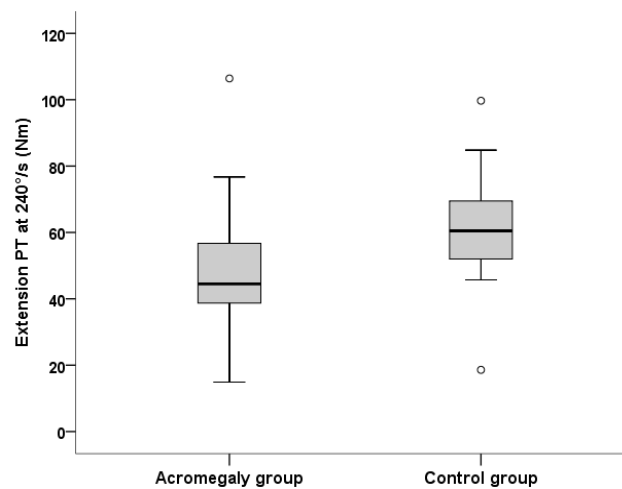


Figure 3. Box plots (median, 1st and 3rd quartiles, minimum and maximum) of extension maximum repetition of the total work (MRTW) at 240°/s. Significant difference ($p = .034$) was found between the acromegaly and control groups.

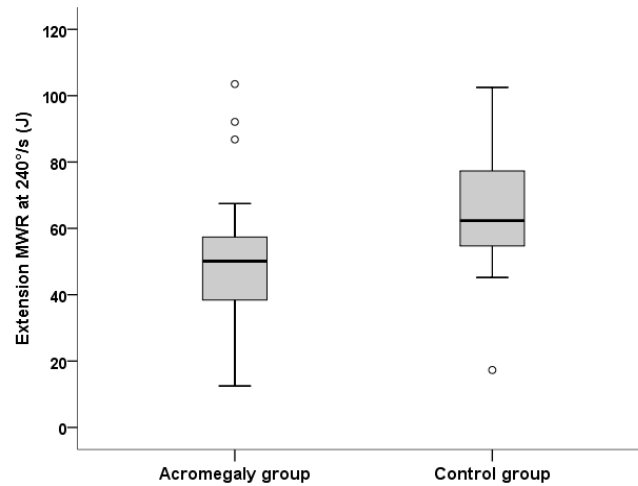


Figure 4. Box plots (median, 1st and 3rd quartiles, minimum and maximum) of extension total work at 240°/s. Significant difference ($p = .013$) was found between the acromegaly and control groups.

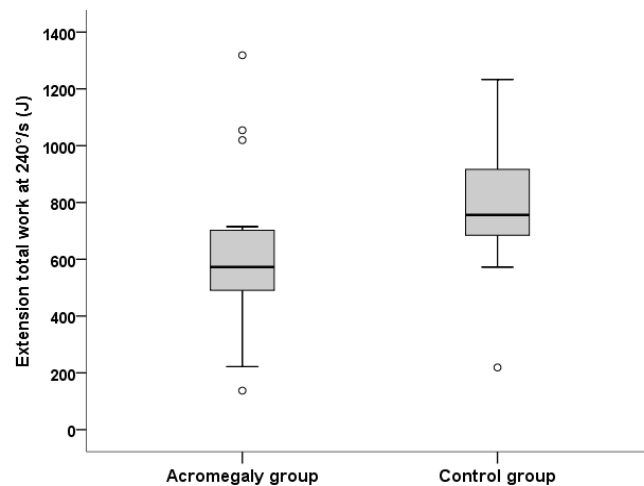


Figure 5. Box plots (median, 1st and 3rd quartiles, minimum and maximum) of medial-lateral (X) range in the feet apart, eyes open task. Significant difference ($p = .017$) was found between the acromegaly and control groups.

