



UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA
VII MESTRADO EM CIÊNCIAS DA FISIOTERAPIA

**Efeitos da Realização de uma Dupla Tarefa no Controlo do Equilíbrio de
Indivíduos Seniores**

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre na especialidade de
Ciências da Fisioterapia

Orientador: Professor Doutor Raul Oliveira

Coorientador: Professor Doutor Filipe Melo

Júri:

Presidente

Professora Doutora Maria Margarida Marques Rebelo Espanha

Vogais

Professor Doutor Filipe Manuel Soares de Melo

Professora Doutora Catarina Afonso Godinho

Maria da Graça Mantua Monteiro de Barros

2016

AGRADECIMENTOS

A realização deste projeto não teria sido possível sem o apoio de determinadas pessoas a quem eu agradeço.

Aos meus incansáveis orientadores Professores Raul Oliveira e Filipe Melo por toda a disponibilidade, dedicação e orientação deste projeto. Estiveram sempre presentes mesmo nos momentos mais difíceis;

A todos os professores da Faculdade da Motricidade Humana que se cruzaram neste meu percurso de Mestrado por todo o conhecimento transmitido e vontade em ajudar;

Claro que não posso deixar de mencionar a minha colega de percurso, a Mestre Sara Isabel. Passámos muitas horas de cumplicidade vencendo barreiras atrás de barreiras;

Ao Professor Luís Silva por todo o seu apoio e ajuda. O seu contributo foi essencial e indispensável;

Às minhas filhas, família, amigos e colegas de trabalho que me apoiaram mesmo nos momentos de menos paciência e tolerância.

Todos com diferentes papéis, mas todos importantes, preciosos e imprescindíveis nesta caminhada.

MUITO OBRIGADO!

RESUMO

Introdução: O envelhecimento altera muitos dos processos perceptivo-motores e cognitivos os quais são determinantes na recuperação e manutenção do equilíbrio em tarefas motoras diárias.

Objectivos: Avaliar os efeitos da dupla tarefa no controlo do equilíbrio de indivíduos seniores e especificamente explorar a sua influência nos parâmetros espaço temporais de tarefas estáticas e dinâmicas.

Metodologia: Estudo observacional e transversal Numa amostra de 36 sujeitos de $71 \pm 5,7$ anos fez-se a recolha de dados através do sistema *APDM[®] Mobility Lab*. Estes dados permitiram identificar a influência da dupla tarefa no equilíbrio estático e dinâmico em sujeitos idosos.

Resultados e Discussão: A presença de uma tarefa cognitiva representa um fator acrescido com consequências na estabilidade do *Postural sway* e Ciclo de Marcha. Na realização do *sit to stand*, *turning* e o *turn to sit*, a tarefa motora torna-se o fator mais importante.

Conclusões: As tarefas cognitiva e motora determinam consequências nas atividades diárias realizadas pelo indivíduo sénior. O *APDM[®] Mobility Lab System* permite uma recolha com resultados fiáveis, que podem indicar um caminho de intervenção para o fisioterapeuta, com a elaboração de estratégias de intervenção mais adequados a este tipo de população de forma a prevenir uma queda precoce.

Palavras chave: equilíbrio dinâmico, *dual task*, *mobility lab*

ABSTRACT

Background: Aging alters many of the perceptual-motor and cognitive processes, which are crucial to the recovery and maintenance of balance in daily motor tasks

Objective: determine the effects on balance control of attempting a *dual task* on balance in elderly people and to explore the changes in the different temporal space parameters in static and dynamic balance.

Methods: An observational, cross study. With a sample of 36 subjects, (73±5,7 years), data was collected through *the APDM[®] Mobility Lab*. The data collected allowed us to identify the influence of the dual task on static and dynamic balance in elderly people.

Results / Discussion: The presence of a cognitive task is an additional factor with consequences in postural sway and gait cycle. In activities such as *sit to stand*, *turning* and *turn to sit*, the motor task turns the basic motor task becomes the primary one.

Conclusions: Cognitive and motor tasks determine consequences in the frequent daily activities of the elderly subjects. The APDM[®] Mobility Lab System enables data collection with reliable results that could guide the intervention approach used by physiotherapists with development of new intervention strategies more appropriate to this type of subjects to prevent early falls.

Keywords: dynamic balance, *dual task*, *mobility lab*

INDICE

1 - INTRODUÇÃO	1
2 - REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1 Controlo Postural	3
2.2 Equilíbrio	5
2.3 Dupla Tarefa	9
2.4 Marcha	10
2.4.1. Alterações da marcha no sujeito sénior	11
2.4.2. Principais alterações da marcha presentes na dupla tarefa	12
2.5 Avaliação do Equilíbrio	14
2.5.1. O APDM [®] <i>Mobility Lab System</i>	15
2.6 Relevância do Estudo	16
3 - METODOLOGIA	17
3.1 Materiais e Métodos	17
3.1.1. Objetivo do Estudo	17
3.1.2. Questões Orientadoras	17
3.1.3. Desenho do Estudo	17
3.1.4. População e Amostra	17
3.1.5. Definição Operacional das Variáveis	18
3.1.6. Instrumentos de Medida	21
3.1.7. Procedimentos	22
3.2 Recursos Utilizados	25
3.2.1. Recursos Humanos	25
3.2.2. Recursos Logísticos	25
3.2.3. Recursos Informáticos	26
3.2.4. Recursos Financeiros	26
3.3 Considerações Éticas e Legais	26
3.3.1. Conselho de Ética da Faculdade Motricidade Humana	26

3.3.2. Autorizações	26
3.3.3. Consentimento Informado Livre e Esclarecido	26
3.3.4. Confidencialidade	26
3.3.5. Salvaguarda e Bem-estar dos Participantes	27
3.3.6. Proteção, Armazenamento e Eliminação dos Dados	27
3.3.7. Conflito de Interesses	27
3.4 Análise Estatística	27
4 - APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	28
5 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	47
6 - CONCLUSÃO	51
Referências Bibliográficas	53
Anexos	61
Anexo 1: Documento emitido pelo Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana	62
Anexo 2: Documento emitido pela Gerência da Clínica Fisio-Lógica	64
Apêndices	65
Apêndice 1: Grelha de Caracterização do Participante	66
Apêndice 2: Carta enviada à Gerência da Clínica Fisio-Lógica	68
Apêndice 3: Consentimento Informado, Livre e Esclarecido de acordo com as recomendações do Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana.....	69
Apêndice 4: Plano de Gestão da Investigação	72
Apêndice 5: Testes Estatísticos - ISWAY	73
Apêndice 6: Testes estatísticos – ITUG	87

INDICE de FIGURAS

Figura 1	<i>APDM® Mobility Lab System</i>	22
Figura 2	Sensor ao nível de L5	22
Figura 3	Sensores ao nível de ambas as tíbio társicas	22
Figura 4	Copo cheio de água até 5 cm da borda e peso total de 640 gr.	24
Figura 5	O paciente permanece de pé em apoio bipodal segurando um tabuleiro com um copo cheio de água	24
Figura 6	Fases do <i>Time Up and Go</i> : imagem retirada de <i>APDM® Mobility Lab System</i>	24
Figura 7	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman – Distância Antero-Posterior no <i>Postural Sway</i>	30
Figura 8	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman - Frequência Antero-Posterior no <i>Postural Sway</i>	31
Figura 9	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman - Frequência Médio-Lateral no <i>Postural Sway</i>	32
Figura 10	Análise de Variância de Dois fatores de <i>Friedman</i> – Velocidade no <i>Sit to Stand</i>	33
Figura11	Comparações de pares – Duplo Apoio no Ciclo de Marcha	38
Figura12	Comparação de pares – <i>Stance</i> no Ciclo de Marcha	39
Figura13	Comparação de pares – Número de Passos no <i>Turning</i>	43
Figura14	Comparação de pares – Duração da Volta no <i>Turn to Sit</i>	44

INDICE de TABELAS

Tabela 1	Variáveis independentes	18
Tabela 2	Variáveis dependentes: <i>postural sway</i>	19
Tabela 3	Variáveis dependentes: ciclo de marcha	19
Tabela 4	Variáveis dependentes: <i>turning</i>	20
Tabela 5	Variáveis dependentes: <i>sit to stand</i>	20
Tabela 6	Variáveis dependentes: <i>turn to sit</i>	21
Tabela 7	Caraterização da amostra	28
Tabela 8	Comparação de pares - Elipse <i>sway área</i> no <i>Postural Sway</i>	29
Tabela 9	Comparações de pares - Distância Médio Lateral no <i>Postural Sway</i>	30
Tabela 10	Análise de Variância de dois fatores de Friedman – duração do <i>Sit to Stand</i>	33
Tabela 11	Comparações de pares - Amplitude de Movimento de Tronco no <i>Sit to Stand</i>	34
Tabela 12	Comparações de pares - Duração do Ciclo de Marcha	35
Tabela 13	Comparações de pares - Cadência no Ciclo de Marcha	36
Tabela 14	Comparações de pares - Comprimento do passo no Ciclo de Marcha	37
Tabela 15	Comparações de pares - <i>Swing</i> no Ciclo de Marcha	40
Tabela 16	Comparações de pares - Velocidade no ciclo de Marcha	40
Tabela 17	Comparação de pares - Duração da Volta no <i>Turning</i>	41
Tabela 18	Comparação de pares - Velocidade da Volta no <i>Turning</i>	42
Tabela 19	Comparação de pares – Velocidade da Volta no <i>Turn to Sit</i>	45
Tabela 20	Comparação de pares – Amplitude de movimento do tronco no <i>Turn to Sit</i>	46

LISTA de ABREVIATURAS

AP – Antero-Posterior

ML – Médio-Lateral

SNC – Sistema Nervoso Central

1 INTRODUÇÃO

A presente tese de mestrado está integrada no âmbito do VII Mestrado em Ciências da Fisioterapia da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

No dia a dia de qualquer indivíduo, as suas tarefas são na sua maioria condições de dupla tarefa, como por exemplo andar e conversar ou andar e falar ao telefone simultaneamente (Reve & Bruin, 2014).

O processo inerente a esta competência de dupla tarefa, coloca em evidência a capacidade de resolver simultaneamente essas mesmas tarefas adotando um estado de equilíbrio considerado seguro (Kao, Higginson, Seymour, Kamerdze & Higginson, 2015) que pode ser definido por um determinado controlo a nível postural com o duplo propósito de orientação e de estabilidade (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Este controlo postural define-se como a capacidade de manter a projeção vertical do centro de gravidade dentro dos limites da estabilidade de forma a que o indivíduo responda às exigências externas e aos diferentes objetivos da tarefa em diferentes circunstâncias mantendo o seu equilíbrio (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002), o qual pode assumir uma forma mais estática se a tarefa implicar estar simplesmente parado ou mais dinâmica se a tarefa implicar algum movimento (Hrysomallis, 2011).

Independentemente da forma de equilíbrio, qualquer tarefa a ser realizada exige uma integração de múltiplas funções tanto perceptivo motoras como cognitivas as quais tendem a diminuir de eficácia durante o envelhecimento (Schabrun, Hoorn, Moorcroft, Greenland & Hodges, 2014; Wingert, Welder & Foo, 2014; Makizako, Furuna, Ihira & Shimada, 2013), o que se irá refletir nas características do controlo postural e no uso de diferentes estratégias para fazer face às necessidade de uma nova adaptação (Pavol, 2005).

Desta forma, é importante uma avaliação normativa do controlo postural no indivíduo sénior (Blum & Korner-Bitensky, 2008; Ng & Hui-Chan, 2005) tanto em equilíbrio estático como em equilíbrio dinâmico, quer na execução de uma tarefa simples quer em dupla tarefa, com o objetivo de determinar quais os parâmetros que se podem alterar com o envelhecimento, e cuja reabilitação deverá ser tida em conta como contribuição para o desenvolvimento de um equilíbrio eficaz (Blum & Korner-Bitensky, 2008).

Com a ajuda do sistema *APDM[®] Mobility Lab* composto por diferentes sensores *Opal TM* colocados em diferentes zonas do corpo (Mancini, King, Salarian, Holmstrom, Mcnames & Horak, 2012) pode fazer-se a avaliação de parâmetros cinemáticos espaço temporais, durante a execução de diversas tarefas e compreender melhor a interação entre as capacidades motoras e cognitivas, bem como os seus efeitos no sujeito sénior (Mancini

et al, 2012).

Assim, o objetivo geral deste estudo foi avaliar os efeitos da realização de uma dupla tarefa no controlo do equilíbrio de indivíduos seniores e mais especificamente explorar a sua influencia nos parâmetros espaço temporais de tarefas estáticas (oscilação postural) e dinâmicas (levantar e sentar de uma cadeira, marcha e deslocação com rotação) nesta população específica.

Este trabalho teve como base metodológica, um estudo observacional, transversal com avaliação num único momento estando organizado em 6 capítulos. Começa-se por uma breve introdução ao tema à qual se seguirá uma revisão de literatura onde são abordados diversos conceitos em subcapítulos relacionados com o objetivo desta investigação: o controlo postural, o equilíbrio, a dupla tarefa, a marcha, assim como as formas de avaliação. Depois a metodologia, onde se explica o tipo de estudo, o desenho experimental e os objetivos do mesmo, as questões orientadoras, a população e estratégia de amostragem, as variáveis em estudo, os instrumentos de avaliação, os procedimentos.

Ainda dentro da metodologia abordam-se os recursos necessários para a implementação do projeto assim como as considerações éticas e legais a ter em conta e segue-se um subcapítulo sobre a análise estatística

Termina-se com a apresentação dos resultados, discussão dos mesmos e conclusão sobre o estudo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Controlo Postural

O controlo postural é a base da habilidade para estar simplesmente na posição de pé e faz parte de qualquer movimento que o indivíduo realiza (Mancini et al, 2012; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002) representando a capacidade para desempenhar as atividades da vida diária como levantar-se e caminhar de forma independente ou executar as diversas tarefas do dia a dia (Mancini et al, 2012; Hayashi, Gonçalves, Parreira, Fernandes, Teixeira, Silva & Probst, 2012).

Um bom controlo postural pode também ser compreendido como uma aptidão do sistema nervoso central em receber, tratar e ajustar informações de forma eficaz através da intervenção dos diversos elementos biomecânicos passivos e dos sistemas sensorial e neuromuscular de forma a produzir os mecanismos necessários para que as atividades sejam executadas com êxito (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Todos os movimentos voluntários dependem da atividade de várias áreas do cérebro: os gânglios da base reproduzem padrões de movimento, o córtex motor envia informação aos grupos musculares necessários para executar o movimento, o cerebelo coordena a atividade e fornece permanentemente informação sobre se o movimento está ou não a ser executado corretamente (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Um bom controlo postural apresenta-se como o controlo da posição do corpo no espaço com o duplo propósito da orientação e da estabilidade (Shumway-Cook & Woollacott, 2012), factores dependentes do indivíduo *per si*, do ambiente e da tarefa a realizar (Horak, 2006).

Apesar de se poder ter objetivos diferentes em função das diferentes circunstâncias presentes (Hageman, Leibowitz & Blanke, 1995) o duplo controlo de orientação e de estabilidade depende da oscilação e estabilidade posturais que devem ocorrer dentro dos limites da sua base de apoio, garantindo o equilíbrio necessário para a realização da tarefa (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

A orientação postural pode ser definida como a capacidade de estabelecer relações específicas e adequadas entre os diferentes segmentos corporais e o meio ambiente onde se desenrola a tarefa (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

A estabilidade postural determina a capacidade de garantir a projeção vertical do centro de gravidade dentro da base de apoio (Winter, 1995) como resposta às exigências externas e aos diferentes objetivos da tarefa sob diferentes circunstâncias (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002).

Os limites da estabilidade postural não se apresentam como uma medida fixa, mas alteram-se de acordo com a tarefa, o seu objetivo, o ambiente e as características do indivíduo (Shumway-Cook & Woollacott, 2012) sendo determinados em torno da projeção vertical do centro de gravidade (Borah, Wadhwa, Singh, Yadav, Bhattacharjee, & V, 2007).

Os limites de estabilidade estão definidos para o sujeito adulto com valores que variam no sentido antero-posterior formando um ângulo de 8° entre a vertical e a posição inclinada mais anterior e de 4,5° entre a vertical e a posição inclinada mais posterior (amplitude total de 12,5°) e no sentido médio-lateral entre os 8° para cada um dos lados (esquerdo e direito) numa amplitude de 16° (Wang, 2010).

Um bom desempenho na realização da maior parte das tarefas depende da orientação vertical dos segmentos corporais assegurada a partir dos diferentes sistemas perceptivos. Estes, desempenham um papel fundamental na manutenção da estabilidade postural pela informação permanente que fornecem ao sistema nervoso central (SNC): posição do corpo no espaço e da posição da cabeça relativamente ao meio gravitacional fornecida pelo sistema vestibular, distribuição da pressão pela superfície de apoio fornecida pelo sistema somato sensorial e a relação entre os objetos e o ambiente fornecida pelo sistema visual (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Um bom funcionamento do sistema postural envolve a necessidade de coordenar e controlar os diferentes segmentos corporais com base nas informações sensoriais recebidas (Barela, 2000).

Mas, se o controlo postural envolve diversos sistemas fisiológicos que permitem manter o equilíbrio (Horak, 2006), a degradação de qualquer um desses sistemas pode resultar numa instabilidade com um equilíbrio não eficaz e uma restrição de mobilidade (Nejc, Loeffler, Cvecka, Sedliak & Kern, 2013; Howe, Rochester, Jackson, Banks & Blair, 2007; Horak, 2006; Masud & Morris, 2001).

Durante o envelhecimento e à medida que a idade cronológica aumenta, os indivíduos tornam-se menos ativos com uma diminuição das suas capacidades sensório motoras além das alterações psicológicas provocadas pelo sentimento de velhice, stress e depressão (Matsudo, Matsudo & Neto; 2000).

A degradação da visão implica uma capacidade funcional adaptativa alterada, a diminuição do número de células ciliadas vestibulares com a sua substituição por tecido fibroso pode conduzir a défices funcionais com alterações no desempenho do controlo postural (Rauch, Velasquez-Villaseñor, Dimitri & Merchant, 2001; Enoka & Grabiner, 1995) e a nível somato sensorial dá-se uma diminuição da acuidade do sentido da posição articular (Bullock-Saxton, Wong & Hogan, 2001).

A capacidade do SNC em realizar o processamento dos sinais vestibulares, visuais e proprioceptivos assim como a capacidade de alteração dos reflexos adaptativos responsáveis pela manutenção do equilíbrio diminuí, pondo em risco a estabilidade postural (Bullock-Saxton, Wong & Hogan, 2001) e determinando estratégias adaptativas necessárias (Ruwer, Rossi & Simon, 2005).

Estas alterações próprias do envelhecimento determinarão, no seu conjunto, um aumento da oscilação postural (Nashner, Black & Wall, 1982) com uma estabilidade postural menor e os seus limites a influenciarem a capacidade do indivíduo realizar qualquer tarefa em equilíbrio de forma eficiente e segura.

Melzer, Benjuya & Kaplanski (2004) realizaram um estudo para determinar diversas medidas de estabilidade postural utilizando uma amostra de 19 sujeitos idosos ($77,8 \pm 1.3$ anos) com história de queda e 129 sujeitos idosos ($77,8 \pm 0,53$ anos) sem história de queda. Todos os sujeitos foram avaliados numa plataforma de forças em 8 condições diferentes e utilizando o *Limits of Stability Test* em 2 condições diferentes .

Os autores concluíram que o controlo dos limites de estabilidade no sentido médio lateral sobre uma base de suporte estreita é um parâmetro importante a ser avaliado já que os sujeitos com este valor aumentado apresentaram três vezes mais risco de queda do que os sujeitos com valores mais baixos.

2.2 Equilíbrio

O equilíbrio foi definido como sendo a capacidade de manter a projeção do centro de gravidade dentro dos limites da base de apoio tanto em movimento como em repouso (Tiedemann, Sherrington & Lord, 2013; Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Hrysomallis, 2011; Winter, 1995).

De acordo com Shumway-Cook & Woollacott, (2012) o equilíbrio pode ser subdividido em diversas fases: estado estacionário, equilíbrio pró-ativo e equilíbrio reativo. O estado estacionário apresenta-se como a manutenção de uma posição estável sentado, em pé ou a andar, o equilíbrio pró-ativo resulta da antecipação a uma perturbação prevista e o equilíbrio reativo resulta da compensação a essa perturbação do equilíbrio (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Wang (2010) definiu o equilíbrio como a capacidade de um indivíduo manter ou recuperar a sua postura vertical sem ter que alterar a sua base de apoio.

O equilíbrio, segundo diferentes autores, pode ser dividido em estático, quando o indivíduo está parado ou dinâmico quando o indivíduo está em movimento (Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Hrysomallis, 2011; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002).

Pela definição clássica, o equilíbrio estático baseia-se na posição e deslocações mínimas da projeção vertical do centro de gravidade dentro da base de apoio, numa posição estável, em pé ou sentado (Hrysomallis, 2011; Blaszczyk & Michalski, 2006).

Assim, pressupõe-se a existência de um sistema de controlo postural que apresente sensibilidade às variações externas, alterando as respostas em função dessas mesmas variações externas (Huxhold, Li, Schmiedek, Smith & Lindenberger, 2011) e se apresente com objetivos diferentes dependentes das circunstâncias (Hageman, Leibowitz & Blanke, 1995).

Os componentes funcionalmente importantes do controlo postural para a manutenção da postura e do equilíbrio, mesmo perante um mau controlo de equilíbrio, são a oscilação e as estratégias de controlo postural (Borah et al, 2007; Nashner, Black & Wall, 1982).

A interação entre as forças desestabilizadoras que atuam sobre o corpo e as ações determinadas pelo sistema de controlo postural para evitar a perda de equilíbrio será refletida no uso de diferentes estratégias (Laessoe, 2007) e num aumento da oscilação postural (Wang, 2010; Pavol, 2005)

A oscilação postural pode ser avaliada pelos movimentos posturais realizados pelo indivíduo de forma a manter uma situação de equilíbrio e pode ser medido pelo deslocamento do centro de pressão em relação à base de apoio (Wang, 2010; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002).

Por desempenhar um papel fundamental no controlo postural e manutenção do equilíbrio, a oscilação postural, tem sido avaliada na posição de pé ou sentada, de olhos abertos ou fechados, com tipos de pisos diferentes e em diferentes atividades funcionais sendo o seu aumento considerado uma indicação de instabilidade relativamente ao equilíbrio estático (Blaszczyk & Michalski, 2006).

Pode afirmar-se que a execução de uma tarefa caracteriza-se por pequenas alterações nos parâmetros de *input* que resultam nas alterações dos parâmetros de *output* (Huxhold, et al 2011) através de um controlo postural ativo com pequenos movimentos oscilatórios (Blaszczyk & Michalski, 2006) de forma a manter o centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte (Winter, 1995; Tiedermann, Sherrington & Lord, 2013),

Se alguns autores defendem que a oscilação postural exagerada pode indicar uma instabilidade ao equilíbrio estático (Blaszczyk & Michalski, 2006), outros defendem que esse aumento não é necessariamente uma indicação de deficiente controlo mas simplesmente uma indicação da capacidade do equilíbrio (Cho, Lee & Song, 2012).

Um estudo realizado por Lajoie & Gallagher (2004), comparou o tempo de reação em 125 sujeitos idosos com (n = 45) e sem história de queda (n = 80) frequente, verificando

que o tempo de reação era mais rápido e a frequência de sway mais baixa nos indivíduos idosos sem história de queda.

Perante uma ameaça previsível de desequilíbrio e de forma a minimizar o impacto às perturbações da base de suporte podem ser utilizadas diversas estratégias de ajustes que devolvam o equilíbrio (Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997; Laessoe, 2007).

De facto, as alterações apresentadas por qualquer dos sistemas sensorial, motor ou nervoso central será refletida em características alteradas do controlo postural com uma estratégia preferencial a ser utilizada (Pavol, 2005).

Estas estratégias podem apresentar-se através de pequenos movimentos de oscilação entre as articulações da anca e tibia társica e/ou a estratégia do passo (Salsabili, Bahrpeyma, Forogh & Rajabali, 2011; Laessoe, 2007).

A estratégia da articulação da tibia társica, emprega pequenos movimentos articulares de oscilação (Salsabili et al, 2011; Laessoe, 2007).

Ela caracteriza-se por uma ativação sequencial de distal para proximal dos músculos das articulações tibia társica, joelho e anca respectivamente, minimizando os movimentos das articulações do joelho e da anca (Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997). No entanto, qualquer alteração externa pode induzir variações na oscilação postural, tanto na direção como na velocidade e amplitude (Salsabili et al, 2011) determinando o uso de novas estratégias.

Quando a superfície de apoio é estreita ou se move, a estratégia da articulação da tibia társica passa a ser inadequada e é substituída por movimentos da anca que passam a controlar os movimentos rápidos e de pouca amplitude (Salsabili et al, 2011).

A estratégia da articulação da anca é a utilizada preferencialmente pelos sujeitos idosos consequência das alterações periféricas apresentadas como a diminuição do número, sensibilidade e função dos fusos neuro musculares e dos recetores cutâneos e articulares (Wingert, Welder & Foo, 2014) assim como pela diminuição da função dos diferentes sistemas sensorio motores que contribuem para a manutenção do controlo postural (Salsabili et al, 2011; Laessoe, 2007).

A diminuição da força muscular e o aumento do tempo necessário para que o músculo atinja a sua capacidade máxima de gerar força (Hakkinen & Hakkinen, 1991; Horak, Shupert & Mirka, 1989). podem explicar a escolha desta estratégia.

No caso das 2 estratégias anteriores serem inadequadas para prevenirem ou evitarem a perda de equilíbrio, o indivíduo usa a estratégia do passo, que mantém o tronco na posição vertical. Ela consiste em dar um pequeno passo como forma de restabelecer o equilíbrio, através da movimentação ou alteração da base de suporte (Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997).

No entanto, deve considerar-se que qualquer tarefa realizada, também envolve ajustes posturais antecipatórios como um *feedback* à informação sensorial recebida (Laessoe, 2007) para garantir que a projeção vertical do centro de gravidade fique dentro dos limites da base de suporte (Tiedermann, Sherrington & Lord, 2013; Winter, 1995).

Estas estratégias de antecipação podem apresentar-se de três formas: reativas/compensatórias, preditivas/antecipatórias ou uma combinação das duas (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

As estratégias de movimento reativas ajudam os indivíduos a desenvolver um movimento coordenado entre os diferentes segmentos corporais e as estratégias preditivas ajudam a seleccionar a informação sensorial mais adequada de forma a haver uma coordenação total para que a tarefa seja realizada num equilíbrio eficaz (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Muitos dos sujeitos idosos caem ao caminharem curtas distâncias o que poderá sugerir dificuldade em manter o equilíbrio durante as fases de transição, como o início e fim da marcha frequentemente repetidas durante as atividades diárias (Uemura, Yamada, Nagai, Tanaka, Mori & Ichihashi, 2012).

Num estudo de Kanekar & Aruin (2014) 10 adultos idosos saudáveis e 13 adultos jovens saudáveis foram expostos a perturbações externas. A atividade dos músculos do tronco e das pernas, os deslocamentos do centro de pressão e de massa assim como a oscilação postural através do seu deslocamento antero-posterior foram registados e analisados nas diferentes fases de controlo postural.

Os autores concluíram que os ajustes posturais antecipatórios se apresentarem diminuídos nos adultos mais velhos em virtude de uma menor velocidade de reacção e uma menor eficácia na capacidade de recrutamento muscular.

Uma outra forma de equilíbrio considerada é o equilíbrio dinâmico o qual se traduz pela capacidade de manter ou recuperar uma posição estável ao executar qualquer tarefa motora (Hrysomallis, 2011), o que envolve a coordenação e interação dos diversos sistemas de informação como o sistema somato sensorial, a percepção espacial do sujeito, as características do ambiente e da tarefa assim como o objectivo e a motivação com que a tarefa é realizada (Tiedermann, Sherrington & Lord, 2013; Winter, 1995).

Durante o processo de envelhecimento ocorre uma diminuição do número e tamanho das fibras musculares principalmente das fibras musculares de contração rápida tipo II (Frontera, Hughes, Fielding, Fiatore, Evans & Roubenoff, 2000), uma redução do número de unidades motoras no músculo, do número de neurónios motores na espinal medula e da velocidade de processamento central de informação a nível do SNC (Spirduso, Francis & Macrae, 2005) assim como da transmissão dos impulsos nervosos para ativar as

unidades motoras (Hakkinen & Hakkinen, 1991; Horak, Shupert & Mirka, 1989).

Dá-se igualmente, uma diminuição da potência aeróbica de cerca de 1% por ano associada a uma diminuição da força muscular e flexibilidade e conseqüentemente da atividade motora (Matsudo, Matsudo & Neto, 2000).

Estas alterações determinam uma diminuição da força muscular e aumento do tempo necessário para que o músculo atinja a sua capacidade máxima de gerar força (Hakkinen & Hakkinen, 1991; Horak, Shupert & Mirka, 1989) tendo como resultado um menor desempenho neuromuscular (Keller & Engelhardt, 2013; Matsudo, Matsudo & Neto, 2000).

Também presente nos sujeitos idosos é a diminuição da amplitude de movimento e da flexibilidade provocada pelo aumento da quantidade de colagénio presente no tecido conjuntivo que se dá com a degeneração das fibras de elastina (Holland, Tanaka, Shigematsu & Nakagaichi, 2002; Vandervoort, Chesworth, Cunningham, Paterson, Rechner, Koval, 1992).

Desta forma, em síntese, pode afirmar-se que todos os processos biológicos naturais determinam um declínio progressivo da saúde física com os seus principais efeitos a fazerem-se sentir nas características da oscilação e instabilidade posturais na população sénior (Pavol, 2005; Matsudo, Matsudo & Neto; 2000).

2.3 Dupla Tarefa

Muitas das atividades da vida diária, incluindo as tarefas mais comuns, exigem a interação de múltiplas funções sensório motoras mas também cognitivas as quais permitem um comportamento adequado para a execução dessas múltiplas tarefas em simultâneo (Schabrun et al, 2014; Wingert, Welder & Foo, 2014; Makizako et al, 2013), como por exemplo andar e conversar ao mesmo tempo (Reve & Bruin, 2014).

O impacto do envelhecimento traduzido pela dificuldade em realizar essas duplas tarefas, implica uma maior exigência de integração entre as funções sensório motoras e cognitivas especialmente a nível dos processos atencionais (Schabrun et al 2014; Wingert, Welder & Foo, 2014; Makizako et al, 2013; Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000).

A atenção seletiva sendo mais solicitada e exigente na condição de dupla tarefa contribui para um menor controlo do equilíbrio nos adultos mais velhos o que pode estar associado a uma maior variabilidade da marcha com redução da sua velocidade e maior instabilidade (Kao et al, 2015; Reve & Bruin, 2014) assim como a uma diminuição do comprimento de passo e aumento da oscilação médio-lateral (Hausdorff, Rios & Edelberg, 2001).

Idosos saudáveis, vítimas de queda, apresentaram comprometimento na função motora quando associada com a necessidade de atenção (Segev-Jacobovski, Herman, Yogev-Seligmann, Mirelmann, Giladi & Hausdorff, 2011), concluindo-se que a necessidade de coordenar simultaneamente o controlo postural e as funções cognitivas tiveram um efeito negativo sobre o controlo do equilíbrio (Schabrun et al 2014; Wingert, Welder & Foo, 2014; Reve & Bruin, 2014; Makizako et al, 2013).

A instabilidade postural que ocorre com o desvio da atenção da tarefa em causa para outra tarefa concomitante poderá estar relacionada por um lado com a falta de um sistema de controlo neural eficaz (Reve & Bruin, 2014) e por outro lado pelo desequilíbrio entre o limitado recurso de processamento de informação e a exigência de atenção nessa tarefa (Granacher, Muehlbauer, Bridenbaugh, Bleiker, Wehrle & Kressing, 2010).

2.4 Marcha

A marcha, comportamento rítmico é essencialmente controlada pelas regiões subcorticais do cérebro e resulta da deslocação de diferentes segmentos do corpo tanto no tempo como no espaço, que se pode decompor em ciclos constituídos pela alternância das fases de apoio e oscilação (Beauchet & Berrut, 2006).

A partir desta divisão os parâmetros recolhidos de análise de marcha podem ser de natureza espacial ao considerar-se o comprimento, largura e ângulo do passo ou temporal se for considerado o tempo de duração de cada fase ou ciclo de marcha (Beauchet & Berrut, 2006).

É defendido por diversos autores que a variabilidade da marcha pode estar relacionada com a tarefa a ser desempenhada bem como com o risco de queda (Hausdorff, Rios & Edelberg, 2001; Maki, 1997; Potter, Evans & Duncan, 1995). No entanto há quem defenda que o risco de queda não depende da variabilidade da marcha, mas da velocidade com que é realizada e que uma velocidade mais lenta estará mais associada a esse risco (Kang & Dingwell, 2008).

Apesar de uma maior variabilidade de marcha poder predizer um risco de queda, ainda não estão bem identificados quais os melhores parâmetros preditivos a ser avaliados ou quais as alterações de grandeza a ter em consideração (Thaler-Kall, Peters, Thorand, Grill, Autenrieth, Horsch & Meisinger, 2015; Roos & Dingwell, 2013).

De qualquer forma, a variabilidade e qualquer alteração dos parâmetros espaço temporais da marcha pode ser indicativo de uma adaptação e não resultado das disfunções próprias do envelhecimento (Beauchet & Berrut, 2006; Watelain, Barbier, Allard, Thevenon & Angué, 2000).

Os sujeitos idosos, após uma queda e principalmente pelo seu receio de tornarem a cair, diminuem o comprimento do passo e a velocidade da marcha e conseqüentemente aumentam a duração do duplo apoio. Estes parâmetros são interpretados como tentativas de estabilização para reduzir o risco de queda (Uemura et al, 2012; Al-Yahya, Dawes, Smith, Dennis, Howells & Cockburn, 2011).

2.4.1. Alterações da marcha no sujeito sénior

Winter, Patla, Frank & Walt (1990) publicaram um dos primeiros estudos sobre o padrão motor e diferenças encontradas na marcha comparando 15 idosos saudáveis (10 homens e 5 mulheres) de idade média de 68 anos (idades entre 62 e 78 anos) e 12 adultos jovens saudáveis (7 homens e 5 mulheres) de idade média de 24,6 anos (idades entre os 21 e 28 anos).

Verificou-se uma diminuição do comprimento da passada e um duplo apoio mais demorado assim como uma diminuição significativa da potência nos músculos flexores plantares no grupo de sujeitos idosos. A diminuição do comprimento da passada pode ser explicada pela diminuição da capacidade de gerar força ao nível dos músculos flexores plantares que permitem a progressão do corpo para a frente.

Em 1996, Judge, Davis & Ounpuu investigaram a relação entre o comprimento do passo e a potência articular comparando a marcha de 26 indivíduos idosos de idade média 79 anos (idades entre os 70 e 90 anos) e 32 indivíduos jovens de idade média de 26 anos (idades entre os 18 e 42 anos).

Os autores verificaram que a velocidade da marcha, comprimento do passo e tempo de apoio unipodal foram significativamente menores no grupo dos idosos assim como houve uma diminuição do movimento da flexão plantar com diminuição significativa na força dos flexores plantares no grupo dos idosos.

Os resultados deste estudo sugerem que a participação dos flexores plantares na fase de impulsão, fase temporal do apoio, é um fator potencialmente condicionante na marcha dos idosos, e que a sua substituição pelos flexores da anca pode ser um mecanismo compensatório na tentativa de aumentar o comprimento do passo.

Kerrigan, Todd, Della-Croce, Lipsitz & Collins (1998) compararam a marcha de 31 indivíduos idosos saudáveis (14 homens e 17 mulheres de idade média 72.7 ± 5.5 anos) e 31 indivíduos jovens saudáveis (14 homens e 17 mulheres de idade média 28.5 ± 4.9 anos) para determinar quais as alterações verificadas nas diferentes variáveis cinemáticas e cinéticas.

Os autores verificaram que a velocidade da marcha e o comprimento do passo foram significativamente menores no grupo dos idosos. Verificaram igualmente uma

diminuição da amplitude máxima a nível da articulação da anca nos idosos saudáveis comparados com os indivíduos jovens, fato que os autores atribuíram ao encurtamento dos músculos flexores da anca, consequência do envelhecimento, e que limitam a capacidade de aumentar o comprimento do passo.

Riley, DellaCroce & Kerrigan (2001) compararam o efeito da idade com as alterações que ocorrem no membro inferior e as suas consequências na marcha entre 14 idosos saudáveis (72.9 ± 5.6 anos) e 16 jovens saudáveis (29.4 ± 4.3 anos).

Foram recolhidos dados durante a marcha em ritmo confortável e, adicionalmente, para os idosos saudáveis, durante a marcha a um ritmo mais acelerado.

Nos idosos saudáveis, a velocidade na marcha a um ritmo confortável foi significativamente menor em comparação com os indivíduos jovens. Mas nenhuma diferença foi detectada entre os grupos quando os idosos aceleraram.

Ao caminhar a um ritmo confortável, os idosos saudáveis apresentaram uma redução significativa da potência a nível dos flexores plantares e uma diminuição do movimento da articulação anca em comparação com os indivíduos jovens o que sugere que os idosos podem aumentar a cinética da anca para compensar a reduzida função articular distal. Estes autores consideram que a diminuição da extensão da anca limita a amplitude do passo com consequências na velocidade de marcha, uma vez que um comprimento do passo menor exige um maior número de ciclos de marcha para cobrir a mesma distância.

2.4.2. Principais alterações da marcha presentes na dupla tarefa

É defendido pela literatura respeitante a este domínio que a marcha em sujeitos idosos saudáveis se altera em condições de dupla tarefa sugerindo que o controlo da marcha requer atenção (Segev-Jacobovski et al, 2011). Vários estudos têm sido realizados de forma a identificar quais os parâmetros alterados na marcha do sujeito idoso perante a tarefa a executar.

Em 2005, Beauchet, Dubost, Gontier & Kressig realizaram um estudo cujo objetivo era quantificar e comparar o efeito de duas tarefas cognitivas diferentes e a sua influência na marcha.

O estudo avaliou a marcha numa amostra de 30 sujeitos idosos (90% mulheres) de $82,6 \pm 7.1$ anos de idade, executando simultaneamente, uma tarefa aritmética simples e uma tarefa de fluência verbal.