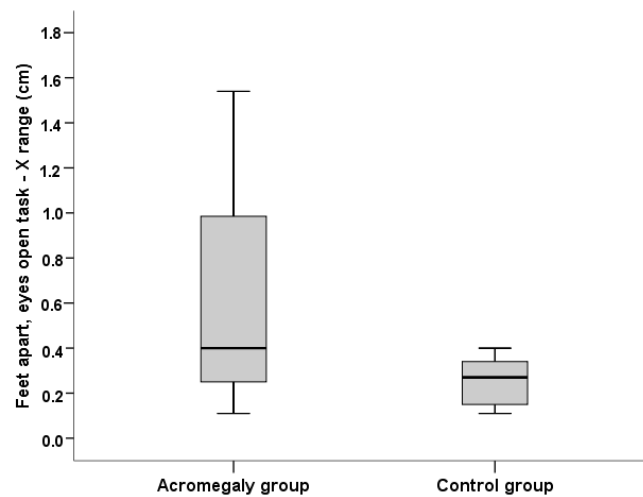
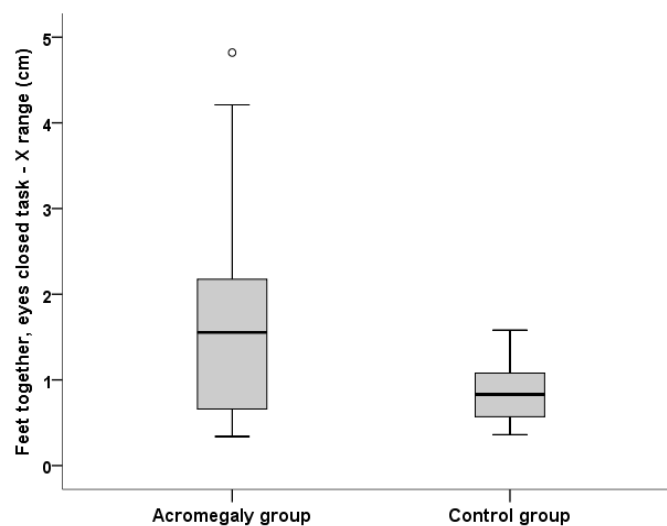


Figure 6. Box plots (median, 1st and 3rd quartiles, minimum and maximum) of medial-lateral (X) range in the feet together, eyes closed task. Significant difference ($p = .028$) was found between the acromegaly and control groups.



TABLES

Table 1 Anthropometry and balance and functionality scales of acromegaly and control groups

Variable	Acromegaly group (n = 17)	Control group (n = 20)	P
Anthropometry			
Age (years)	67 (63–73)	64 (61–68)	.14
Sex (female)	13 (76.5)	13 (65)	.34
Body mass (kg)	80 (75.5–91.2)	74 (68.3–84.8)	.10
Body height (cm)	158.5 (153.5–168.5)	163 (158–168)	.25
Body mass index (kg/m ²)	29.8 (26.1–31.3)	27.3 (25.1–30.4)	.09
FES-I (points)	26 (20.5–39)	26 (19–29.5)	.21
LEFS (points)	59 (42.5–76.5)	71 (63.3–78.5)	.07
Berg Scale (points)	50 (45–56)	55.5 (50.5–56)	.05
POMA (points)	23 (20–25.5)	26.5 (24.5–28)	.009
DGI (points)	19 (15.5–24)	24 (20–24)	.027
TUG (s)	12 (8.50–14.5)	8 (8–12.8)	.031
IHGS (kgf)	26 (20–33.5)	30 (24.8–37.8)	.12

Abbreviations: FES-I = Falls Efficacy Scale International; LEFS = Lower Extremity Functional Scale; POMA = Performance Oriented Mobility Assessment; DGI = Dynamic Gait Index; TUG = Timed Up and Go; IHGS = isometric handgrip strength.

Note. Data are listed as median (interquartile range) or number (percentage).

Table 2 Variables of knee isokinetic dynamometry according to the group

Variable	Acromegaly group	Control group	P
Extension PT at 75°/s (Nm)	75.7 (64.5–104.4)	102.6 (82.7–117.8)	.059
Flexion PT at 75°/s (Nm)	48.3 (40.5–65.8)	53.3 (37.5–62.6)	.74
Extension PT at 240°/s (Nm)	44.5 (36.3–62.5)	60.5 (51.3–70.4)	.028
Flexion PT at 240°/s (Nm)	28.7 (21.4–42.8)	35.6 (26.7–49.1)	.26
Extension MRTW at 75°/s (J)	88.8 (68–127.1)	117.6 (92.9–144.1)	.08
Flexion MRTW at 75°/s (J)	52 (43.9–80.1)	62.2 (45.9–80)	.59
Extension MRTW at 240°/s (J)	50.1 (36.5–62.4)	62.4 (53.2–77.9)	.034
Flexion MRTW at 240°/s (J)	28.4 (19.4–47.6)	37.9 (25.1–47.1)	.15
Extension total work at 75°/s (J)	418.7 (302.7–591.5)	528.9 (440.4–666.3)	.15
Flexion total work at 75°/s (J)	235.8 (202.6–354.7)	323.7 (187.6–356.4)	.41
Extension total work at 240°/s (J)	572.5 (460–708.3)	756.1 (659.2–949.2)	.013
Flexion total work at 240°/s (J)	273 (206.7–481.6)	411.8 (270.1–602.5)	.09
Extension work fatigue at 75°/s (%)	11.4 (2.10–20.8)	13 (3.15–21.6)	.84
Flexion work fatigue at 75°/s (%)	17.1 (12.5–24)	17.6 (13.1–23)	.77
Extension work fatigue at 240°/s (%)	30.2 (20.7–37.8)	25.4 (14.8–41.9)	.68
Flexion work fatigue at 240°/s (%)	30.5 (24.6–41.1)	34.7 (28.7–43.6)	.55
Agonist/antagonist ratio at 75°/s (%)	60.4 (51.5–70.5)	51.3 (43.4–64.3)	.16
Agonist/antagonist ratio at 240°/s (%)	62 (50.1–92.1)	63 (45.2–83.4)	.74

Abbreviations: PT = peak torque; MRTW = maximum repetition of the total work.