Tanto o tempo de caminhada como o número de passos aumentaram significativamente em ambas as condições de dupla tarefa em comparação com o simples andar sem apresentar diferenças significativas entre as duas tarefas cognitivas realizadas. A frequência de oscilação na direção médio lateral e o *stepping-over* aumentaram

significativamente em associação com a contagem regressiva, mas não com a tarefa de fluência verbal.

Dubost, Kressig, Gonthier, Herrmann, Aminian, Najafi & Beauchet (2006) estudaram, numa amostra de 45 sujeitos idosos saudáveis (24 mulheres e 21 homens de $65,3 \pm 3.2$ anos), se a marcha lenta e a marcha normal durante a execução de uma tarefa que exige atenção, alterava a variabilidade temporal da passada e se ela estaria relacionada com a marcha lenta, com a tarefa que exige a atenção ou ambas.

Foram realizadas aleatoriamente as seguintes tarefas: andar a uma velocidade escolhida pelo sujeito, andar mais lentamente do que a velocidade anteriormente realizada, executar uma tarefa verbal durante o sentar numa cadeira e executar a mesma tarefa verbal durante o andar à velocidade escolhida pelo participante. A tarefa de fluência verbal consistia em enumerar nome de animais.

Os resultados mostraram uma diminuição significativa de valores médios de velocidade da marcha e um aumento significativo nos valores médios do tempo de passada explicados pela realização simultânea da tarefa de fluência verbal e a variabilidade entre os participantes

Num estudo de coorte de 2008 (Beauchet, Allali, Annweiler, Berut, Maarouf, Herrmann & Dubost) com uma amostra de 187 sujeitos e idade média de 85.1 anos foi avaliada a marcha durante uma contagem regressiva em voz alta. Foi registado a duração da marcha, o número de passos, a frequência médio lateral e o *stepping-over*. Os resultados mostraram que a duração da marcha e o número de passos aumentaram significativamente sob a condição de dupla tarefa.

No entanto, estas alterações relacionadas com a dupla tarefa não foram associadas a um aumento do risco de queda nem forneceram nenhum valor preditivo adicional em comparação com as alterações da marcha no desempenho de uma única tarefa.

Porciuncula, Rao & Mclsaac (2016) analisaram as alterações relacionadas com o envelhecimento em fases específicas de dupla tarefa numa amostra de 12 adultos idosos com $74,18 \pm 5.21$ anos e 12 adultos jovens de idade média $26,13 \pm 5.36$ anos.

A recolha de dados foi realizada usando 6 sensores OpalTM *wireless* pelo *Mobility LabTM* e a mobilidade avaliada pelo *ITUG*. As fases de estudo foram o *Straight-Walk*, *Sit-to-Stand*, *Turn*, and *Turn-to-Sit* e as tarefas utilizadas: subtrair 3 em 3, segurar um tabuleiro com um copo com água, combinar estas 2 tarefas e marcar um numero telefónico no telemóvel.

Os resultados demonstraram que os adultos idosos apresentavam menor mobilidade do que os adultos jovens durante o *Straight-Walk* e o *Turn* principalmente durante as tarefas

mais complexas e que necessitavam uma maior integração cognitiva e manual. Nas tarefas mais simples cognitivamente ou manual não se verificaram diferenças entre os dois grupos.

2.5 Avaliação do equilíbrio

Em todo o mundo, o número de pessoas acima dos 60 anos aumenta mais rapidamente do que qualquer outro grupo etário estimando-se que deverá crescer para quase 2 biliões em 2050 (Gschwind, Kressing, Lacroix, Muehlbaugh, Pfenninger & Granacher, 2013) e que, só em Portugal, aumentará cerca de 36 % até 2060 (Instituto Nacional de Estatística, 2011),

Com o envelhecimento, a degradação das múltiplas funções tanto motoras como cognitivas (Makizako et al, 2013; Schabrun et al, 2014; Wingert, Welder & Foo, 2014) influenciam negativamente o equilíbrio do indivíduo idoso (Tiedemann, Sherrington & Lord, 2013; Tiedemann, Shimada, Sherrington, Murray & Lord, 2008; Ganz, Bao, Shekelle & Rubenstein, 2007).

Como os níveis de agilidade estão diretamente ligados às atividades diárias do indivíduo, ou seja, à sua aptidão funcional, é importante verificar as alterações verificadas utilizando testes específicos (Ferreira & Gobbi, 2003) e medidas objetivas e válidas.

A utilização de métodos de avaliação e de intervenção que incluam paradigmas como a dupla tarefa permitem analisar melhor o efeito do envelhecimento sobre os diversos sistemas sensorios-motores e sobre o problema da distribuição de atenção relativamente às tarefas posturais (Shumway-Cook & Woollacott, 2000; Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000).

Desta forma, é importante uma avaliação do controle postural no indivíduo idoso (Blum & Korner-Bitensky, 2008; Ng & Hui-Chan, 2005) com o objetivo de determinar quais os parâmetros a ter em conta na sua reabilitação como contribuição para o desenvolvimento de um equilíbrio estático e dinâmico eficaz.

A avaliação do controlo postural estático tem sido realizada com o uso de plataformas de força (Mancini et al 2012; Ng & Hui-Chan, 2005; Era, Schroll, Ytting, Gause- Nilsson, Heikkinen & Steen, 1996) em que o *Tandem Stance*, é a medida clinicamente reconhecida de avaliação (Wang 2010).

Na avaliação dinâmica têm sido frequentemente usadas a Escala de Equilíbrio de Berg (Blum & Korner-Bitensky 2008) e o Teste *Timed Up and Go* (Mancini et al 2012; Geurts, Haart, Van Nes & Duysens, 2005).

Em alternativa à utilização de escalas de avaliação limitadas pelos seus viés e insensibilidade clínica (Mancini et al, 2012) e de *softwares* com exigências de espaço e tecnologia têm sido propostas novas formas de avaliação utilizando acelerómetros e

equipamentos *wireless* (Solomon, Jacobs, Lomond & Henry 2015).

Estes além de se apresentarem de fácil utilização, fornecem medidas mais sensíveis as quais se têm mostrado ser eficientes na avaliação do controlo postural no início de patologias como a Doença de Parkinson (Mancini, Horak, Zampieri, Carlson-Kuhta, Nutt, Chiari, 2011; Baston, Mancini, Schoneburg, Horak & Rocchi, 2014; Dewey, Miocinovic, Bernstein, Khemani, Dewey III, Querry, Chitnis & Dewey Jr., 2014) e Esclerose Múltipla (Spain, St. George, Salarian, Mancini, Wagner, Horak & Bourdette, 2012) em estadios em que a capacidade de discriminar precocemente anomalias na oscilação postural tem permitido uma prática clínica mais objectiva, sensível e preditiva (Solomon et al, 2015).

O uso destas novas tecnologias além de fornecerem medidas mais sensíveis à disfunção do equilíbrio do que as avaliações clínicas atuais permitem uma implementação clínica mais fácil do que a cinemática tradicional (Solomon et al, 2015).

2.5.1. APDM® Mobility Lab System

Pode considerar-se o APDM® Mobility Lab System como um laboratório portátil projetado para clínicos e investigadores com a capacidade de avaliar o equilíbrio e diversas tarefas motoras como a marcha, detectar e analisar anomalias na oscilação postural estando o indivíduo parado ou em movimento armazenar, analisar e interpretar os dados recolhidos.

Juntamente com valores de referência, o APDM® Mobility Lab System apresenta-se como um instrumento de medida fundamental e de fácil interpretação (Solomon, 2015). O movimento humano é avaliado de forma simples e rápida através da transmissão *wireless* dos dados recolhidos com uma sincronização de sub-milissegundo dos monitores de movimento.

O APDM® Mobility Lab System permite é composto por

- 6 monitores de movimento *Opal TM*;
- Cada monitor inclui diversos sensores como acelerómetros tri-axiais, giroscópios tri-axiais, magnetómetros tri-axiais e um sensor de temperatura;
- 6 *Docking Stations* que permitem a carga e configuração dos monitores de movimento. Podem apresentar-se como uma unidade simples ou agregados;
- 1 *Access Point*, ponto de acesso *wireless*, que permite a comunicação sincronizada até ao sub-milissegundo entre os monitores de movimento e o computador;

- 1 *software* com protocolos de testes a utilizar: *ITUG (The instrumented timed up and go)*, *ISWAY (The instrumented sway test)*, *ISAW (The instrumented stand and walk test)*, *IWALK (The instrumented long walk test)*.

Dependendo do protocolo de teste escolhido, podem utilizar-se de um a seis monitores de movimento que são colocados no participante com a ajuda de tiras de velcro (um na região lombar para análise da oscilação postural, dois nos membros inferiores para a marcha, um sobre o esterno para o *sit to stand* e dois nos punhos para a análise da oscilação dos membros superiores).

O *APDM[®] Mobility Lab System* permite interromper e/ou repetir a recolha de dados. O seu *software* realiza uma análise automática dos dados obtidos, e apresenta de imediato através de um relatório (ficheiro PDF) as medidas recolhidas assim como valores de referencia.

2.6 Relevância do Estudo

A relevância deste estudo será contribuir para uma melhoria da análise do equilíbrio/reequilíbrio em condições de dupla tarefa numa população sénior.

Podendo relacionar esses dados com a previsão de queda será possível o desenvolvimento de novas estratégias e de programas de prevenção da queda do sujeito sénior.

3 METODOLOGIA

3.1 Materiais e Métodos

3.1.1. Objetivo do Estudo

Objectivo geral

Avaliar os efeitos da realização de uma dupla tarefa no controlo do equilíbrio de indivíduos seniores.

Objectivos específicos

Explorar a relação entre alguns parâmetros espaço-temporais da marcha durante a execução de uma dupla tarefa e analisar a sua potencial influência no equilíbrio nos indivíduos seniores.

3.1.2. Questões orientadoras

Será que uma dupla tarefa influencia o *postural sway* de indivíduos seniores?

Será que uma dupla tarefa influencia os principais parâmetros da marcha de indivíduos seniores?

Será que uma dupla tarefa influencia o *turning* de indivíduos seniores?

Será que uma dupla tarefa influencia o *sit to stand* de indivíduos seniores?

Será que uma dupla tarefa influencia o *turn to sit* de indivíduos seniores?

3.1.3. Desenho de Estudo

É um estudo observacional, transversal com avaliação num único momento.

3.1.4. População e Amostra

Idosos autónomos de ambos os géneros que frequentavam uma clinica da especialidade. A amostra foi seleccionada por conveniência de acordo com os critérios abaixo referidos e recrutada numa clinica da especialidade, por telefone ou pessoalmente.

Critérios de inclusão

Idosos com idade igual ou superior a 65 anos;

Idosos independentes nas suas atividades diárias;

Idosos autónomos na marcha.

Critérios de exclusão

Lesões e ou sintomas recentes no membro superior e/ou inferior e/ou tronco;
 História recente de cirurgias (membro inferiores e coluna);
 História de doenças neurológicas, vestibulares e/ou metabólicas;
 Dor que interfira na realização das atividades diárias;
 Patologia degenerativa avançada de articulações do membro inferior com influência no padrão de marcha;
 Idosos que utilizem auxiliares de marcha para a sua deslocação.

Sendo um estudo observacional piloto baseado na revisão de literatura efectuada (Treacy, Schurr & Sherrington, 2013; Gschwind et al, 2013) e para garantir que a amostra seja representativa da população alvo, segundo Suresh & S Chandrashekhara (2012), a fórmula: $N = (Z_{\alpha/2})^2 s^2 / d^2$ em que $Z_{\alpha/2}$ representa o nível de significância para $\alpha = 0.05$, “s” representa o desvio padrão (8%), e “d” a precisão da estimativa que se quer menor que 3 teremos um $N = 1,96^2 \times (8.5)^2 / (3^2) = 3.8416 \times 72.25 = 30.84$.

3.1.5. Definição Operacional das Variáveis

As variáveis em estudo estão descritas nas tabelas abaixo e dividem-se em variáveis independentes e dependentes.

Tabela 1 - Variáveis independentes

VARIÁVEIS INDEPENDENTES	DESCRIÇÃO	CÓDIGO	TIPO
Género	Sexo e sexo	Masculino(1) Feminino (2)	Qualitativa nominal
Idade	Nº de anos que uma pessoa conta desde o seu nascimento até ao momento atual	Anos	Quantitativa contínua
Atividade	Realiza prática desportiva há + de 6 meses	Sim (1) Não (2)	Qualitativa nominal

Tabela 2 - Variáveis dependentes: *Postural Sway*

VARIÁVEIS DEPENDENTES	DESCRIÇÃO	CÓDIGO	TIPO
<i>Postural Sway</i>	<i>Elipse Sway Área</i>	Milímetros quadrados (mm ²)	Quantitativa contínua
	Distância antero-posterior	Centímetros (cm)	
	Distância medio-lateral	Centímetros (cm)	
	95% Frequência antero-posterior	Percentagem (%)	
	95% Frequência médio-lateral	Percentagem (%)	

Tabela 3 - Variáveis Dependentes: *Sit to Stand*

VARIÁVEIS DEPENDENTES	DESCRIÇÃO	CÓDIGO	TIPO
<i>Sit to Stand</i>	Duração	Segundos (seg.)	Quantitativa contínua
	Velocidade de <i>Peak</i>	Graus/segundo (°/seg.)	
	Amplitudes do tronco	Graus (°)	

Tabela 4 - Variáveis Dependentes: Ciclo de Marcha

VARIÁVEIS DEPENDENTES	DESCRIÇÃO	CÓDIGO	TIPO
Ciclo de Marcha	Duração da marcha	Segundo (seg)	Quantitativa contínua
	Comprimento do passo	Percentagem da estatura (%)	
	Velocidade do passo	Percentagem da estatura (%)	
	Cadência da marcha	Passos por minuto (passos/seg)	
	Duplo apoio	Percentagem (%)	
	<i>Swing</i>	Percentagem (%)	
	<i>Stance</i>	Percentagem (%)	

Tabela 5 - Variáveis Dependentes: *Turn to Sit*

VARIÁVEIS DEPENDENTES	DESCRIÇÃO	CÓDIGO	TIPO
<i>Turn to Sit</i>	Velocidade de <i>Peak</i> a voltar	Graus/segundo (°/seg.)	Quantitativa contínua
	Duração	Segundos (seg.)	
	Amplitudes do tronco	Graus (°)	

Tabela 6 - Variáveis Dependentes: *Turning*

VARIÁVEIS DEPENDENTES	DESCRIÇÃO	CÓDIGO	TIPO
<i>Turning</i>	Duração	Segundo (seg)	Quantitativa contínua
	Número de passos	Número (n°)	
	Velocidade de <i>Peak</i>	Graus/segundo(°/seg.)	
	Duração do passo durante a volta	Segundo (seg)	
	Duração do passo antes da volta	Segundo (seg)	

3.1.6 Instrumentos de Medida

Fontes de Dados

Para a realização deste estudo, utilizaram-se como fontes de dados a *PubMed*, *Cochrane*, Instituto Nacional de Estatística e outras consideradas de interesse para recolha de informação.

Entrevista

Realizou-se uma entrevista em forma de questionário para caracterização da amostra com dados sociodemográficos e outras informações pertinentes (apêndice 1).

O APDM[®] *Mobility Lab System*

O APDM[®] *Mobility Lab System* (Fig. 1) é um sistema portátil projetado para avaliação da marcha e equilíbrio, tornando mais fácil armazenar, analisar e interpretar os dados recolhidos. Para este estudo foram escolhidos 2 dos seus protocolos específicos: *Isway* e *Itug* tendo sido colocados um sensor de movimento a nível de L5 (Fig. 2), outro a nível do tórax e dois na região antero-superior de ambas as articulações túbio tarsicas (Fig. 3).



Fig.1 APDM® Mobility Lab System



Fig.2 Sensor a nível de L5



Fig.3 Sensores a nível de ambas as tíbio tarsicas

3.1.7 Procedimentos do Estudo

Para a realização deste estudo, utilizaram-se como fontes de dados a *PubMed*, a *Cochrane* e o Instituto Nacional de Estatística.

Após a submissão ao Conselho de Ética e a sua aprovação com recomendações a 15 de Fevereiro de 2016 (anexo 1), foi enviada uma carta de esclarecimento e permissão de utilização de espaço e utentes à clínica da especialidade Fisio-Lógica (apêndice 2), a qual acedeu positivamente ao pedido de colaboração (anexo 2).

Entretanto o APDM® Mobility Lab System foi montado e testado num indivíduo jovem (teste piloto), voluntário e sem qualquer problema de saúde.

Os possíveis participantes foram contactados pessoalmente ou por telefone e marcada uma sessão para esclarecimento sobre o objectivo do estudo.

Nessa sessão explicou-se com detalhe o objetivo do estudo e dado o tempo necessário ao participante para pensar e decidir a sua participação confirmada pela assinatura do consentimento informado, livre e esclarecido (apêndice 3).

Foi entregue ao participante uma cópia deste documento assinado pela responsável do estudo e iniciou-se a avaliação com uma entrevista em forma de questionário simples para caracterização pessoal do participante e de outras informações relacionadas com o seu estado de saúde.

De seguida começou-se a recolha de dados através do *APDM[®] Mobility Lab System*. Dos protocolos oferecidos pelo *APDM[®] Mobility Lab System* foram escolhidos dois, o *ITUG* e o *ISWAY*, os quais foram realizados numa sala com espaço, luz e boa ventilação que foi previamente preparada para o efeito com uma cadeira, uma mesa sobre a qual estava um computador, folhas brancas e caneta, um tabuleiro com um copo cheio de água até 5 cm da borda e peso total de 640 gramas (Fig. 4), uma régua e um rolo de adesivo para marcação do espaço de teste.

Em cada sessão e para cada teste foram explicados todos os procedimentos a realizar e registadas 3 tentativas de cada teste. O software do *APDM[®] Mobility Lab System* calculou a sua média para fins estatísticos.

Como poderia, hipoteticamente, haver participantes com alterações posturais e desequilíbrios esteve sempre presente um fisioterapeuta a acompanhar o participante nas recolhas de dados.

ISWAY

Para a realização do *Isway* foi utilizada uma cadeira sem braços. O participante foi informado que iria ouvir um sinal sonoro que indicava o início do teste e um novo sinal sonoro a indicar o fim do teste e que cada exercício seria repetido 3 vezes.

Foi solicitado ao participante:

1. Ficar de pé, descontraído com os braços ao longo do corpo, parado, descontraído, a olhar em frente e não falar durante 30 segundos;

A este registo foi dado o nome “a *ISWAY*”.

2. Ficar de pé segurando um tabuleiro de metal com um copo cheio de água com um peso total de 640 gramas durante 30 segundos (Fig 5);

A este registo foi dado o nome “b *ISWAY*”.

3. Ficar de pé, segurando um tabuleiro com um copo cheio de água e um peso total de 640 gramas durante 30 segundos e simultaneamente contar regressivamente de 50 para 0 em série de 3 números (exemplo 50, 47, 44, 41,...);

A este registo foi dado o nome “c ISWAY”.

Apesar de estar previsto um período de descanso de cerca de 10 segundos entre cada teste nenhum participante solicitou esse período de tempo.