Note. Data are listed as median (interquartile range) or number (percentage).

Table 3 Variables of stabilometry according to the group

Variable	Feet apart, eyes open			Feet together, eyes closed		
	Acromegaly group	Control group	<i>p</i>	Acromegaly group	Control group	<i>P</i>
X SD (cm)	0.07 (0.06–0.17)	0.06 (0.04–0.09)	0.10	0.31 (0.14–0.41)	0.22 (0.12–0.37)	.43
Y SD (cm)	0.31 (0.21–0.40)	0.31 (0.17–0.44)	0.87	0.55 (0.39–0.88)	0.52 (0.38–0.76)	.64
X range (cm)	0.40 (0.25–1.03)	0.27 (0.15–0.34)	0.017	1.56 (0.66–2.22)	0.83 (0.57–1.12)	.028
Y range (cm)	1.47 (1.12–2.04)	1.68 (1.32–2.07)	0.64	3.04 (1.59–4.56)	2.46 (2.17–2.86)	.30
Length (cm)	15.7 (13.1–24.1)	15.6 (13.3–20.6)	0.97	41.5 (20.7–54.1)	31.1 (25–34.7)	.23
Rectangle area (cm ²)	0.57 (0.26–2)	0.76 (0.46–0.91)	0.95	4.72 (2.12–9.42)	2.56 (0.98–4.93)	.29
Elliptical area (cm ²)	0.25 (0.14–0.63)	0.33 (0.17–0.44)	0.95	1.71 (0.61–4.96)	0.98 (0.82–1.26)	.09
V avg (cm/s)	0.91 (0.51–1.59)	0.66 (0.51–0.82)	0.21	1.88 (1.37–3)	1.25 (0.90–2.13)	.06

Abbreviations: X SD = medial-lateral standard deviation; Y SD = anterior-posterior standard deviation; X range = medial-lateral range; Y range = anterior-posterior range; V avg = average velocity.

Note. Data are listed as median (interquartile range) or number (percentage).

10. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo mostra que idosos acromegálicos apresentaram pior desempenho ao serem avaliados com as escalas de equilíbrio e funcionalidade, ao medir o nível de confiança do indivíduo em relação à queda durante a realização de uma série de atividades do dia-a-dia. Na avaliação do equilíbrio dinâmico, marcha, mobilidade e risco de quedas pelas escalas *POMA*, *DGI* e *TUG*, os idosos acromegálicos também apresentaram pior desempenho quando comparados aos idosos do grupo controle, com diferenças estatisticamente significantes em relação aos controles saudáveis.

No que diz respeito à força muscular periférica tanto em membros superiores quanto inferiores, os idosos acromegálicos apresentaram menores valores do que os controles. Isso sugere que os altos índices de GH favorecem a presença de desequilíbrio e surgimento precoce de fadiga muscular, causando certo déficit funcional, principalmente durante a realização de ações musculares em altas velocidades angulares. Em acromegálicos idosos, o desempenho muscular de membros inferiores, avaliado pela dinamometria isocinética, apresentou menor rendimento em relação ao desempenho muscular de membros superiores, avaliado pelo dinamômetro de preensão manual (*handgrip*).

Durante a avaliação do equilíbrio quase estático em plataforma de força realizada nas posturas olhos abertos/base aberta e olhos fechados/base fechada, o grupo de idosos acromegálicos obteve maiores valores estabilométricos quando na postura de olhos fechados / base fechada. Observou-se também aumentada oscilação na direção médio-lateral nos idosos acromegálicos quando estes foram comparados aos controles saudáveis, essa diferença ocorreu nas duas posturas avaliadas. A relação entre o aumento nas oscilações laterais e o risco de quedas é tênue e pode refletir diretamente no equilíbrio postural, funcionalidade e qualidade de vida do idoso acromegálico.

Tendo em vista a objetividade e confiabilidade dos testes realizados, torna-se importante a utilização desses procedimentos avaliativos nos idosos acromegálicos. Assim, profissionais da saúde e fisioterapeutas podem, com mais especificidade e consistência, identificar e tratar de forma apropriada os fatores que contribuem para o déficit do balanço postural e, conseqüentemente, minimizar o risco de queda na população geriátrica de acromegálicos

11. APÊNDICES

APÊNDICE 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PESQUISA (TCLE)

(Resolução nº466, de 10 de dezembro de 2012. Conselho Nacional de Saúde)

O senhor (a) está sendo convidado a participar de um estudo denominado “Avaliação do equilíbrio em idosos saudáveis e idosos acromegálicos”, cujo objetivo é: avaliar o equilíbrio postural dinâmico e estático de idosos portadores de acromegalia e compará-los com idosos saudáveis.