Fig. 4 Copo cheio de água até 5 cm da borda e peso total de 640 gramas

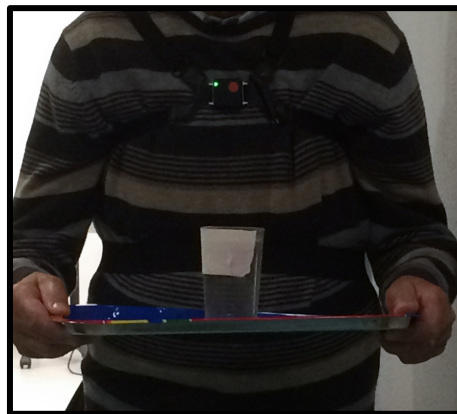


Fig. 5 O participante permaneceu de pé, em apoio bipodal segurando um tabuleiro com um copo cheio de água

ITUG

Para a realização deste teste foi colocada no solo uma tira de adesivo com cerca de 40 cm de comprimento, 30 cm à frente dos pés dianteiros de uma cadeira sem braços. A partir deste ponto foram medidos 7 metros e colocada no chão outra tira de adesivo igualmente com cerca de 40 cm de comprimento.

Foram usados os mesmos monitores de movimento com o mesmo posicionamento.

O participante foi informado que o início do teste seria ao comando de voz e que cada exercício seria repetido 3 vezes.

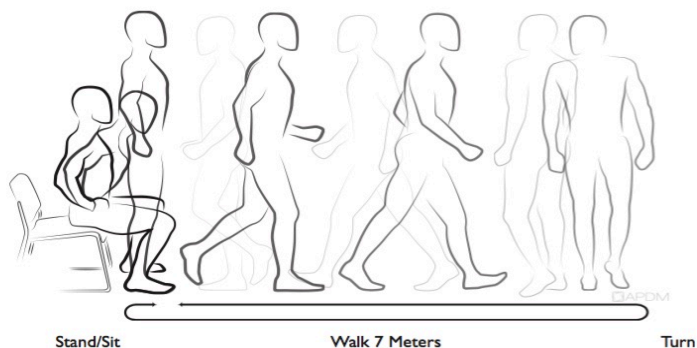


Fig. 6 Fases do Time Up-and-Go. Imagem retirada de APDM[®] Mobility Lab System

Foi solicitado ao participante:

1. Ao comando, levantar-se sem usar as mãos e de forma descontraída andar até à linha adesiva, dar meia volta, regressar à cadeira, voltar-se e sentar-se sem usar as mãos.

Ao estar sentado o participante deveria dizer “*estou sentado*” para terminar o exercício.

A este registo foi dado o nome “**a ITUG**”.

2. Segurar o tabuleiro com o copo com água e ao comando levantar-se, andar até à linha, dar meia volta, regressar à cadeira, voltar-se e sentar-se.

Ao estar sentado o participante deveria dizer “*estou sentado*” para terminar o exercício.

A este registo foi dado o nome “**b ITUG**”.

3. Segurar o tabuleiro com o copo com água e ao comando levantar-se, andar até à linha, dar meia volta, regressar à cadeira, voltar-se e sentar-se mas ao mesmo tempo contar regressivamente de 50 para 0 em série de 3 números (exemplo 50, 47, 44, 41,...).

Ao estar sentado o participante deveria dizer “*estou sentado*” para terminar o exercício.

A este registo foi dado o nome “**c ITUG**”.

Todos os dados recolhidos e tratados pelo *APDM[®] Mobility Lab System* foram analisados e o seu resultado tratado estatisticamente através do programa *IBM - SPSS Statistics, versão 22*.

3.2 Recursos Utilizados

3.2.1 Recursos Humanos

A equipa foi composta pela autora, sendo acompanhada e orientada, desde o seu início pelos Professores Raul Oliveira e Filipe Melo.

O equipamento necessário à recolha e processamento dos dados foi disponibilizado pela Faculdade de Motricidade Humana, sem custos adicionais.

3.2.2 Recursos Logísticos

Para viabilizar a execução deste projeto foi fundamental realizar uma gestão apropriada do tempo, espaço, recursos humanos e materiais, tendo sido criado um Plano de Gestão da Investigação (apêndice 4).

3.2.3 Recursos Informáticos

O programa informático necessário ao processamento dos dados foi disponibilizado pela Faculdade de Motricidade Humana e utilizado em equipamento pessoal.

3.2.4 Recursos Financeiros

Todo o material utilizado foi cedido pela clínica da especialidade onde foi realizada a recolha de dados não sendo imputado qualquer valor à autora nem à Faculdade de Motricidade Humana.

As comunicações foram feitas na clínica da especialidade onde foi realizada a recolha de dados não sendo imputado qualquer valor à autora nem à Faculdade de Motricidade Humana.

3.3 Considerações Éticas e Legais

3.3.1 Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana

Foi apresentado ao Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa, o projeto de investigação o qual foi aprovado a 15 de Fevereiro de 2016 com recomendações.

3.3.2 Autorizações

Foi enviada por escrito aos responsáveis da clínica da especialidade, Fisio-Lógica, um pedido de colaboração e cedência de espaço para a realização do projeto de investigação.

3.3.3 Consentimento Informado Livre e Esclarecido

Depois de terem sido explicados os objetivos e procedimentos experimentais, foi necessário, para salvaguardar o princípio de participação assente numa decisão livre e esclarecida, que os participantes assinassem o consentimento informado.

3.3.4 Confidencialidade

Foi dado respeito total à dignidade do ser humano, assegurando a utilização dos dados recolhidos apenas para fins científicos, mantendo a confidencialidade dos mesmos.

Foi atribuído a cada participante um código a ser utilizado em todas os registos de modo a garantir o seu anonimato.

A informação dos participantes e os dados recolhidos foram analisados e trabalhados somente com a equipa de investigação envolvida no projeto e nunca apareceu o nome do participante.

3.3.5 Salvaguarda e Bem Estar dos Participantes

Em todos os momentos de avaliação e recolha de dados esteve sempre presente a autora do estudo de forma a assegurar o bem estar dos participantes.

Não foi esperável qualquer risco direto para o participante, no entanto, no caso de um evento adverso, a responsabilidade seria assumida pela pessoa responsável pelo projeto, a qual é portadora de um seguro de responsabilidade civil e profissional.

3.3.6 Proteção, Armazenamento e Eliminação dos Dados

Todos os registos escritos e digitais serão guardados em disco externos sendo a pessoa responsável pelo armazenamento e eliminação a investigadora.

3.3.7 Conflito De Interesses

Nenhum dos autores manifesta conflito de interesses neste estudo.

3.4 Análise Estatística

Os dados foram extraídos pelo *Mobility Lab Software*, ©2013 APDM, inc., sendo posteriormente armazenados em Excel.

Após a construção da matriz para tratamento, o mesmo foi realizado com o software IBM® SPSS® *Statistics for Windows 22.0* (IBM® Corp. Armonk, NY).

Os dados foram sujeitos a uma análise detalhada quanto à presença de *outliers*. O pressuposto de normalidade foi verificado através do teste de *Kolmogorov – Smirnov*, tendo sido igualmente observadas a assimetria e achatamento das distribuições.

Para a verificação de diferenças entre as três condições em estudo – (1) tarefa simples, (2) dupla tarefa motora e (3) dupla tarefa motora associada com tarefa cognitiva - foi utilizada a técnica estatística ANOVA para medidas repetidas. A esfericidade foi verificada pelo teste de *Mauchly* sendo realizada a correção deste parâmetro através do *Epsilon Greenhouse-Geiser* quando esse pressuposto não podia ser aceite.

Sendo encontradas diferenças significativas na ANOVA, recorreu-se posteriormente a comparações múltiplas com ajustamento de *Bonferroni*.

Quando não foi possível assumir o pressuposto de normalidade procedeu-se ao teste de *Friedman*, prosseguindo com comparações múltiplas de *Dunn* quando encontradas diferenças entre as três tarefas.

O nível de significância foi de 5%.

Todos os resultados / tabelas dos testes considerados mais relevantes encontram-se em anexo (apêndice 5 e 6).

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Neste estudo participaram 36 indivíduos dos quais 27 eram do sexo feminino e 9 do sexo masculino com idade média de $71 \pm 5,69$ anos com uma média de queda de 1,5 no último ano civil (2015).

Foi realizada a caracterização da amostra e calculados os valores referentes ao mínimo, máximo, média e desvio padrão dos dados dos participantes para as variáveis idade, altura e índice de massa corporal (Tabela 7).

Tabela 7 - Caracterização da amostra

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	66	86	71	5,69
Altura (cm)	150	185	162	8.17
Peso (kg)	49	96	67,72	10,43
IMC (kg+cm ²)	19,60	32,40	25,34	3,24

Foram avaliadas duas tarefas: ISWAY e ITUG.

Na tarefa *ISWAY* foi avaliada a ação *Postural sway* e na tarefa *ITUG* foram avaliadas diferentes ações: *Sit to Stand*, *Ciclo de Marcha*, *Turning*, e *Turn to Sit* durante a execução de 3 condições.

A condição 1 representa uma tarefa motora simples, a condição 2 uma dupla tarefa motora e a condição 3 representa uma dupla tarefa com processo cognitivo.

ISWAY

Postural Sway

Nesta ação foram consideradas como variáveis a *Ellipse Sway Area*, distâncias Antero Posterior e Médio Lateral 95% das frequências Antero Posterior e Médio Lateral.

Ellipse Sway Area:

Foram encontradas diferenças significativas na *Ellipse Sway Area* relativamente às três condições em estudo ($F_{(1,488,37.194)} = 27.361$; $p < 0.001$). A condição responsável pela diferença significativa dos resultados foi a que incluiu o constrangimento cognitivo (tarefa3) observando-se um aumento significativo da *ellipse sway área* ($p < 0.001$),

Entre as condições de tarefa motora simples e de dupla tarefa motora não se verificaram diferenças significativas ($p = 0.655$) (tabela 8).

Tabela 8 - Comparação de pares - *Ellipse Sway Area* no *Postural Sway*:

1-condição 1; 2-condição 2; 3-condição 3

(I) Sway (mm ²)	J) Sway (mm ²)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	,005	,004	,655	-,005	,014
	3	-,033 [*]	,006	,000	-,047	-,018
2	1	-,005	,004	,655	-,014	,005
	3	-,037 [*]	,007	,000	-,055	-,020

Distâncias Antero-Posterior (AP) e Médio-Lateral (ML):

Relativamente à análise das distâncias de oscilação nas direções em estudo, foram igualmente encontradas diferenças significativas entre as três condições experimentais tanto a nível AP ($\chi^2_F(2) = 19.385; p < 0.001; N = 26$), como a nível ML ($F_{(2,50)} = 18.956; p < 0.001$).

Por não ter sido possível assumir o pressuposto da normalidade relativamente a esta variável, os seus dados serão representados por gráfico de análise de variância de dois fatores de Friedman (gráfico 1)

A condição responsável pela diferença significativa dos resultados foi a que incluiu o constrangimento cognitivo (condição 3) que se traduziu por uma maior distância percorrida em ambas as direções relativamente às condições 1 e 2 (*AP e ML: p = 0.003*) (*AP e ML: p < 0.001*) (gráfico 1 e tabela 9).

Não se verificaram diferenças significativas entre as condições 1 e 2 (*AP: p = 1.0; ML: p = 0.066*).

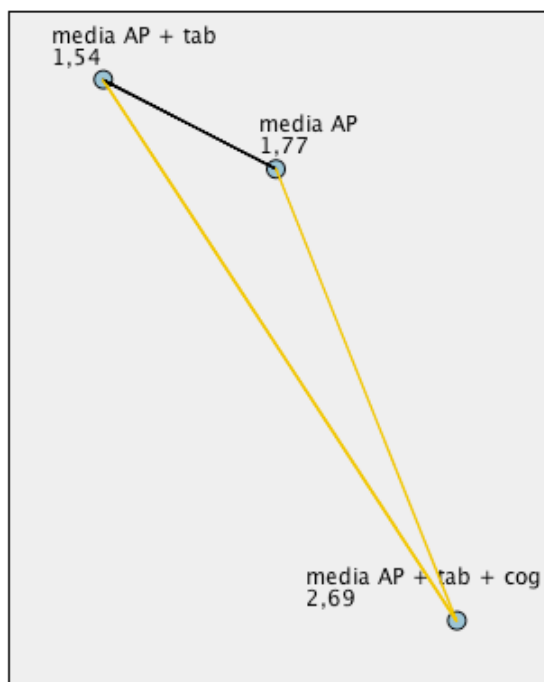


Fig. 7 Análise de Variância de Dois fatores de *Friedman* Distância Antero-Posterior no *Postural Sway*:
 .media AP= condição 1 media AP + tab = condição 2; media AP + tab + cog = condição 3

Cada nó representa o ponto médio da amostra (cm)

Tabela 9 - Comparações de pares - Distância Médio-Lateral no *Postural Sway*
 1-condição1; 2-condição 2; 3-condição 3

(I) ML (cm)	(J) ML (cm)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	,003	,001	,066	,000	,006
	3	-,005*	,001	,003	-,009	-,002
2	1	-,003	,001	,066	-,006	,000
	3	-,009*	,002	,000	-,012	-,005

Frequência Antero-posterior e Médio-lateral (95%).

Relativamente à análise da frequência de oscilação (95%) registaram-se resultados similares ao anteriormente descrito, tanto na direção AP ($\chi^2_F(2) = 20.846 ; p < 0.001 ; N = 26$), como ML ($\chi^2_F(2) = 22.020 ; p < 0.001 ; N = 26$).

A condição 3 foi a que apresentou diferenças significativas em relação às outras duas condições, 1 e 2 (AP e ML: $p < 0.001$) (AP: $p < 0.001$; ML: $p = 0.046$) com aumento da frequência da oscilação nos dois sentidos.

Por não ter sido possível assumir o pressuposto da normalidade relativamente a esta variável, os seus dados serão representados por gráficos de análise de variância de dois fatores de Friedman (Gráfico 2 e 3).

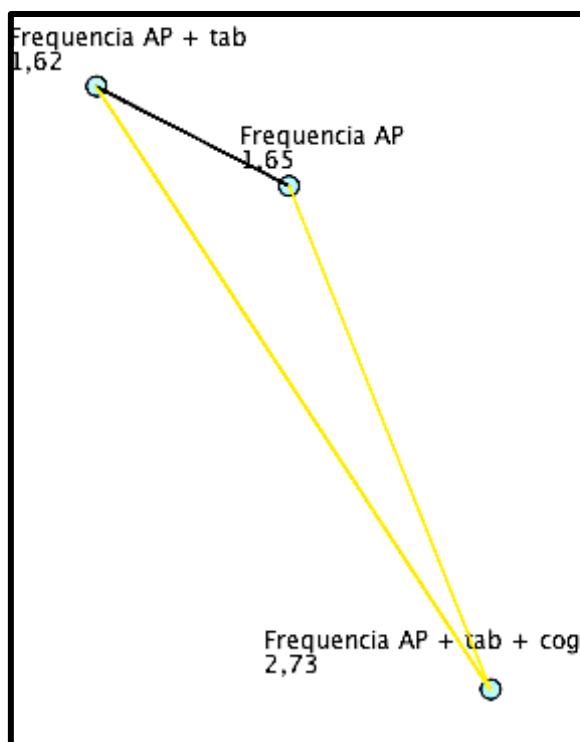


Fig. 8 Análise de Variância de Dois fatores de *Friedman* - Frequência Antero-posterior no *Postural Sway*: Frequência AP=condição 1; Frequência AP+tab=condição 2; Frequência AP+tab+cog = condição 3

Cada nó representa o ponto médio da amostra (%)

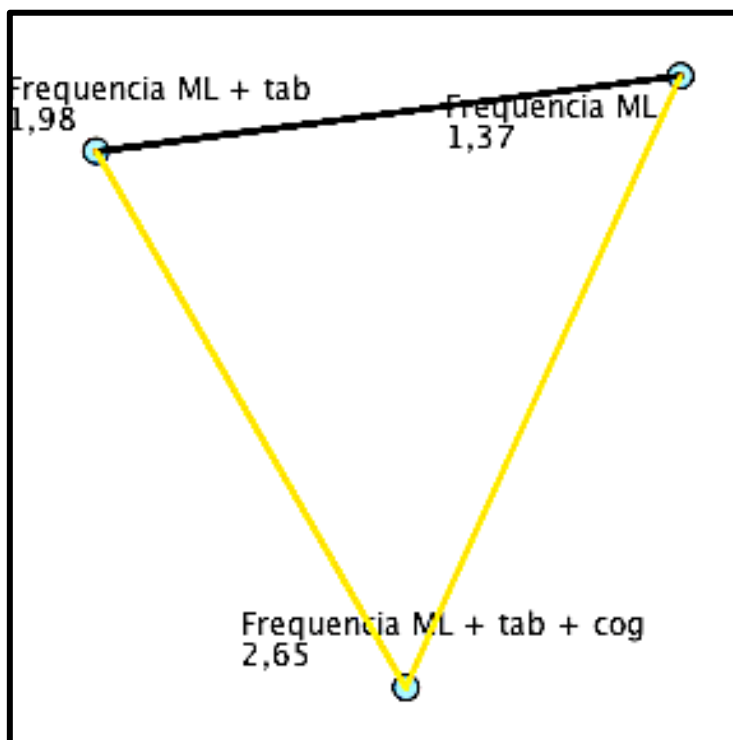


Fig. 9 Análise de Variância de Dois fatores de *Friedman* - Frequência Médio-lateral no *Postural Sway*:
Frequência ML = condição 1; Frequência ML+tab = condição 2 Frequência ML + tab + cog =
condição 3

Cada nó representa o ponto médio da amostra (%)

ITUG

Sit to Stand

Relativamente a esta ação, foram consideradas as variáveis duração, velocidade e amplitude de movimento do tronco.

Duração

A análise da duração da ação em estudo não revelou diferenças significativas entre as três condições ($\chi^2_F(2) = 5.922 ; p = 0.052 ; N = 33$). No entanto, face aos resultados obtidos é de realçar o valor de significância que evidencia uma tendência para a comparação realizada. (tabela 10).

Tabela 10 - Análise de Variância de Dois fatores de *Friedman*: Duração do Sit to stand (seg.)

N total	33
Estatística do teste	5,922
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,052

1. Comparações múltiplas não são realizadas, pois o teste geral manteve a hipótese nula de nenhuma diferença.

Velocidade

A análise relativa à velocidade da ação em estudo revelou diferenças significativas entre as três condições consideradas ($\chi^2_F(2) = 46.545$; $p < 0.001$; $N = 33$).

Porém, a condição responsável pela diferença significativa encontrada nos resultados foi a que incluiu a condição de tarefa motora simples ($p < 0.001$), já que entre as condições 2 e 3 não se verificaram diferenças significativas ($p = 1.0$) (gráfico 4).

Os resultados obtidos indicam uma maior velocidade no desempenho da condição 1

3

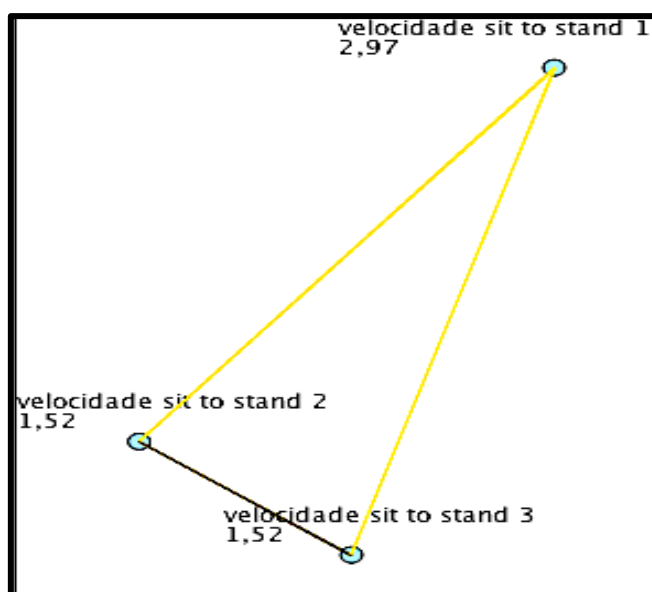


Fig.10 Análise de Variância de Dois fatores de *Friedman* - Velocidade Sit to Stand: Velocidade Sit to Stand1 = condição 1; Velocidade Sit to Stand2 = condição 2; Velocidade Sit to Stand 3 = condição

Cada nó do gráfico mostra o ponto médio de amostra (°/seg.)

Amplitude de movimento do tronco

Foram encontradas diferenças significativas na amplitude de movimento do tronco entre as três condições em estudo ($F_{(2,64)} = 41,861$; $p < 0.001$), porém, a condição responsável por estes resultados foi a condição 1 ($p < 0.001$) que apresentou uma maior amplitude de movimento do tronco.

Entre as condições 2 e 3 não se verificaram diferenças significativas ($p = 0.115$) (tabela 11).

Tabela 11 - Comparações de pares – Amplitude de Movimento de Tronco no *Sit to Stand*:
1-condição 1; 2-condição 2; 3-condição 3

ROM_SS (°)	(J) ROM_SS (°)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	5,236*	,552	,000	3,842	6,631
	3	4,076*	,701	,000	2,306	5,846
2	1	-5,236*	,552	,000	-6,631	-3,842
	3	-1,161	,537	,115	-2,518	,196

Ciclo de Marcha

Nesta ação foram consideradas as variáveis duração, cadência, comprimento do passo, duplo apoio, *Swing*, *Stance* e velocidade do passo.

Duração:

Relativamente ao tempo de duração do ciclo de marcha foram encontradas diferenças significativas entre as três condições em estudo ($F_{(1,681,58,831)} = 61,377$; $p < 0.001$).

As diferenças encontradas foram bem evidentes entre todas as condições experimentais ($p < 0.001$) (tabela 12), com os resultados a indicar um aumento da duração desta variável de condição para condição (nível de complexidade crescente)

Tabela 12 - Comparações de pares – Duração do Ciclo de Marcha:
1-condição 1 2 – condição 2; 3-condição 3

(I) Duração_Marcha (seg)	(J) Duração_Marcha (seg)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-1,886*	,327	,000	-2,707	-1,065
	3	-4,539*	,484	,000	-5,757	-3,321
2	1	1,886*	,327	,000	1,065	2,707
	3	-2,653*	,409	,000	-3,681	-1,625

Cadência:

Relativamente à análise da cadência a que a marcha foi realizada foram encontradas diferenças significativas entre as condições experimentais ($F_{(1,408,49,281)} = 41.767$; $p < 0.001$).

A condição responsável pela diferença nos resultados foi a condição ($p < 0.001$), já que entre as condições 1 e 2 não se observaram diferenças significativas entre si ($p=1.0$) (tabela13).

Pelos resultados apresentados pode observar-se que a cadência diminuiu durante a realização da condição 3.

Comprimento do passo:

Relativamente à análise do comprimento de passo foram encontrados diferenças significativas entre si nas três condições ($F_{(2,70)} = 39.375$; $p < 0.001$), Estas diferenças significativas dizem respeito a todas as condições ($p \leq 0.001$) (tabela 14) podendo-se observar uma diminuição do comprimento do passo com o aumento de complexidade da condição para condição.

Tabela 13 - Comparação de pares de condições – Cadência no Ciclo de Marcha
1-condição 1 2 – condição 2; 3-condição 3

(I) Cadência_Marcha (passos/seg)	(J) Cadência_Marcha (passos/seg)	Diferença média (I- J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-,658	,977	1,000	-3,114	1,798
	3	11,706*	1,883	,000	6,971	16,440
2	1	,658	,977	1,000	-1,798	3,114
	3	12,364*	1,566	,000	8,427	16,301

Comprimento do passo:

Relativamente à análise do comprimento de passo foram encontrados diferenças significativas entre si nas três condições ($F_{(2,70)} = 39.375$; $p < 0.001$), Estas diferenças significativas dizem respeito a todas as condições ($p \leq 0.001$) (tabela 14) podendo-se observar uma diminuição do comprimento do passo com o aumento de complexidade da condição para condição.

Duplo apoio:

Na análise do duplo apoio na marcha foram igualmente encontradas diferenças significativas entre os resultados apresentados nas condições experimentais ($\chi^2_F(2) = 44.169$; $p < 0.001$; $N = 36$). A comparação entre as condições 1 e 2 e a condição 3 apresentou diferenças significativas podendo considerar-se esta última como a condição responsável pela variação significativa do comportamento motor observado entre as diferentes condições experimentais ($p < 0.001$) (gráfico 4) traduzida no aumento do tempo de duplo apoio.

Não se observaram diferenças significativas entre as condições 1 e 2 quando comparadas entre si ($p = 1.000$).

Por não ter sido possível assumir o pressuposto da normalidade relativamente à variável Distância AP, os seus dados serão representados por gráfico de análise de variância de dois fatores de Friedman (gráfico 5).

Tabela 14 - Comparações de pares – Comprimento do passo no Ciclo de Marcha:
1-condição 1 2 – condição 2; 3-condição 3

(I) Comp_Passo (%)	(J) Comp_Passo (%)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	2,742*	,477	,000	1,541	3,942
	3	5,369*	,679	,000	3,662	7,077
2	1	-2,742*	,477	,000	-3,942	-1,541
	3	2,628*	,640	,001	1,019	4,237

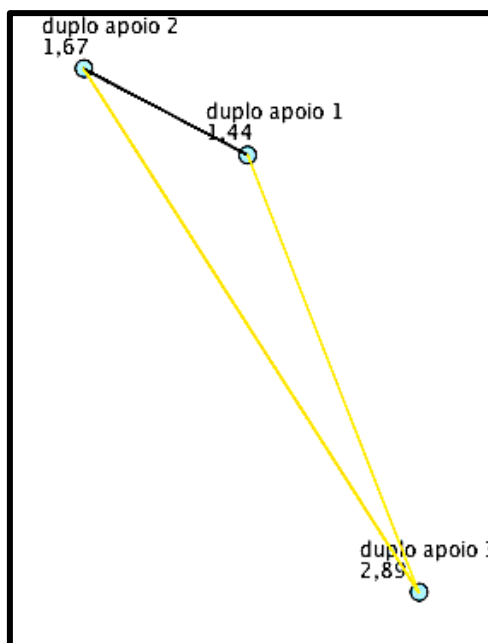


Fig. 11 - Comparações de pares – Duplo Apoio no Ciclo de Marcha
duplo apoio 1 = condição 1; duplo apoio 2 = condição 2; duplo apoio 3 = condição 3

Cada nó do gráfico mostra o ponto médio de amostra (%)

Stance:

Relativamente à análise da variável *Stance* foram encontradas diferenças significativas entre as condições experimentais ($\chi^2_F(2) = 43.504$; $p < 0.001$; $N = 36$),

As comparações entre as condições motoras simples e dupla e a condição com constrangimento cognitivo (condição 3) mostraram diferenças significativas podendo se considerar esta última como a condição responsável pelas alterações comportamentais observadas ($p < 0.001$) (gráfico 6) e que se traduziu por aumento desta fase do ciclo de marcha.

Não se observaram diferenças significativas entre as condições 1 e 2 ($p = 0.789$)

Por não ter sido possível assumir o pressuposto da normalidade relativamente a esta variável, os seus dados serão representados por gráfico de análise de variância de dois fatores de Friedman (gráfico 6).

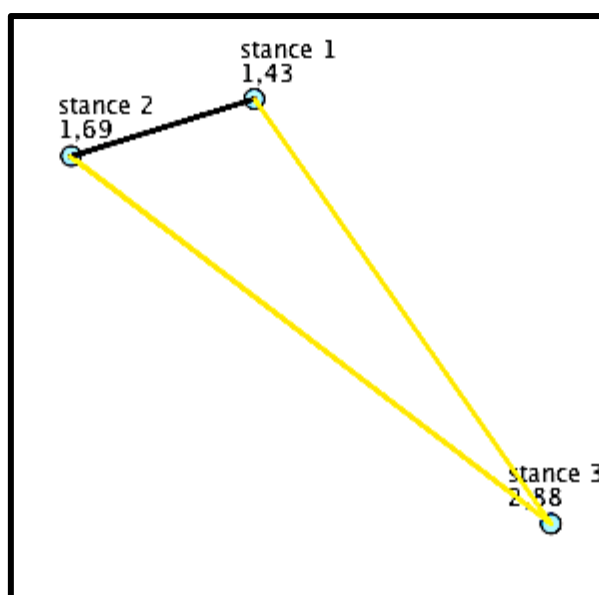


Fig. 12 - Comparação de pares – *Stance* no Ciclo de Marcha stance 1-condição 1; stance 2 – condição 2 stance 3- condição 3

Cada nó do gráfico mostra o ponto médio de amostra (%)

Swing:

Relativamente a esta variável, foram encontradas diferenças significativas entre as diferentes condições experimentais em estudo ($F_{(1.672, 58.529)} = 48.018; p < 0.001$).

Os resultados levam-nos a considerar a condição 3 a responsável por estas diferenças ($p < 0.001$) já que entre as condições 1 e 2 não se verificaram diferenças significativas ($p = 0.055$) (tabela 15).

Os resultados indicam uma diminuição do tempo de swing na condição 3.

Velocidade do passo:

Relativamente à velocidade do passo foram encontradas diferenças significativas entre as três condições experimentais em estudo ($F_{(1.590, 55.665)} = 54.459; p < 0.001$).

Estas diferenças significativas encontraram-se em todos os pares de tarefas ($p < 0.001$ e $p < 0.043$) (Tabela 16).

A velocidade do passo diminui em função do grau de complexidade das condições, isto é da condição 1 para a condição 2 e desta para a condição 3.

Tabela 15 - Comparações de pares – Swing no Ciclo de Marcha
1-condição 1; 2 – condição 2; 3-condição 3

(I) Swing (%)	(J) Swing (%)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	,631	,255	,055	-,011	1,272
	3	2,269*	,272	,000	1,585	2,954
2	1	-,631	,255	,055	-1,272	,011
	3	1,639*	,180	,000	1,186	2,091

Tabela 16 - Comparações de pares – Velocidade no ciclo de Marcha
1-condição 1; 2 – condição 2; 3-condição 3

(I) Velocidade_Passo (%)	(J) Velocidade_Passo (%)	Diferença média (I- J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	2,239*	,869	,043	,054	4,423
	3	11,792*	1,415	,000	8,233	15,350
2	1	-2,239*	,869	,043	-4,423	-,054
	3	9,553*	1,251	,000	6,408	12,697

Turning

Nesta ação foram consideradas como variáveis, a duração e velocidade da volta e o número de passos.

Duração da volta:

Relativamente à duração da volta, foram encontradas diferenças significativas entre as três condições experimentais ($F_{(2,64)} = 87.413$; $p < 0.001$).

Os resultados sugeriram que a volta demorou mais tempo a ser efetuada em função da complexidade da condição, isto é da condição 1 para a condição 2 e desta para a condição 3.

Tabela 17 - Comparação de pares - Duração da Volta no *Turning*;
1-condição 1; 2 – condição 2; 3-condição 3

(I) Duração_Volta (seg)	(J) Duração_Volta (seg)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-,885*	,093	,000	-1,119	-,652
	3	-1,397*	,125	,000	-1,712	-1,082
2	1	,885*	,093	,000	,652	1,119
	3	-,512*	,101	,000	-,767	-,256

Velocidade da volta:

Relativamente à velocidade da volta foram encontradas diferenças significativas entre as três condições experimentais ($F_{(1.349,41.834)} = 72.817$; $p < 0.001$),.

A condição responsável por estes resultados foi a condição 1 ($p < 0.001$) onde se observou uma velocidade mais elevada relativamente às outras duas condições (condições 2 e 3).

Entre as condições 2 e 3 não se verificaram diferenças significativas ($p = 0.073$) (tabela 18).

Tabela 18 - Comparação de pares - Velocidade da Volta no *Turning*
1-condição 1; 2 – condição 2; 3-condição 3

(I) Veloc_Volta (°/seg.)	(J) Veloc_Volta (°/seg.)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	31,541 [*]	3,714	,000	22,141	40,941
	3	35,784 [*]	3,805	,000	26,154	45,415
2	1	-31,541 [*]	3,714	,000	-40,941	-22,141
	3	4,244	1,794	,073	-,298	8,785

Número de passos:

Relativamente à análise do número de passos realizados durante esta ação foram encontradas diferenças significativas entre as três condições experimentais ($\chi^2_F(2) = 42.365$; $p < 0.001$; $N = 32$).

A condição responsável por estes resultados foi a condição 1 ($p < 0.001$) que apresentou diferenças significativas relativamente às condições 2 e 3, não se tendo encontrado diferenças significativas entre estas duas últimas condições ($p = 1.0$) (gráfico 7).

Os resultados revelaram um aumento do número de passos ao longo das condições realizadas, o que significa um aumento em função do nível de complexidade.

Por não ter sido possível assumir o pressuposto da normalidade relativamente a esta variável, os seus dados serão representados por gráfico de análise de variância de dois fatores de Friedman (gráfico 7).

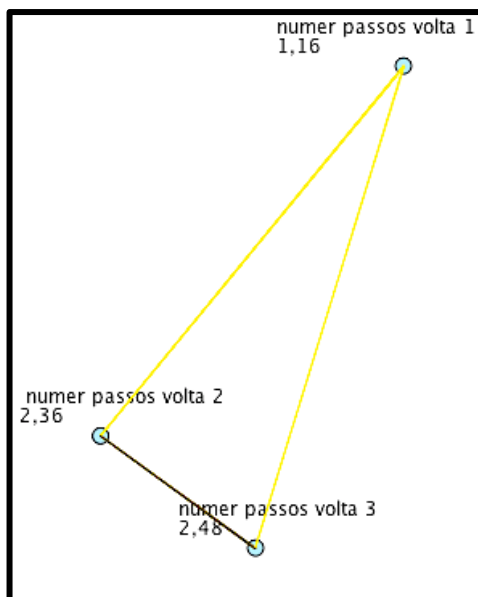


Fig. 13 - Comparação de pares – Número de Passos no *Turning*.
Numer passos volta 1 condição 1; Numer passos volta 2 – condição 2; Numer passos volta 3 – condição 3

Cada nó do gráfico mostra o ponto médio de amostra (nº)

Turn to Sit

Nesta ação foram consideradas as variáveis: duração, velocidade da volta e amplitude de movimento do tronco.

Duração da volta:

Relativamente à análise da duração da volta foram encontradas diferenças significativas quando comparadas as diferentes condições experimentais ($\chi^2_F(2) = 33.515$; $p < 0.001$; $N = 33$).

Perante os resultados pode concluir-se que a condição responsável foi a condição 1 ($p < 0.001$) na qual se observou o tempo de duração da volta mais baixo relativamente às condições 2 e 3..

Não se encontraram diferenças significativas entre as condições 2 e 3 verificando-se no entanto um incremento associado ao nível de complexidade da tarefa ($p < 1.0$) (gráfico 8).

Por não ter sido possível assumir o pressuposto da normalidade relativamente a esta variável, os seus dados serão representados por gráfico de análise de variância de dois fatores de *Friedman* (gráfico 8).

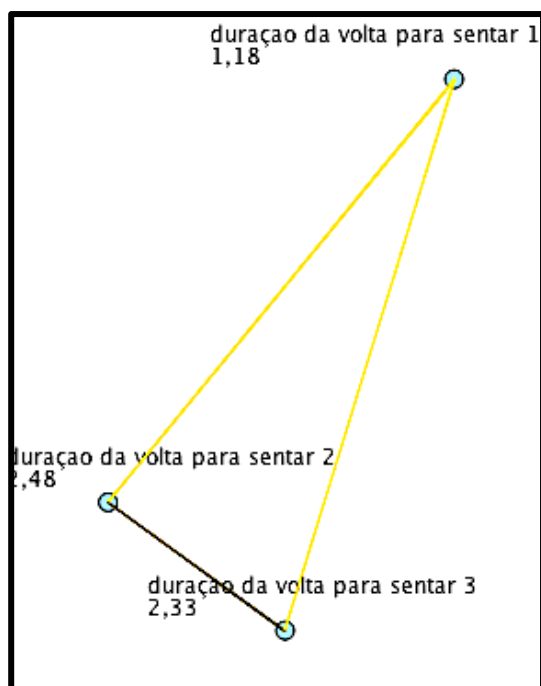


Fig. 14 - Comparação de pares – Duração da Volta no *Turn to Sit*; *duração da volta para sentar 1* – condição 1; *duração da volta para sentar 2* – condição 2 *duração da volta para sentar 3* – condição 3.

Cada nó do gráfico mostra o ponto médio de amostra (seg.)

Velocidade da volta:

Relativamente à análise da velocidade da volta foram encontradas diferenças significativas entre as diferentes condições experimentais ($F_{(2,64)} = 64.977$; $p < 0.001$).

Os resultados apresentados revelaram que a condição responsável por estas diferenças foi a condição 1 ($p < 0.001$), que apresenta velocidade mais elevada, valores que vão diminuindo de condição para condição. No entanto os resultados não revelaram diferenças significativas entre as condições 2 e 3 ($p < 1.0$) (tabela 21).

Amplitude de movimento do tronco:

Relativamente à análise da variável amplitude de movimento do tronco variável foram encontradas diferenças significativas entre as três condições experimentais ($F_{(1,696,54.267)} = 49.739$; $p < 0.001$).).

Perante os resultados apresentados pode concluir-se que a condição responsável foi a condição 1 ($p < 0.001$) que apresenta menor amplitude de movimento do tronco

relativamente às condições 2 e 3. No entanto, os resultados não revelaram diferenças significativas entre as condições 2 e 3 embora tangencialmente ($p < 0.55$) (tabela 22).

Tabela 19 - Comparação de pares – Velocidade da Volta no *Turn to Sit*;
1 – condição 1; 2 – condição 2; 3 – condição 3

(I) Veloc_Volta_Sentar (% seg.)	(J) Veloc_Volta_Sentar (% seg.)	Diferença média (I- J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	52,727*	5,765	,000	38,161	67,293
	3	48,603*	5,078	,000	35,774	61,432
2	1	-52,727*	5,765	,000	-67,293	-38,161
	3	-4,124	4,514	1,000	-15,530	7,281

Tabela 20 - Comparação de pares – Amplitude de movimento do tronco no *Turn to Sit*
1 – condição 1; 2 – condição 2; 3 – condição 3

(I) ROM_Volta_Sentar (°)	(J) ROM_Volta_Sentar (°)	Diferença média (I- J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	6,137*	,768	,000	4,195	8,078
	3	4,712*	,570	,000	3,272	6,152
2	1	-6,137*	,768	,000	-8,078	-4,195
	3	-1,425	,574	,055	-2,874	,025

Numa síntese geral pode afirmar-se que a dupla tarefa motora com constrangimento cognitivo – condição 3, foi a responsável pelas diferenças significativas encontradas nas

ações de *Postural Sway* e *Ciclo de Marcha* e que a tarefa motora simples – condição 1, apareceu de forma global responsável pelas diferenças encontradas nas atividades do *sit to stand*, *turning* e *turn to sit*.