Este estudo justifica-se, pois se sabe pouco sobre esse assunto e é importante para que o fisioterapeuta e os outros profissionais da saúde possam traçar um melhor plano de tratamento.

Sua participação no referido estudo é a de submeter-se à realização de testes físicos para avaliar sua força muscular onde você terá que ficar sentado em uma cadeira e fazer força para estender e flexionar o joelho em diferentes graus de força que o equipamento vai oferecer. Você terá também que fazer força para abrir e fechar a mão em um equipamento para avaliar sua força muscular e deverá ficar em pé e em cima de uma plataforma de olhos abertos e fechados para que seja avaliado seu equilíbrio.

Você deverá realizar atividades como andar, sentar-se e agachar-se de acordo com os questionários de avaliação. Para isso, o senhor (a) terá que utilizar roupas adequadas como bermuda para que não ocorra alteração nos resultados dos exames.

Além dos exames, o senhor (a) terá que responder a questionários de riscos de quedas, dor, nível de atividade física e limitações do dia-a-dia, os quais serão apresentados pelo pesquisador.

As avaliações irão durar em média de 15 a 30 minutos e serão feitas no Laboratório de Análise do Movimento Humano (UNISUAM) e no Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN).

Através dos resultados dessa pesquisa, o senhor (a) poderá receber novas informações sobre seu estado de saúde relacionado à capacidade física, e verificação do adequado andamento do seu tratamento clínico nos últimos meses. Esses dados serão divulgados em meio científico.

Poderão existir desconfortos e riscos decorrentes do estudo, entre eles: tonteira, palpitação, elevação ou diminuição da pressão arterial, dor depois de um período de tempo devido ao teste de força e falta de ar. Sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possam de qualquer forma identificar-lhe, serão mantidos em sigilo. Será garantido o anonimato e sua privacidade. Caso haja interesse, o senhor (a) terá

acesso aos resultados do estudo.

Caso queira, o senhor (a) poderá se recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar-se, não sofrendo qualquer prejuízo à assistência que recebe.

Caso tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento mediante depósito em conta-corrente, cheque ou dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, o senhor (a) será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

A pesquisadora envolvida com o referido projeto é: Telassin da Silva Homem (UNISUAM) cujo contato se dará através do telefone: (32) 9114-1235 ou no endereço Avenida Santa Luzia 1476 – Santa Luzia. É a ela que o senhor (a) deverá se reportar para qualquer esclarecimento relacionado à pesquisa.

Rio de Janeiro, ____ de _____ de _____

Nome e assinatura do paciente ou seu responsável legal

Nome e assinatura do responsável por obter o consentimento

Testemunha

Testemunha

APÊNDICE 2 – AVALIAÇÃO INICIAL

Ficha Inicial

Data: ____/____/____

Nome: _____

Telefones: _____

HAS: () SIM () NÃO

Idade: _____ anos Peso: _____ Kg Altura: _____ cm

Fumante: () SIM () NÃO Diabetes: () SIM () NÃO

Sente alguma dor no corpo: () SIM () NÃO Onde: _____

Doença cardíaca: () SIM () NÃO Qual: _____

Doença ortopédica: () SIM () NÃO Onde: _____

BIOIMPEDÂNCIA (UNISUAM)

% Massa magra: _____ % massa gorda: _____ % total: _____

Resistência: _____ Reatância: _____

12. ANEXOS

ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DE QUADRICEPS E ISQUIOS ATRAVÉS DA DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA EM PORTADORES DE ACROMEGALIA

Pesquisador: Evelyn Mendes Walchan

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 27912514.0.0000.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 619.250

Data da Relatoria: 16/04/2014

Apresentação do Projeto:

De forma geral, o projeto apresenta-se de maneira adequada e com embasamento teórico adequado.

Objetivo da Pesquisa:

Traçar o perfil funcional dos pacientes com acromegalia envolvendo força muscular periférica e equilíbrio estático.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios foram inseridos no projeto e no TCLE adequadamente.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trabalho bem delimitado e de grande relevância clínica.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos foram apresentados adequadamente.

Recomendações:

Recomenda-se modificar os termos "estender e flexionar o joelho" no TCLE. Sugestão: "movimentar o joelho".

Endereço: Praça das Nações nº 34 TEL: (21)3882-9797 (Ramal : 1015)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisuum.edu.br



CENTRO UNIVERSITÁRIO
AUGUSTO MOTTA/ UNISUAM



Continuação do Parecer: 619.250

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto está aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto está aprovado.

Cabe ressaltar que o pesquisador se compromete em anexar na Plataforma Brasil um relatório ao final da realização da pesquisa. Pedimos a gentileza de utilizar o modelo de relatório final que se encontra na página eletrônica do CEP-UNISUAM (<http://www.unisuam.edu.br/index.php/introducao-comite-etica-em-pesquisa>). Além disso, em caso de evento adverso, cabe ao pesquisador relatar, também através da Plataforma Brasil.

RIO DE JANEIRO, 17 de Abril de 2014

Assinador por:
Miriam Raquel Meira Mainenti
(Coordenador)

ANEXO 2 – TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO – ESCALA DE BERG (VERSÃO EM PORTUGUÊS)

BRAZILIAN-PORTUGUESE VERSION OF THE BERG BALANCE SCALE

Escala de equilíbrio funcional de Berg - Versão Brasileira

Nome _____ Data _____

Avaliador _____

Descrição do item ESCORE (0-4)

1. Posição sentada para posição em pé _____
 2. Permanecer em pé sem apoio _____
 3. Permanecer sentado sem apoio _____
 4. Posição em pé para posição sentada _____
 5. Transferências _____
 6. Permanecer em pé com os olhos fechados _____
 7. Permanecer em pé com os pés juntos _____
 8. Alcançar a frente com os braços estendidos _____
 9. Pegar um objeto do chão _____
 10. Virar-se para olhar para trás _____
 11. Girar 360 graus _____
 12. Posicionar os pés alternadamente no degrau _____
 13. Permanecer em pé com um pé à frente _____
 14. Permanecer em pé sobre um pé _____
- Total _____

Instruções gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item.

Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico.

Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente)

ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente. Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.

1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- ☐ 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- ☐ 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- ☐ 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- ☐ 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- ☐ 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- ☐ 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- ☐ 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- ☐ 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- ☐ 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- ☐ 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item

No. 3. Continue com o item No. 4.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- ☐ 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- ☐ 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão

- ☐ 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- ☐ 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- ☐ 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

- ☐ 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- ☐ 3 controla a descida utilizando as mãos
- ☐ 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- ☐ 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- ☐ 0 zero necessita de ajuda para sentar-se

5. Transferências

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- ☐ 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- ☐ 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- ☐ 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- ☐ 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- ☐ 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- ☐ 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- ☐ 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- ☐ 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- ☐ 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- ☐ 0 necessita de ajuda para não cair

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos

Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- () 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- () 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- () 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- () 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé

Instruções: Levante o braço à 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- () 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- () 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- () 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- () 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- () 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé

Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.

- () 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- () 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- () 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- () 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.

(O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)

- () 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- () 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- () 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão para virar
- () 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

11. Girar 360 graus

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- () 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira

12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- () 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- () 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- () 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- () 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

- () 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
- () 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
- () 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos
- () 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair
- () Escore total (Máximo = 56)

ANEXO 3 – DYNAMIC GAIT INDEX (DGI)

DYNAMIC GAIT INDEX - QUARTA VERSÃO BRASILEIRA

Classificação: Para cada item, marque a menor categoria que se aplica.

1- Marcha em superfície plana_____

Instruções: Ande em sua velocidade normal, daqui até a próxima marca (6 metros).

- (3) Normal: Anda 6 metros, sem dispositivos de auxílio, em boa velocidade, em evidência de desequilíbrio, marcha em padrão normal.
- (2) Comprometimento leve: Anda 6 metros, velocidade lenta, marcha com mínimos desvios, ou utiliza dispositivos de auxílio à marcha.
- (1) Comprometimento moderado: Anda 6 metros, velocidade lenta, marcha em padrão anormal, evidência de desequilíbrio.
- (0) Comprometimento grave: Não conseguem andar 6 metros sem auxílio, grandes desvios da marcha ou desequilíbrio.

2. Mudança de velocidade da marcha_____

Instruções: Comece andando no seu passo normal (1,5 metros), quando eu falar “rápido”, ande o mais rápido que você puder (1,5 metros). Quando eu falar “devagar”, ande o mais devagar que você puder (1,5 metros).

- (3) Normal: É capaz de alterar a velocidade da marcha sem perda de equilíbrio ou desvios. Mostra diferença significativa na marcha entre as velocidades normal, rápido e devagar.
- (2) Comprometimento leve: É capaz de mudar de velocidade, mas apresenta discretos desvios da marcha, ou não tem desvios, mas não consegue mudar significativamente a velocidade da marcha, ou utiliza um dispositivo de auxílio à marcha.
- (1) Comprometimento moderado: Só realiza pequenos ajustes na velocidade da marcha, ou consegue mudar a velocidade com importantes desvios na marcha, ou muda de velocidade e perde o equilíbrio, mas consegue recuperá-lo e continuar andando.