Na atividade *Postural Sway*, verificou-se um aumento da oscilação postural do sujeito sénior que se traduziu por aumentos significativos da *ellipse sway área* assim como em ambas as direções e frequências AP e ML durante a condição 3.

No Ciclo de Marcha, a condição 3 apareceu, de novo, como responsável pela maioria das diferenças significativas das variáveis estudadas: a velocidade do passo, a cadência e o *swing* diminuíram e o duplo apoio e *stance* aumentaram.

Nos parâmetros em que não se pôde determinar qual o mais responsável pelos resultados obtidos, verificou-se que os valores alteravam-se ao longo das condições realizadas em função do seu nível de complexidade traduzidas pela diminuição do comprimento de passo e aumento da duração do ciclo de marcha.

Na ação *sit to stand*, durante a condição 1, tarefa motora simples, verificou-se haver maior velocidade e maior amplitude de movimento do tronco. Perante o aumento da complexidade das condições registou-se uma diminuição da amplitude do tronco com perda de velocidade e aumento de duração durante a sua execução

Na ação do *turning*, a associação de elementos à condição pareceu ser a responsável pelas alterações verificadas, isto é da condição 1 para a condição 2 e desta para a condição 3. Observou-se uma diminuição da velocidade, aumento do número de passos e aumento do tempo de duração da volta.

No *turn to sit* verificou-se que a responsável pelas diferenças significativas era a condição 1, tarefa motora simples, a traduzir-se por uma menor duração e maior velocidade na volta com menor amplitude de movimento do tronco relativamente às outras condições estudadas: dupla tarefa motora e dupla tarefa motora associada com o constrangimento cognitivo

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste estudo participaram 36 seniores saudáveis que apresentavam uma idade média de $71 \pm 5,69$ anos e uma altura média de 1,62 m.

Apesar de ter sido delineada uma amostra equilibrada, por constrangimentos pessoais e de adesão por parte dos potenciais participantes, esta caracterizou-se por incluir mais participantes do sexo feminino (27) do que masculino (9).

Através da utilização do APDM[®] *Mobility Lab System* e com os programas *ISWAY* e *ITUG* foram avaliadas diversas ações (*Postural sway*, Ciclo de Marcha, *Sit to stand*, *turning* e *turn to sit*) e dentro de cada uma delas, vários parâmetros durante a execução de 3 condições.

A condição 1, realização de uma tarefa motora simples, permitiu a utilização de todos os automatismos motores (programas motores automáticos) desenvolvidos ao longo da vida com total liberdade de movimentos uma vez que não existiu qualquer constrangimento. O sujeito pôde concentrar a sua atenção no objetivo da tarefa e nas informações perceptivo motoras implicadas.

A condição 2, realização de uma dupla tarefa motora, condicionou o sujeito na sua atuação de cumprir o objetivo da tarefa uma vez que implicou a manipulação de um objeto externo, que consistiu em manter um copo com água equilibrado em cima de uma superfície segura pelos membros superiores.

O sujeito teve de dividir a sua atenção pelas duas tarefas em causa, uma consciente e intencional que atraiu grande parte da atenção no processamento das informações perceptivo motoras, segurar um tabuleiro com um copo com água equilibrado e outro que passou para uma dimensão sub cortical associada a um controlo automático como foi o caso das tarefas motoras de permanecer em equilíbrio estático em pé, deslocar-se (marcha) e rodar o corpo levantar-se e sentar-se numa cadeira.

A condição 3, realização de uma dupla tarefa motora com processo cognitivo, aumentou ainda mais a dispersão da atenção que se dispersou em diferentes níveis pelas duas tarefas motoras e pelo processo cognitivo inerente ao processo de cálculo implícito na contagem regressiva de X em X números a partir de 50.

Nesta tarefa o processo cognitivo afetou a maior parte se não a totalidade dos recursos atencionais, levando as duas tarefas motoras para o plano de um controlo sub cortical de cariz automático.

Na análise da ação *Postural sway* pode considerar-se que os resultados obtidos vêm de encontro ao esperado com aumentos significativos da oscilação postural nas suas

várias componentes durante a execução de uma dupla tarefa motora associada a uma tarefa cognitiva no indivíduo sénior.

Na realidade, vários estudos realizados com o objetivo de avaliar a relação controlo postural versus atenção concluíram que o indivíduo em geral, dirige parte da sua atenção para a tarefa cognitiva em detrimento do seu controlo postural e que, quanto mais exigente for a tarefa cognitiva, maior se torna o aumento da oscilação postural (Schabrun et al, 2014; Woollacott & Shumway-Cook, 2012).

Em complemento, foram realizados estudos comparando o controlo postural entre idosos e jovens na realização de uma tarefa motora com o envolvimento cognitivo. Estes estudos concluíram que o aumento da exigência da atenção através da implementação de uma tarefa cognitiva concomitante com uma tarefa motora tiveram uma maior influência sobre o controlo postural em idosos, com um aumento da sua oscilação postural (Makizako et al, 2013; Wingert, Welder & Foo, 2014; Hausdorff, Rios & Edelberg, 2014) do que em jovens.

Durante o Ciclo de Marcha foram igualmente verificadas diferenças significativas durante a execução da dupla tarefa motora associada a uma tarefa cognitiva (condição 3) com exceção das variáveis comprimento do passo que diminuiu e a duração do ciclo de marcha que aumentou o que poderá ser traduzido por uma lentificação do movimento perante o aumento da complexidade da situação.

Nas outras variáveis estudadas observou-se uma diminuição da velocidade do passo, da cadência e do *swing* com aumento da duração das fases de marcha de duplo apoio e *stance*.

Os resultados apresentados podem ter resultado da complexidade aumentada pela tarefa cognitiva e exigência da atenção para poder executar a tarefa em curso e estão em consonância com estudos realizados que apresentaram alteração de parâmetros da marcha perante uma atividade cognitiva (Beauchet et al, 2005; Dubost et al, 2006; Beauchet et al, 2008; Porciuncula, Rao & McIsaac, 2016).

Por outro lado, as alterações neuromusculares que ocorrem com o envelhecimento como a diminuição de gerar força a nível dos flexores plantares e o encurtamento muscular a nível dos flexores da anca determinam só por si um menor comprimento do passo com uma maior duração da marcha (Winter et al, 1990; Judge, Davis & Ounpuu, 1996; Kerrigan et al, 1998; Riley, DellaCroce & Kerrigan, 2001; Hausdorff, Rios & Edelberg, 2001).

Ao longo das ações do *sit to stand*, *turning*, *turn to sit*, os valores apresentados sugerem que as alterações próprias do envelhecimento influenciam a capacidade do indivíduo de realizar qualquer tarefa em equilíbrio de forma eficiente e segura tal como

sugerido por Nashner, Black & Wall (1982) obrigando-o a concentrar-se mais na atividade *per si*.

As variações de direção e de plano e/ou manipulação de um objeto externo aumentam a complexidade da situação pela necessidade de um controlo motor mais exigente quer seja por uma coordenação diferente de cinturas quer seja pelo acréscimo atencional para que a água do copo não se entorne.

É desta forma que ao longo das ações do *sit to stand*, *turning*, *turn to sit* a tarefa motora simples apareceu de forma global como a responsável pelas diferenças encontradas.

No *sit to stand* a complexidade da tarefa pela introdução de mudança de verticalidade, traduziu-se por uma diminuição da amplitude do tronco com perda de velocidade, estando o aumento da duração nesta atividade relacionada com a alteração desses parâmetros. Pode sugerir-se que o indivíduo diminuiu a dissociação de cinturas e velocidade para ter a certeza que o copo se mantém estável.

No *turning*, ação que implica mudança de direção, poderá ser pressuposto que, o aumento do constrangimento motor pela introdução da manipulação de um objeto externo, provoca uma diminuição da velocidade com aumento do número de passos e do tempo de duração da volta;

No *turn to sit*, ação idêntica ao *turning*, pôde observar-se uma diminuição da velocidade e da amplitude do movimento do tronco com uma maior duração na volta.

O indivíduo sabe que terá de alterar a sua verticalidade após a ação e parece determinar primeiro uma nova estabilidade postural para depois se concentrar na atividade cognitiva a realizar.

Perante os resultados obtidos neste estudo, pode sugerir-se que a influência da tarefa cognitiva pode representar um fator acrescido de variabilidade com determinadas consequências nas ações como o *postural sway* e em alguns parâmetros do ciclo de marcha, e que a simples atividade motora torna-se um fator importante na realização de outras ações como o *sit to stand*, *turning* e o *turn to sit*, ações que implicam uma coordenação motora mais complexa.

Sabe-se que o envelhecimento diminui as capacidades sensório motoras determinantes na recuperação e manutenção do equilíbrio em tarefas dinâmicas diárias, o que aumenta o risco de queda do indivíduo sénior.

Esta queda poderá conduzir a uma lesão com uma situação de aumento de inatividade quer seja pelo medo de tornar a cair quer seja pelas suas consequências físicas o que representa uma limitação da autonomia motora com impacto emocional e efeito na inclusão social deste indivíduo.

Desta forma, um programa de intervenção que inclua variabilidade na direção do deslocamento e plano durante a execução de tarefas motoras associada a uma integração de tarefas cognitivas será mais eficiente para melhorar o equilíbrio tanto estático como dinâmico do indivíduo sénior.

Deverão ser estas as preocupações que um fisioterapeuta deverá ter em conta ao desenvolver qualquer programa de intervenção com o objetivo de desenvolver e melhorar as capacidades de ação no indivíduo sénior e melhorar o seu equilíbrio.

A utilização do *APDM[®] Mobility Lab System* permite avaliar rapidamente e sem grandes exigências de espaço ou tempo os resultados desenvolvidos após a aplicação de um programa de intervenção adequado a este tipo de população o que poderá melhorar a intervenção deste especialista.

Apesar de se ter tido de considerar limitações que poderiam ter comprometido este estudo, tais como as possíveis contingências pela não colaboração dos responsáveis da clínica de especialidade, não comparência dos participantes nas sessões de avaliação e/ou falha do sinal da internet com incapacidade de recolher dados, a maior limitação a ter de ser considerada foi a não avaliação de uma tarefa motora simples com uma dupla tarefa de cariz cognitivo.

Deste modo ficará sempre a dúvida se os resultados seriam influenciados da mesma forma: tarefa motora, acrescento de tarefa motora e acrescento de tarefa motora associada a um constrangimento cognitivo *versus* tarefa motora e acrescento de tarefa motora associada a um constrangimento cognitivo.

Pelos resultados apresentados neste estudo, pode sugerir-se que estão abertas novas perspetivas de investigação. Seria produtivo continuar este tipo de pesquisa considerando a avaliação de uma tarefa cognitiva básica com um maior número de participantes para que os resultados sejam mais consistentes assim como comparar faixas etárias diferentes poderá melhorar o conhecimento sobre as alterações sensoriais e neuromusculares que ocorrem nas diferentes etapas da vida.

6 CONCLUSÃO

Ao investigar-se a influência da dupla tarefa no controlo do equilíbrio do indivíduo sénior poderão desenvolver-se estratégias de intervenção mais adequadas de forma a prevenir prováveis quedas.

Com o *APDM[®] Mobility Lab System* é possível fazer uma recolha de dados rapidamente e sem grandes exigências de espaço ou tempo, com resultados fiáveis que podem indicar um caminho de intervenção a ser utilizado mais precocemente.

Os resultados deste estudo sugerem que tanto a tarefa cognitiva como a tarefa motora determinam consequências nas atividades diárias como o estar de pé, andar, levantar-se, sentar-se e dar uma volta pelo que devem integrados num programa de intervenção.

A tarefa cognitiva representa um fator acrescido de variabilidade pela dispersão da atenção com consequências na estabilidade das ações do *Postural sway* e Ciclo de Marcha. São tarefas realizadas de forma quase estática ou que implicam movimentos na mesma direção em que os diferentes segmentos se deslocam no mesmo plano.

Na realização de outras ações como o *sit to stand*, *turning* e o *turn to sit* que implicam uma coordenação motora mais complexa e exigente, pela manipulação de um objeto exterior e necessidade de bloqueio da dissociação de cinturas, a tarefa motora simples torna-se um fator primário com a tarefa cognitiva a passar para um segundo plano pela necessidade de controlar as exigências nesta população específica.

Este estudo permite lançar novos desafios aos profissionais de saúde que poderão utilizar os diferentes jogos de atividade física (vídeo jogos) muito em voga nos dias de hoje, onde é possível associar um componente perceptivo motor e um componente cognitivo com níveis de exigência crescente pelas condições de dupla tarefa e que deverão estar de acordo com as capacidades de cada indivíduo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K. & Cockburn, J. (2011) "Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis". *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 35; 715–728.

Barela, J. (2000). "Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural". *Rev. Paul. Educ. Fís.*, São Paulo, supl.3, p.79-88.

Baston, C., Mancini, M., Schoneburg, B., Horak, F. & Rocchi, L. (2014). "Postural strategies assessed with inertial sensors in healthy and parkinsonian subjects". *Gait & Posture* 40; 70–75.

Beauchet, O. & Berrut, G. (2006) "Marche et double tâche: définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé" . *Psychol NeuroPsychiatr Vieil* 4 (3): 215-25.

Beauchet O., Dubost V., Gonthier R. & Kressig R. (2005) "Dual-task-related gait changes in transitionally frail older adults: the type of the walking-associated cognitive task matters". *Gerontology*. 51(1):48-52.

Beauchet, O., Allali G., Annweiler C., Berrut G., Maarouf N., Herrmann F. & Dubost V. (2008) "Does change in gait while counting backward predict the occurrence of a first fall in older adults?" *Gerontology*. 54:217–23.

Błaszczuk, J., Michalski, A. (2006) "Ageing and postural stability" . *Studies In Physical Culture And Tourism* Vol.13, Supplement.

Borah D., Wadhwa S., Singh U., Yadav S., Bhattacharjee M. & V, S. (2007) "Age related changes in postural stability" *Indian J Physiol Pharmacol*; 51 (4) : 395–404.

Blum L., Korner-Bitensky N. (2008) Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Phys Ther.*; 88:559 –566.

Bullock-Saxton, J., Wong W. & Hogan N. (2001) "The influence of age on weight-bearing joint reposition sense of the knee" *Experimental Brain Research*. Vol. 136, Issue 3, pp 400-406.

Cho, K., Lee, K. & Song, C. (2012) " Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients" *Tohoku J. Exp. Med.* 228, 69-74.

Dewey, D., Miocinovic, S., Bernstein, I., Khemani, P., Dewey III, R., Querry, R., Chitnis, S. & Dewey Jr., R. (2014). "Automated gait and balance parameters diagnose and correlate with severity in Parkinson disease". *Journal of the Neurological Sciences* 345; 131–138

Dubost V., Kressig R., Gonthier R., Herrmann F., Aminian K., Najafi B. & Beauchet (2006) "Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science*. 25: 372–82.

Enoka, R. & Grabiner, M. (1995) "Changes in movement capabilities with aging" *Exercise and Sport Science Reviews*.

Era, P., Schroll, M., Hytting, H., Gause-Nilsson, I., Heikkinen, E. & Steen, B. (1996) "Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study" *Journal of Gerontology: Medical Sciences* vol. 51 No. 2.

Ferreira, L. & Gobi, S. (2003) "Agilidade geral e agilidade de membros superiores em mulheres de terceira idade treinadas e não treinadas" *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano* vol 5, No 1- p.46-53.

Frontera, W., Hughes, V., Fielding, R., Fiatare, M., Evans, W. & Roubenoff, R. (2000). "Aging Of Skeletal Muscle: A 12-Yr Longitudinal Study" *J Appl Physiol* 88: 1321–1326

Ganz, D., Bao, Y., Shekelle, P. & Rubenstein, L. (2007) "Will My Patient Fall?" *American Medical Association*.

Geurts, A., Haart, M., Van Nes, J. & Duysens, J. (2005) " A review of standing balance recovery from stroke" *Gait & Posture* 22; 267 – 281.

Gschwind, Y., Kressing, R., Lacroix, A., Muehlbauer, T., Pfenninger, B. & Granacher, U. (2013) "A best practice fall prevention exercise program to improve balance, strength / power, and psychosocial health in older adults: study protocol for a randomized controlled trial". *BMC Geriatrics* 13:105.

Granacher, U., Muehlbauer, T., Bridenbaugh, S., Bleiker, E., Wehrle, A. & Kressig, R. (2010) " Balance Training and Multi-Task Performance in Senior" *Int. J. Sports Med*; 31: 353: 358.

Hageman P., Leibowitz J., Blanke D. (1995) Age and gender effects on postural control measures. *Arch Phys Med Rehabil*; 76:961-5.

Hausdorff, J., Rios, D. & Edelberg, H. (2001) "Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study" *h Phys Med Rehabil*; 82:1050-6.

Hayashi, D., Gonçalves, M., Parreira, C., Fernandes, K., Silva, A. & Probst, V. (2012) « Postural balance and physical activity in daily life (PADL) in physically independent older adults with different levels of aerobic exercise capacity " *Archives of Gerontology and Geriatrics* 55: 480–485.

Hakkinen K. & Hakkinen A. (1991) "Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages" *Eur J Appl Physiol* 62:10-414.

Holland G., Tanaka K., Shigematsu R. & Nakagaichi M. (2002) "Flexibility and physical functions of older adults: a review" *J Aging Phys Act.*10:169-206.

Horak, F., Shupert, C. & Mirka A. (1989) "Components of postural dyscontrol in the elderly: a review" *Neurobiol Aging*. Nov-Dec;10(6):727-38.

Horak, F. (2006). "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?". *Age and Ageing* 35 (Supplement 2): ii7-ii11.

Horak, F., Henry, S. & Shumway-Cook, A. (1997) "Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders" *Phys ther*; 77:517-533.

Howe T., Rochester L., Jackson A., Banks P. & Blair V. (2007) "Exercise for improving balance in older people". *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2007, Issue 4. Art. No.: CD004963.

Hrysomallis, C (2011) "Balance ability and athletic performance" *Sports Med* 41 (3) 221-232.

Huxhold O., Li S., Schmiedek F., Smith J. & Lindenberger U. (2011) "Age differences in Processing Fluctuations in Postural Control Across Trials and Across Days" *Psychology and Aging* , Vol. 26, No. 3, 731–737.

Instituto Nacional de Estatística - © INE, I.P., 2011 Censos 2011 – Resultados Provisórios.

Judge, J., Davis, R. & Ounpuu, S. (1996) "Step Length Reductions in Advanced Age The Role of Ankle and Hip Kinetics" *Journal of Gerontology: Medical sciences*, vol. 51a, no. 6, m303-m312.

Kanekar, N. & Aruin, A. (2014) "The effect of aging on anticipatory postural control" *Exp Brain Res.* ; 232(4): 1127–1136.

Kang, H. Dingwell, J. (2008) “ Separating the effects of age and walking speed on gait variability” *Gait Posture*;27(4):572-7.

Kao, P., Higginson, C., Seymour, K., Kamerdze, M. & Higginson, J. (2015) “Walking stability during cell phone use in healthy adults”. *Gait & Posture* 41: 947–953.

Keller, K. & Engelhardt, M. (2013)” Strenght and muscles mass loss with aging process. Age and strength loss” *Muscles, ligaments and tendons Journal* 3 (4): 346-350.

Kerrigan, C., Todd, M., Della-Croce, U., Lipsitz, L. & Collins, J. (1998) Biomechanical gait alterations indepen- dent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabi*; 79:317-322.

Læssøe, U. (2007) “ Assessment of Postural Control in Relation to Balance and Falls”. Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Denmark. Laessoe U., Voigt M. (2008) “Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations” *Gait Posture*; 28 (1): 62-8.

Lajoie, Y. & Gallagher, S. (2004) “Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers” *Arch Gerontol Geriatr.* 2004; 38(1):11-26.

Mancini, M., King, L., Salarian, A., Holmstrom, L., Mcnames, J. & Horak F. (2012) “Mobility lab to assess balance and gait with synchronize body-worn sensors” *J Bioengineer & Biomedical Science.*

Mancini M., Horak F., Zampieri C., Carlson-Kuhta P., Nutt, J. & Chiari L.(2011) “Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease” *Parkinsonism Relat Disord.* 17(7):557-62.

Maki, B. (1997) “ Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?” *Journal of the American Geriatrics Society* Volume 45, Issue 3, pages 313–320.

Makizako, H., Furuna, T., Ihira, H. & Shimada, H. (2013) “Age-related Differences in the Influence of Cognitive Task Performance on Postural Control Under Unstable Balance”. *International Journal of Gerontology* 7199 e 204.

Masud, T. & Morris, R. (2001). “Epidemiology of falls”. *Age and ageing*, 30-S4:3-7.

Matsudo, S., Matsudo, V. & Neto T. (2000) “Impacto do envelhecimento nas variáveis antropométricas, neuromotoras e metabólicas da aptidão física” *Rev. Bras. Ciê. E mov.* V.8 n.4 p 21-32.

Melzer, I., Benjuya, N. & Kaplanski, J. (2004). “Postural Stability In The Elderly: A Comparison Between Fallers And Non-Fallers”. *Age And Ageing*; 33: 602–607.

Moe-Nilssen, R. & Helbostad, J. (2002) Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing *Gait and Posture* 16: 60–68.

Nashner, L., Black, O. & Wall, C. (1982) “Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits”. *The Journal of Neuroscience* Vol. 2, No. 5, pp. 536-544.

Nejc, S., Loeffler, S., Cvecka, J., Sedliak, M. & Kern, H. (2013) “ Strength training in elderly people improves static balance: a randomized controlled trial”. *European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology*; 23 (3): 85-89.

Ng S. & Hui-Chan C. (2005) The Timed Up & Go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*;86:1641-7.

Pavol, M., (2005) “*Detecting and Understanding Differences in Postural Sway. Focus on A New Interpretation of Spontaneous Sway Measures Based on a Simple Model of Human Postural Control*” *J Neurophysiol* 93: 20–21. doi:10.1152/jn.00864.2004.

Porciuncula, F., Rao, A. & Mclsaac, T. (2016) “Aging-related decrements during specific phases of the dual-task Timed Up-an-Go test” *Aging Clin Exp Res*; 28 (1): 121-130.

Potter, J., Evans, A. & Duncan, G. (1995) “Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Volume 76, Issue 11, Pages 997-999.

Rauch S., Velazquez-Villaseñor L., Dimitri P. & Merchant S. (2001) “Decreasing hair cell counts in aging humans” *Annals of the New York Academy of Sciences* Vol. 942.

Reve, E. & Bruin, E. (2014) “Strength-balance supplemented with computerized cognitive training to improve dual task gait and divided attention in older adults: a multicenter randomized-controlled trial ”, *BMC Geriatrics* 2014, 14:134.

Riley, P., Della-Croce U. & Kerrigan C. (2001) “ Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed” *Gait and Posture* 14; 264–270.

Roos, P. & Dingwell, J. (2013) “Influence of Neuromuscular Noise and Walking Speed on Fall Risk and Dynamic Stability in a 3D Dynamic Walking Model” *J Biomech.* 2013 June 21; 46(10): 1722–1728. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.03.032.

Ruwer, L., Rossi, A. & Simon, L. (2005) Equilíbrio no idoso” *Rev Bras Otorrinolaringol.* V.71, No 3 298-303.

Salsabili, H., Bahrpeyma, F., Forogh, B. & Rajabali, S. (2011) “Dynamic stability training improves standing balance control in neuropathic patients with type 2 diabetes”. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 48, Number 7.

Schabrun, S., Hoorn, W., Moorcroft, A., Greenland, C. & Hodges, P. (2014) “Texting and walking: strategies for postural control and implications for safety”. *Plos One* 9(1): e884312.

Segev-Jacobovski, O., Hermann, T., Yogev-Seligmann, G., Mirelman, A., Giladi, N. & Hausdorff, J. (2011) “The interplay between gait, falls and cognition: can cognitive therapy reduce fall risk?”. *Expert Rev Neurother.* 11(7): 1057–1075.

Shumway-Cook A. & Woollacott M. (2000) “Attentional demands and postural control: the effect of sensory context” *J Am Geriatr Soc.* 55A . No 1. M10-M16.

Shumway-Cook A., Brauer, S. & Woollacott M. (2000) “Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test ” *Phys Ther.* 80:896-903.

Shumway-Cook A. & Woollacott M. (2012) *Motor Control: Theory and Practical Applications*, 2nd ed. Baltimore, MD: Lippincott.

Solomon A., Jacobs, J., Lomond, K. & Henry, S. (2015) “Detection of postural sway abnormalities by wireless inertial sensors in minimally disabled patients with multiple sclerosis: a case-control study”. *J Neuroeng Rehabil.* 1;12:74.

Spain R., St George, R., Salarian, A., Mancini, M., Wagner, J., Horak F. & Bourdette, D. (2012) “Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed”. *Gait Posture* Apr;35(4):573-8.

Spiriduso, Francis & MacRae (2005) “Physical Dimensions of Ageing” *Human Kinetics*, 2005, ISBN 0-7360-3315-7.

Suresh, K. & Chandrashekara, S. (2012) “ Sample size estimation and power analysis for clinical research studies”. *J. Hum Reprod Sci.* 5(1): 7-13.

Thaler-Kall, K., Peters, A., Thorand, B., Grill, E., Autenrieth, C., Horsch, A. & Meisinger, C. (2015) “ Description of spatio-temporal gait parameters in elderly people and their association with history of falls: results of the population-based cross-sectional KORA-Age study “ *BMC Geriatrics* (2015) 15:32.

Tiedemann, A., Shimada, H., Sherrington, C., Murray, S. & Lord, S. (2008) “ The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people” *Age and Ageing* 37:430 – 435.

Tiedemann, A., Sherrington, C. & Lord, S. (2013) “The role of exercise for fall prevention in older age” *Motriz, Rio Claro v.19 n.3, p. 541 - 547.*

Treacy, D., Schurr, K. & Sherrington, C. (2013) “ Balance circuit classes to improve balance among rehabilitation inpatients: a protocol for a randomized controlled trial”. *BMC Geriatrics* 13:75.

Uemura, K., Yamada, M., Nagai, K., Tanaka, B., Mori, S. & Ichihashi, N. (2012) “Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults” *Gait & Posture* 35; 282–286.

Vandervoort A., Chesworth B., Cunningham D., Paterson D., Rechnitzer P. & Koval J. (1992) “Age and sex effects on mobility of the human ankle” *J Gerontol.* ;47:M17–21.

Watelain E., Barbier F., Allard P., Thevenon A. & Angué J. (2000) “Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data” *Arch Phys Med Rehabil.* 81(5):579-86.

Wang F. (2010) “Body Sway Measurement for Fall Risk Assessment Using Inexpensive Webcams” 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Argentina.

Wingert, J., Welder, C. & Foo, P. (2014) “Age-Related Hip Proprioception Declines: Effects on Postural Sway and Dynamic Balance”. *Arquivos of Physical Medicine and Rehabilitation* 95:253-61.

Winter, D. (1995) “*Human balance and posture control during standing and walking*” *Gait & Posture* Vol 3: 193-214.

Winter, D., Patla, A., Frank, J. & Walt, S. (1990) “ Biomechanical walking Pattern Changes in

the Fit and Healthy Elderly” Physical Therapy; Volume 70; Number 6.

Woollacott, M. & Shumway-Cook, A. (2002) “Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research” Gait and Posture 16; 1-14.

Anexos

Anexo 1 - Documento Emitido pelo Conselho de Ética da FMH



Conselho de Ética

MEMBROS

Pedro Teixeira (Presidente)
Paulo Armada (Vice-presidente)
Analiza Silva
Ana Rodrigues
Augusto Gil Pascoal
Margarida Gaspar de Matos
Paula Marta Bruno
Celeste Simões (suplente)
Herminio Barreto (suplente)

Para:

Dr^a Maria da Graça Barros
Faculdade de Motricidade Humana

Data: 15 de fevereiro de 2016

Projeto: *A influência da condição de "dual task" no equilíbrio do idoso*

Estado CEFMH: Aprovado com recomendações (em anexo)

Parecer CEFMH N.º 4/2016

Este Conselho analisou o projeto em epígrafe. Confirma-se que o mesmo está em conformidade com as diretrizes nacionais e internacionais para a investigação científica que envolve seres humanos, incluindo a Declaração de Helsínquia sobre os Princípios Éticos para a Investigação Médica em Seres Humanos (2013) e a Convenção sobre os Direitos do Homem e a Biomedicina ("Convenção de Oviedo", 1997). As recomendações não envolvem alto risco e são deixadas ao critério do investigador.

O Vice-Presidente do Conselho de Ética da FMH

Paulo Armada, Ph.D.

Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa
Faculdade de Motricidade Humana
Estrada da Costa, 1495-688 Cruz Quebrada - Portugal
etica@fmh.ulisboa.pt



C o n s e l h o d e É t i c a

Data: 15 de fevereiro de 2016

Projeto: *A influência da condição de "dual task" no equilíbrio do idoso*

Parecer CEFMH N.º 4/2016

RECOMENDAÇÕES

Com base nos pareceres dos relatores, as seguintes recomendações poderão ser consideradas pelo investigador:

O pedido de dados pessoais aos participantes, como morada, número de telefone, entre outros, deve obedecer a uma necessidade plenamente justificada no contexto do projeto. Este Conselho sugere, no âmbito deste parecer, que se limite a recolha de dados dos participantes ao que for estritamente necessário.

Anexo 2 - Documento Emitido pela Gerência da Clínica Fisiológica



Lisboa, 17 de Fevereiro de 2016

Exma Sr^a

Maria da Graça Mantua Monteiro de Barros

Em resposta à sua carta datada de 16 de Fevereiro, a Fisiológica, Centro de Fisioterapia Lda tem o prazer de informar que pode ter acesso aos contatos dos utentes assim como tem à sua disposição uma sala para poder fazer a recolha dos dados necessários para a realização do seu estudo.

Sem outro assunto

Fisiológica,
Centro de Fisioterapia Lda
NIF: 504137557

R. 4 Infantaria, 92A 1350-270 Lisboa
Tel.: 213979416 Fax: 213973155

Fisiológica, Centro de Fisioterapia Lda. Cap. Soc. 5100Euros. Mat. Cons. Reg. Com. Lisboa N° 9301 NPC 504137557
Sede Social Rua do 4 de Infantaria N° 92 A 1350 – 275 Lisboa

Apêndices

Apêndice 1 - Grelha de Caracterização do Participante

Grelha de Caracterização do Participante

A presente grelha de caracterização pessoal foi concebida para a avaliação dos participantes do estudo “ Efeitos da Realização de uma Dupla Tarefa no Controlo do Equilíbrio de Indivíduos Seniores”.

O preenchimento da grelha pode ser feito por autoaplicação ou aplicado pelo investigador. O tempo de preenchimento será em média de 5 minutos.

Para responder às questões basta selecionar a opção correta, e marcar com um “X” o ou preencher a linha com a sua resposta.

No final, deve verificar se todas as questões foram respondidas.

Se tiver alguma dúvida no preenchimento do questionário ou nas questões apresentadas, pode colocá-la em qualquer momento ao investigador.

PARTE I

As perguntas que se seguem referem-se aos seus dados sócio-demográficos.

Nome: _____

Género: Feminino Masculino

Data de nascimento: ____/____/____

Peso: _____ (kg)

Altura: _____ (cm)

PARTE II

As perguntas que se seguem referem-se aos seus episódios de queda:

1- Caiu no último ano

Sim Não

2- Se sim, quantas vezes caiu?

1 / 2 vezes

3 / 4 vezes

5 ou mais vezes

3- Depois de cair, precisou de ajuda para se levantar?

Sim Não

PARTE III

As perguntas que se seguem referem-se à sua história clínica:

1- Sofre de:

Tonturas

Visão

Audição

Equilíbrio

2- Foi submetido a algum tipo de cirurgia

Sim Qual: _____

Não

3- Tem alguma doença diagnosticada

Sim Qual: _____

Não

5- Toma alguma medicação?

Sim Para que problemas? _____

Não

PARTE IV

As perguntas que se seguem referem-se à sua prática de atividade física:

1- Nos últimos 6 meses praticou regularmente pelo menos 2 vezes por semana atividade física durante pelo menos 45 minutos)?

Sim Qual _____

Não

2- Qual o membro inferior dominante (o que lhe dá mais confiança e apoio)

Direito Esquerdo

Apêndice 2 - Carta enviada à Gerência da Clínica Físio-Lógica

Graça M Barros
Rua Tenente Ferreira Durão, 62 -3º dtº
1350 – 318 Lisboa

À Gerência de
Clínica Físio-lógica, Centro de Fisioterapia Lda
Rua 4 de Infantaria, 92 A
1350-275 Lisboa

Lisboa, 16 de Fevereiro de 2016

Exmas Senhoras Doutoradas

No âmbito da realização da tese de Mestrado da Faculdade de Motricidade Humana do curso Ciências em Fisioterapia, venho por este meio solicitar a vossa colaboração para a realização de um estudo no vosso Centro cujo tema é “Efeitos da Realização de uma Dupla Tarefa no Controlo do Equilíbrio de Indivíduos Seniores”.

A presente investigação tem como objetivo geral estudar a influência de uma *dual task* no equilíbrio do sujeito idoso de forma a explorar a relação entre alguns parâmetros espaço temporais e a execução de uma *dual task* assim como analisar a sua potencial influência no equilíbrio no sujeito idoso.

Para a realização deste projeto será necessária a permissão de acesso aos utentes com idade igual ou superior a 65 anos, independentes nas suas atividades diárias e autónomos na marcha. Será igualmente necessário a permissão para uso de uma sala para a recolha de dados.

Os dados recolhidos serão mantidos em absoluto sigilo, salientando ainda que só serão utilizados para fins científicos.

Agradeço antecipadamente a Vossa atenção, ficando à disposição para quaisquer esclarecimentos que se fizerem necessárias.

Com os melhores cumprimentos,

Marcela da Graça Mariana Monteiro de Barros

Apêndice 3 - Consentimento Informado, Livre e Esclarecido de acordo com as recomendações do Conselho de ética da Faculdade de Motricidade Humana



Consentimento Informado Livre e Esclarecido

Este consentimento informado é para adultos e idosos de ambos os sexos que serão convidados a participar neste projeto de investigação.

Título do projeto: Efeitos da Realização de uma Dupla Tarefa no Controlo do Equilíbrio de Indivíduos Seniores”

Pessoa responsável pelo projeto: Graça Monteiro de Barros

Nome dos orientadores: Prof. Dr. Raúl Oliveira (orientador) e Prof. Dr. Filipe Melo (co orientador).

Instituição: Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa

Este documento contém informação importante em relação ao projeto de investigação para o qual foi convidado a participar.

Leia atentamente toda a informação aqui contida. Antes de tomar uma decisão, esteja à vontade para conversar com quem quiser (família, amigos) sobre o tema em estudo. Caso não compreenda, não entenda alguma palavra ou não estiver completamente esclarecido não hesite em solicitar mais informações ao investigador. Este terá disponibilidade total para o esclarecer.

Este projeto, sobre a influência da dupla tarefa no controlo do equilíbrio de indivíduos séniores, será implementado no âmbito da realização da minha tese de mestrado em Ciências da Fisioterapia na Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa.

Um dos problemas relacionados com o envelhecimento é a dificuldade em prevenir a queda sendo que um terço dos idosos com 65 ou mais anos caem pelo menos uma vez ao ano por deficiente equilíbrio/ reequilíbrio. O objectivo geral deste estudo é tentar investigar a influência da dupla tarefa no equilíbrio do idoso. Por este motivo gostava de o convidar a fazer parte deste estudo.

Se aceitar, ser-lhe á pedido para:

Realizar 3 tarefas parado: estar parado, estar parado e segurar um tabuleiro e estar parado e responder a uma tarefa cognitiva e realizar as mesmas 3 tarefas a andar Durante este processo será monitorizado através de sensores colocados em si.

O estudo em si não traz nenhum benefício direto para si. Mas a sua participação ajudará a compreender mais e melhor como é que uma tarefa mais complexa interfere no seu equilíbrio.

Ser-lhe-á atribuído um código a ser utilizado em todas os registos de modo a garantir o seu anonimato.



A informação de todos os participantes e os dados recolhidos serão analisados e trabalhados somente com a equipa de investigação envolvida no projeto e nunca aparecerá o seu nome.

Os dados recolhidos serão guardados no Laboratório de Comportamento Motor da Faculdade de Motricidade Humana.

Os resultados do presente estudo de investigação serão utilizados na produção de uma tese de mestrado em fisioterapia, e produção de uma artigo a publicar numa revista da área científica.

A sua participação neste projeto de investigação é inteiramente voluntária. Não receberá nenhum reembolso e/ou incentivo para participar neste estudo. Pode mudar de opinião, e desistir de participar até ao início da elaboração do documento escrito, uma vez que estaremos a fazer o tratamento dos dados, não sendo possível removê-lo do documento, sem qualquer tipo de consequência para si.

Se tiver qualquer dúvida pode colocá-la agora.
Caso lhe surja uma pergunta mais tarde, pode entrar em contacto com qualquer uma das pessoas da equipa.



Assinatura do consentimento Informado, Livre e Esclarecido

Li (ou alguém leu para mim) o presente documento e estou consciente do que esperar quanto à minha participação no estudo “A influência da condição de *dual task* no equilíbrio do idoso”.

Tive a oportunidade de colocar todas as questões e as respostas esclareceram todas as minhas dúvidas. Assim, aceito participar neste estudo.

Foi-me dada uma cópia deste documento.

Local e Data:

Nome do participante:

Assinatura do participante:

Investigador/Equipa de Investigação

Os aspectos mais importantes foram explicados ao participante antes de solicitar a sua assinatura. Uma cópia deste documento ser-lhe-á fornecida.