(0) Comprometimento grave: Não consegue mudar de velocidade, ou perde o equilíbrio e procura apoio na parede, ou necessita ser amparado.

3. Marcha com movimentos horizontais (rotação) da cabeça_____

Instruções: Comece andando no seu passo normal. Quando eu disser “olhe para a direita”, vire a cabeça para o lado direito e continue andando para frente até que eu diga “olhe para a esquerda”, então vire a cabeça para o lado esquerdo e continue andando. Quando eu disser “olhe para frente”, continue andando e volte a olhar para frente.

(3) Normal: Realiza as rotações da cabeça suavemente, sem alteração da marcha.

(2) Comprometimento leve: Realiza as rotações da cabeça suavemente, com leve alteração da velocidade da marcha, ou seja, com mínima alteração da progressão da marcha, ou utiliza dispositivo de auxílio à marcha.

(1) Comprometimento moderado: Realiza as rotações da cabeça com moderada alteração da velocidade da marcha, diminui a velocidade, ou cambaleia, mas se recupera e consegue continuar a andar.

(0) Comprometimento grave: Realiza a tarefa com grave distúrbio da marcha, ou seja, cambaleando para fora do trajeto (cerca de 38cm), perde o equilíbrio, pára, procura apoio na parede, ou precisa ser amparado.

4. Marcha com movimentos verticais (rotação) da cabeça _____

Instruções: Comece andando no seu passo normal. Quando eu disser “olhe para cima”, levante a cabeça e olhe para cima. Continue andando para frente até que eu diga “olhe para baixo” então incline a cabeça para baixo e continue andando. Quando eu disser “olhe para frente”, continue andando e volte a olhar para frente.

(3) Normal: Realiza as rotações da cabeça sem alteração da marcha.

(2) Comprometimento leve: Realiza a tarefa com leve alteração da velocidade da marcha, ou seja, com mínima alteração da progressão da marcha, ou utiliza dispositivo de auxílio à marcha.

(1) Comprometimento moderado: Realiza a tarefa com moderada alteração da velocidade da marcha, diminui a velocidade, ou cambaleia, mas se recupera e consegue continuar a andar.

(0) Comprometimento grave: Realiza a tarefa com grave distúrbio da marcha, ou seja, cambaleando para fora do trajeto (cerca de 38cm), perde o equilíbrio, pára, procura apoio na parede, ou precisa ser amparado.

5. Marcha e giro sobre o próprio eixo corporal (pivô)_____

Instruções: Comece andando no seu passo normal. Quando eu disser “vire-se e pare”, vire-se o mais rápido que puder para a direção oposta e permaneça parado de frente para (este ponto) seu ponto de partida”.

(3) Normal: Gira o corpo com segurança em até 3 segundos e pára rapidamente sem perder o equilíbrio.

(2) Comprometimento leve: Gira o corpo com segurança em um tempo maior que 3 segundos e pára sem perder o equilíbrio.

(1) Comprometimento moderado: Gira lentamente, precisa dar vários passos pequenos até recuperar o equilíbrio após girar o corpo e parar, ou precisa de dicas verbais.

(0) Comprometimento grave: Não consegue girar o corpo com segurança, perde o equilíbrio, precisa de ajuda para virar-se e parar

6. Passar por cima de obstáculo_____

Instruções: Comece andando em sua velocidade normal. Quando chegar à caixa de sapatos, passe por cima dela, não a contorne, e continue andando.

(3) Normal: É capaz de passar por cima da caixa sem alterar a velocidade da marcha, não há evidência de desequilíbrio.

(2) Comprometimento leve: É capaz de passar por cima da caixa, mas precisa diminuir a velocidade da marcha e ajustar os passos para conseguir ultrapassar a caixa com segurança.

(1) Comprometimento moderado: É capaz de passar por cima da caixa, mas precisa parar e depois transpor o obstáculo. Pode precisar de dicas verbais.

(0) Comprometimento grave: Não consegue realizar a tarefa sem ajuda.

7. Contornar obstáculos ____

Instruções: Comece andando na sua velocidade normal e contorne os cones. Quando chegar no primeiro cone (cerca de 1,8 metros), contorne-o pela direita, continue andando e passe pelo meio deles, ao chegar no segundo cone (cerca de 1.8 m depois do primeiro), contorne-o pela esquerda.

(3) Normal: É capaz de contornar os cones com segurança, sem alteração da velocidade da marcha. Não há evidência de desequilíbrio.

(2) Comprometimento leve: É capaz de contornar ambos os cones, mas precisa diminuir o ritmo da marcha e ajustar os passos para não bater nos cones.

(1) Comprometimento moderado: É capaz de contornar os cones sem bater neles, mas precisa diminuir significativamente a velocidade da marcha para realizar a tarefa, ou precisa de dicas verbais.

0) Comprometimento grave: É incapaz de contornar os cones; bate em um deles ou em ambos, ou precisa ser amparado.

8. Subir e descer degraus ____

Instruções: Suba estas escadas como você faria em sua casa (ou seja, usando o corrimão, se necessário). Quando chegar ao topo, vire-se e desça.

(3) Normal: Alterna os pés, não usa o corrimão.

(2) Comprometimento leve: Alterna os pés, mas precisa usar o corrimão.

(1) Comprometimento moderado: Coloca os dois pés em cada degrau; precisa usar o corrimão.

(1) Comprometimento grave: Não consegue realizar a tarefa com segurança

ANEXO 4 – TESTE “*TIMED UP AND GO*”

Levantar e Caminhar Cronometrado (*Timed Up and Go*)

Objetivo: avaliar a mobilidade e o equilíbrio. O teste quantifica em segundos a mobilidade funcional através do tempo que o indivíduo realiza a tarefa, ou seja, em quantos segundos ele levanta de uma cadeira padronizada com apoio e braços e de aproximadamente 46 cm de altura e braços de 65 cm de altura, caminha 3 metros, vira, volta rumo à cadeira e senta novamente.

Procedimento de Avaliação: o teste é realizado com o uso de seus calçados habituais e se necessário de bengala. No *TUG*, o indivíduo parte da posição inicial com as costas apoiadas na cadeira, e é instruído a se levantar, andar um percurso linear de 3 metros até um ponto pré-determinado marcado no chão, regressar e tornar a sentar-se apoiando as costas na mesma cadeira. O paciente é instruído a não conversar durante a execução do teste e realizá-lo numa velocidade habitual auto-selecionada, de forma segura.

O teste tem início após o sinal de partida representado simultaneamente pela flexão do braço esquerdo do avaliador e pelo comando verbal “vá” (instante em que inicia a cronometragem). A cronometragem será parada somente quando o indivíduo colocar-se novamente na posição inicial sentado com as costas apoiadas na cadeira.

Instrução: sujeito sentado em uma cadeira com braços, com as costas apoiadas, usando seus calçados usuais e seu dispositivo de auxílio à marcha. Após o comando “vá”, deve se levantar da cadeira e andar um percurso linear de 3 metros, com passos seguros, retornar em direção à cadeira e sentar-se novamente.

TEMPO GASTO NA TAREFA: __ segundos

Risco de Queda: É considerado pelos autores como desempenho normal para adultos saudáveis um tempo até 10 segundos; entre 10,01 e 20 segundos considera-se normal para idosos frágeis ou com deficiência, os quais tendem a ser independentes na maioria das atividades de vida diária; no entanto, acima de 20,01 segundos gastos para a realização da tarefa, é necessária avaliação mais detalhada do indivíduo para verificar o grau de comprometimento funcional.

**ANEXO 5 – ESCALA DE TINETTI – PERFORMANCE-ORIENTED
MOBILITY ASSESSMENT OF GAIT AND BALANCE (POMA)**

AVALIAÇÃO DA MOBILIDADE PELO DESEMPENHO II (POMA II - versão Brasileira)

POMA II - Versão Brasileira

Nome _____ Data _____

Avaliador _____

Descrição do Item ESCORE (0-2)

1. Sentando-se _____
2. Equilíbrio sentado _____
3. Levantando-se _____
4. Equilíbrio imediato em postura de pé _____
5. Equilíbrio em pé com os pés lado a lado _____
6. Teste do equilíbrio compensatório _____
7. Apoio na perna direita _____
8. Apoio na perna esquerda _____
9. Posição em *semi tandem* _____
10. Posição em *tandem* _____
11. Curvando-se (0, 1, 2, 9) _____
12. Posição na ponta dos pés _____
13. Posição nos calcanhares _____
14. De pé para sentado _____
15. De sentado para deitado _____
16. De deitado para sentado _____
17. De sentado para de pé _____

Instruções para a avaliação da marcha (0 a 2)

PASSO 1 - CHÃO SEM CARPETE

1. Início (0 ou 1) _____
2. Trajetória _____
3. Passos em falso _____
4. Dar a volta _____

PASSO 2 - CHÃO SEM CARPETE

5. marcha com obstáculos _____

PASSO 3 - CARPETE OU SOLO

1. Início (0 ou 1) _____
2. Trajetória _____
3. Passos em falso _____
4. Dar a volta _____

PASSO 4 - CARPETE OU SOLO

5. marcha com obstáculos _____

ANEXO 6 – LOWER EXTREMITY FUNCTIONAL SCALE (LEFS)

2

Anexo 6 – Lower extremity functional scale (LEFS)

QUESTIONÁRIO “LOWER EXTREMITY FUNCTIONAL SCALE” (LEFS)

Estamos interessados em saber se você está tendo alguma dificuldade com as atividades listadas abaixo devido ao seu problema nos membros inferiores para o qual você está procurando tratamento. Por favor, assinale uma resposta para cada questão.

Hoje, você tem ou teria alguma dificuldade para:

(Circue um número em cada linha)

Atividade	Extremamente difícil ou incapaz de realizar a atividade	Bastante dificuldade	Dificuldade moderada	Um pouco de dificuldade	Sem dificuldade
A. Qualquer uma de suas atividades usuais no trabalho, em casa ou na escola.	0	1	2	3	4
B. Seus passeios ou atividades habituais, atividades recreativas ou esportivas.	0	1	2	3	4
C. Ultrapassar um obstáculo de 50cm de altura, como entrar ou sair de uma banheira.	0	1	2	3	4
D. Caminhar do quarto à sala.	0	1	2	3	4
E. Colocar o sapato ou as meias.	0	1	2	3	4
F. Ficar agachado (de cócoras).	0	1	2	3	4
G. Levantar um objeto, como uma sacola de compras do chão.	0	1	2	3	4
H. Realizar atividades domésticas leves.	0	1	2	3	4
I. Realizar atividades domésticas pesadas.	0	1	2	3	4
J. Entrar ou sair do carro.	0	1	2	3	4
K. Caminhar dos quarteirões.	0	1	2	3	4
L. Caminhar 1 quilômetro.	0	1	2	3	4
M. Subir ou descer 10 degraus (1 lance de escada).	0	1	2	3	4
N. Ficar em pé durante 1 hora.	0	1	2	3	4
O. Ficar sentado durante 1 hora.	0	1	2	3	4
P. Correr em terreno plano.	0	1	2	3	4
Q. Correr em terreno acidentado (irregular).	0	1	2	3	4
R. Fazer mudanças bruscas de direção enquanto corre rapidamente.	0	1	2	3	4
S. Dar pulinhos.	0	1	2	3	4
T. Rolar para mudar de lado na cama.	0	1	2	3	4

PONTUAÇÃO: ____/80

Translated from Binkley et al⁴ with permission. Copyright © Paul Stratford and Jill Binkley.

ANEXO 7 – ESCALA DE AVALIAÇÃO DO “MEDO DE CAIR” – FALLS EFFICACY SCALE (FES-I-BRASIL)

1

ANEXO 5 – Escala de eficácia de quedas – Internacional (FES – I)

Escala de eficácia de quedas – Internacional – Brasil (FES-I-Brasil)

Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre qual é sua preocupação a respeito da possibilidade de cair. Por favor, responda imaginando como você normalmente faz a atividade. Se você atualmente não faz a atividade (por ex. alguém vai às compras para você), responda de maneira a mostrar como você se sentiria em relação a quedas se você tivesse que fazer essa atividade. Para cada uma das seguintes atividades, por favor, marque o quadradinho que mais se aproxima de sua opinião sobre o quão preocupado você fica com a possibilidade de cair, se você fizesse esta atividade.

	Nem um pouco preocupado	Um pouco preocupado	Muito preocupado	Extremamente preocupado
	1	2	3	4
1. Limpando a casa (ex: passar pano, aspirar ou tirar a poeira)	1	2	3	4
2. Vestindo ou tirando a roupa	1	2	3	4
3. Preparando refeições simples	1	2	3	4
4. Tomando banho	1	2	3	4
5. Indo às compras	1	2	3	4
6. Sentando ou levantando de uma cadeira	1	2	3	4
7. Subindo ou descendo escadas	1	2	3	4
8. Caminhando pela vizinhança	1	2	3	4
9. Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão	1	2	3	4
10. Indo atender o telefone antes que pare de tocar	1	2	3	4
11. Andando sobre superfície escorregadia (ex: chão molhado)	1	2	3	4
12. Visitando um amigo ou parente	1	2	3	4
13. Andando em lugares cheios de gente	1	2	3	4
14. Caminhando sobre superfície irregular (com pedras, esburacada)	1	2	3	4
15. Subindo ou descendo uma ladeira	1	2	3	4
16. Indo a uma atividade social (ex: ato religioso, reunião de família ou encontro no clube)	1	2	3	4

ANEXO 8 - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ)
QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA – VERSÃO CURTA

Nome: _____

Data: ____/____/____ Idade : ____ Sexo: F () M ()

Para responder as questões lembre que:

atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal

atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas _____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas _____ minutos.

ANEXO 9 – COMPROVANTE DA SUBMISSÃO DO MANUSCRITO