Local e Data: _____

Nome da pessoa que obtém o consentimento:

Assinatura da pessoa que obtém o consentimento:

Apêndice 4 – Plano de Gestão da Investigação

Plano e Gestão da Investigação

Fase da investigação	Tempo	Espaço	Recursos humanos e função	Recursos materiais
Recolha da amostra	Fevereiro de 2016		A Fisioterapeuta responsável pela investigação contactará e informará os participantes do estudo. Aos participantes interessados em participar deverá ser dado o consentimento informado para assinar.	Consentimento informado impresso Papel e canetas
Seleção da amostra	Desde 1 de Dezembro de 2015	Clinica da especialidade	A Fisioterapeuta responsável pela investigação fará - a seleção da amostra através dos critérios de inclusão e exclusão - a aplicação da grelha de caracterização do participante - a recolha de dados através do Mobility Lab	Grelha de caracterização do participante impresso Cadeira Pin Papel Canetas Tabuleiro e copo Tape
Análise estatística dos dados	Junho	Faculdade de Motricidade Humana – Universidade de Lisboa	A fisioterapeuta responsável pela investigação	Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), versão 23.
Apresentação e discussão dos resultados	Setembro			

Apêndice 5 – TESTES ESTATÍSTICOS - ISWAY

ELIPSE SWAY AREA

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
sway	,237	29	,000	,743	29	,000
sway + tab	,136	29	,180	,918	29	,027
sway + tab + cogn	,233	29	,000	,753	29	,000

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Resumo de processamento do caso

	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentagem	N	Porcentagem	N	Porcentagem
sway	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
sway + tab	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
sway + tab + cogn	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
sway	,150	26	,136	,841	26	,001
sway + tab	,149	26	,140	,904	26	,019
sway + tab + cogn	,117	26	,200*	,935	26	,100

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Sway	Variável dependente
1	Elipsesway1
2	Elipsesway2
3	Elipsesway3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
sway	,032046	,0202142	26
sway + tab	,027316	,0142975	26
sway + tab + cogn	,064727	,0359638	26

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadrado	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
Sway	Esfericidade considerada	,022	2	,011	27,361	,000	,523	54,722	1,000
	Greenhouse-Geisser	,022	1,488	,015	27,361	,000	,523	40,706	1,000
	Huynh-Feldt	,022	1,560	,014	27,361	,000	,523	42,686	1,000
	Limite inferior	,022	1,000	,022	27,361	,000	,523	27,361	,999
Erro(Sway)	Esfericidade considerada	,020	50	,000					
	Greenhouse-Geisser	,020	37,194	,001					
	Huynh-Feldt	,020	39,002	,001					
	Limite inferior	,020	25,000	,001					

Médias marginais estimadas

Sway	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	,032	,004	,024	,040
2	,027	,003	,022	,033
3	,065	,007	,050	,079

Comparações de pares

(I) Sway	(J) Sway	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	,005	,004	,655	-,005	,014
	3	-,033 [*]	,006	,000	-,047	-,018
2	1	-,005	,004	,655	-,014	,005
	3	-,037 [*]	,007	,000	-,055	-,020
3	1	,033 [*]	,006	,000	,018	,047
	2	,037 [*]	,007	,000	,020	,055

Baseado em médias marginais estimadas

Cada F testa o efeito multivariável de Sway. Esses testes são baseados nas comparações linearmente independentes de pares entre as médias marginais estimadas

a. Estatística exata

b. Calculado usando alfa = ,05

DISTÂNCIA AP

Resumo de processamento do caso

	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentagem	N	Porcentagem	N	Porcentagem
media AP	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
media AP + tab	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
media AP + tab + cog	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
media AP	,133	26	,200 [*]	,879	26	,005
media AP + tab	,116	26	,200 [*]	,949	26	,226
media AP + tab + cog	,174	26	,042	,923	26	,053

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadrado	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
AP	Esfericidade considerada	,012	2	,006	13,613	,000	,353	27,225	,997
	Greenhouse-Geisser	,012	1,598	,007	13,613	,000	,353	21,759	,990
	Huynh-Feldt	,012	1,690	,007	13,613	,000	,353	23,012	,992
	Limite inferior	,012	1,000	,012	13,613	,001	,353	13,613	,943
Erro(AP)	Esfericidade considerada	,022	50	,000					
	Greenhouse-Geisser	,022	39,961	,001					
	Huynh-Feldt	,022	42,262	,001					
	Limite inferior	,022	25,000	,001					

a. Calculado usando alfa = ,05

Médias marginais estimadas

AP	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	,062	,005	,051	,073
2	,056	,004	,048	,064
3	,084	,007	,071	,098

Comparações de pares

(I) AP	(J) AP	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	,006	,005	,610	-,006	,017
	3	-,023 [*]	,007	,010	-,041	-,005
2	1	-,006	,005	,610	-,017	,006
	3	-,029 [*]	,006	,000	-,043	-,014
3	1	,023 [*]	,007	,010	,005	,041
	2	,029 [*]	,006	,000	,014	,043

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

Cada F testa o efeito multivariável de AP. Esses testes são baseados nas comparações linearmente independentes de pares entre as médias marginais estimadas.

a. Estatística exata

a. Calculado usando alfa = ,05

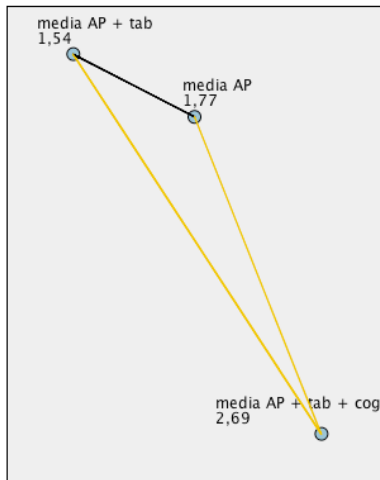
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de media AP, media AP+ tab and media AP+ tab + cog são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

Comparações de pares

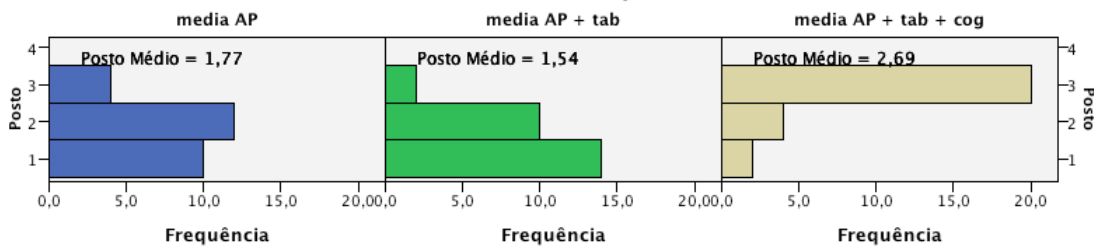


Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
media AP + tab-media AP	,231	,277	,832	,405	1,000
media AP + tab-media AP + tab + cog	-1,154	,277	-4,160	,000	,000
media AP-media AP + tab + cog	-,923	,277	-3,328	,001	,003

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.

Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas



N total	26
Estatística do teste	19,385
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

DISTÂNCIA ML

Resumo de processamento do caso

	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentagem	N	Porcentagem	N	Porcentagem
media ML	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
media ML + tab	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
media ML + tab + cog	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
media ML	,167	26	,060	,887	26	,008
media ML + tab	,131	26	,200 [*]	,956	26	,320
media ML + tab + cog	,166	26	,065	,954	26	,293

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira

a. Correlação de Significância de Lilliefors.

Fatores entre assuntos

ML	Variável dependente
1	MeanDistanceML1
2	MeanDistanceML2
3	MeanDistanceML3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
media ML	,019867	,0081399	26
media ML + tab	,016731	,0057355	26
media ML + tab + cog	,025362	,0080358	26

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadrado	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
ML	Esfericidade considerada	,001	2	,000	18,956	,000	,431	37,911	1,000
	Greenhouse-Geisser	,001	1,933	,001	18,956	,000	,431	36,643	1,000
	Huynh-Feldt	,001	2,000	,000	18,956	,000	,431	37,911	1,000
	Limite inferior	,001	1,000	,001	18,956	,000	,431	18,956	,987
Erro(ML)	Esfericidade considerada	,001	50	2,618E-5					
	Greenhouse-Geisser	,001	48,327	2,708E-5					
	Huynh-Feldt	,001	50,000	2,618E-5					
	Limite inferior	,001	25,000	5,236E-5					

a. Calculado usando alfa = ,05

Médias marginais estimadas

ML	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	,020	,002	,017	,023
2	,017	,001	,014	,019
3	,025	,002	,022	,029

Comparações de pares

(I) ML	(J) ML	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	,003	,001	,066	,000	,006
	3	-,005 [*]	,001	,003	-,009	-,002
2	1	-,003	,001	,066	-,006	,000
	3	-,009 [*]	,002	,000	-,012	-,005
3	1	,005 [*]	,001	,003	,002	,009
	2	,009 [*]	,002	,000	,005	,012

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

FREQUÊNCIA AP

Resumo de processamento do caso

	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentagem	N	Porcentagem	N	Porcentagem
Frequencia AP	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
Frequencia AP + tab	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%
Frequencia AP + tab + cog	26	72,2%	10	27,8%	36	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Frequencia AP	,126	26	,200*	,911	26	,027
Frequencia AP + tab	,140	26	,200*	,931	26	,082
Frequencia AP + tab + cog	,175	26	,040	,948	26	,203

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

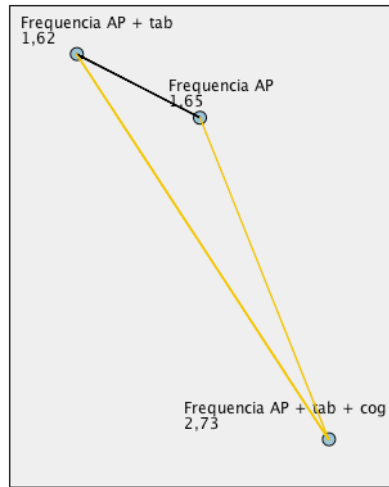
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de Frequencia AP, Frequencia AP+ tab and Frequencia AP+ tab + cog são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

Comparações de pares

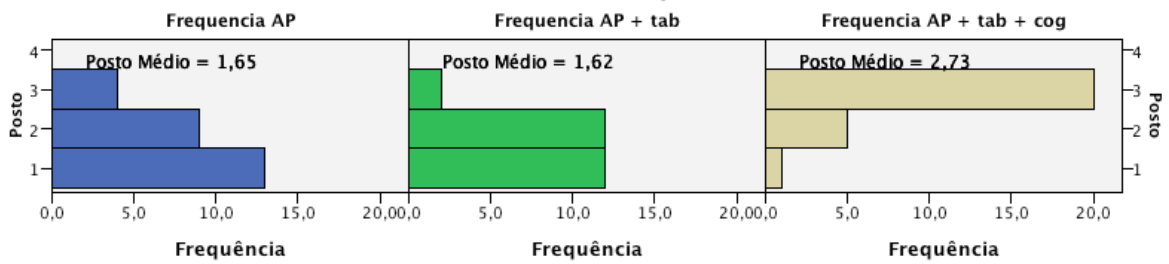


Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
Frequencia AP + tab-Frequencia AP	,038	,277	,139	,890	1,000
Frequencia AP + tab-Frequencia AP + tab + cog	-1,115	,277	-4,022	,000	,000
Frequencia AP-Frequencia AP + tab + cog	-1,077	,277	-3,883	,000	,000

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.

Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas



N total	26
Estatística do teste	20,846
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

Frequencia ML

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Frequencia ML	,126	26	,200*	,928	26	,071
Frequencia ML + tab	,200	26	,009	,877	26	,005
Frequencia ML + tab + cog	,121	26	,200*	,970	26	,614

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

- a. Correlação de Significância de Lilliefors

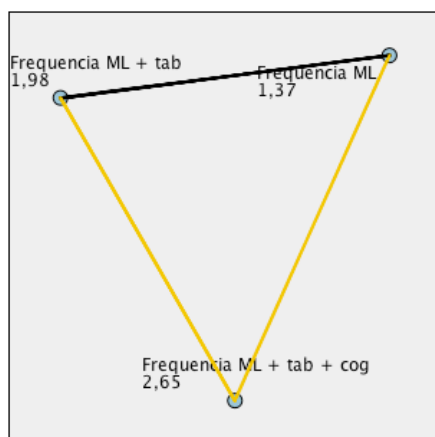
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de Frequencia ML, Frequencia ML + tab and Frequencia ML + tab + cog são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

Comparações de pares

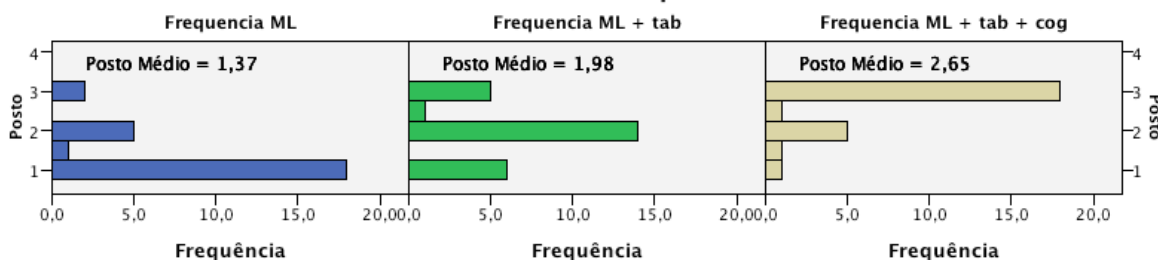


Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
Frequencia ML-Frequencia ML + tab	-,615	,277	-2,219	,027	,080
Frequencia ML-Frequencia ML + tab + cog	-1,288	,277	-4,646	,000	,000
Frequencia ML + tab-Frequencia ML + tab + cog	-,673	,277	-2,427	,015	,046

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.

Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas



N total	26
Estatística do teste	22,020
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

Apêndice 6 – TESTES ESTATÍSTICOS - ITUG

1-SIT TO STAND

DURAÇÃO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
duração do sit to stand 1	,239	36	,000	,601	36	,000
duração do sit to stand 2	,114	36	,200*	,928	36	,023
duração do sit to stand 3	,291	36	,000	,532	36	,000

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Resumo de processamento do caso

	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentagem	N	Porcentagem	N	Porcentagem
duração do sit to stand 1	33	91,7%	3	8,3%	36	100,0%
duração do sit to stand 2	33	91,7%	3	8,3%	36	100,0%
duração do sit to stand 3	33	91,7%	3	8,3%	36	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
duração do sit to stand 1	,240	33	,000	,872	33	,001
duração do sit to stand 2	,122	33	,200*	,943	33	,083
duração do sit to stand 3	,127	33	,194	,930	33	,035

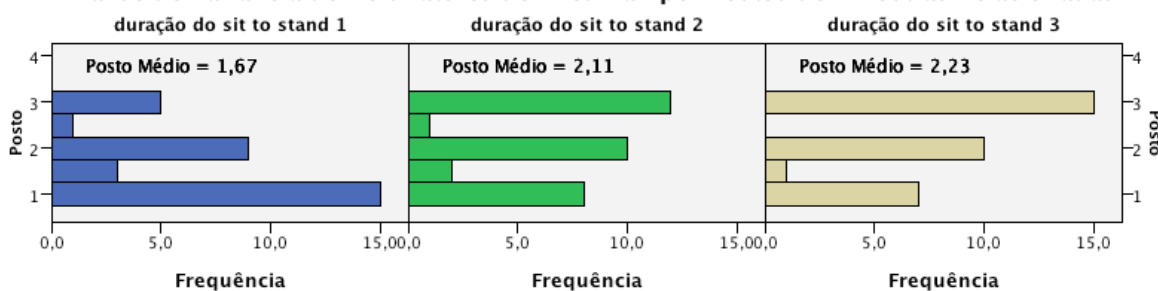
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de duração do sit to stand 1, duração do sit to stand 2 and duração do sit to stand 3 são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,052	Reter a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas



N total	33
Estatística do teste	5,922
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,052

1. Comparações múltiplas não são realizadas, pois o teste geral manteve a hipótese nula de nenhuma diferença.

VELOCIDADE

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
velocidade sit to stand 1	,161	36	,019	,808	36	,000
velocidade sit to stand 2	,095	36	,200*	,967	36	,349
velocidade sit to stand 3	,082	36	,200*	,975	36	,592

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
velocidade sit to stand 1	,154	33	,045	,912	33	,011
velocidade sit to stand 2	,127	33	,193	,949	33	,126
velocidade sit to stand 3	,082	33	,200*	,983	33	,878

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

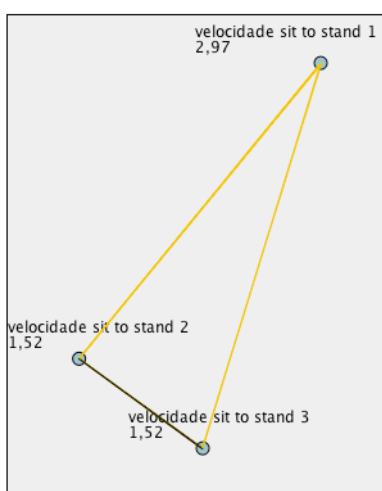
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de velocidade sit to stand 1, velocidade sit to stand 2 and velocidade sit to stand 3 são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

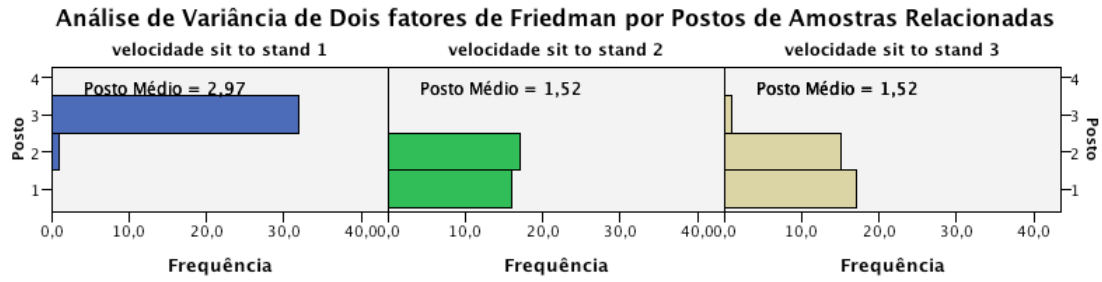
Comparações de pares



Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
velocidade sit to stand 2- velocidade sit to stand 3	,000	,246	,000	1,000	1,000
velocidade sit to stand 2- velocidade sit to stand 1	1,455	,246	5,908	,000	,000
velocidade sit to stand 3- velocidade sit to stand 1	1,455	,246	5,908	,000	,000

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.



N total	33
Estatística do teste	46,545
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO TRONCO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Rom tronco no sit to stand 1	,099	36	,200*	,919	36	,011
Rom tronco no sit to stand 2	,098	36	,200*	,979	36	,709
Rom tronco no sit to stand 3	,062	36	,200*	,984	36	,878

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Resumo de processamento do caso

	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentage m	N	Porcentage m	N	Porcentage m
Rom tronco no sit to stand 1	35	97,2%	1	2,8%	36	100,0%
Rom tronco no sit to stand 2	35	97,2%	1	2,8%	36	100,0%
Rom tronco no sit to stand 3	35	97,2%	1	2,8%	36	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Rom tronco no sit to stand 1	,092	35	,200 [*]	,973	35	,537
Rom tronco no sit to stand 2	,085	35	,200 [*]	,980	35	,764
Rom tronco no sit to stand 3	,063	35	,200 [*]	,983	35	,861

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

ROM_SS	Variável dependente
1	sittostandromtrunk1
2	sittostandromtrunk2
3	sittostandromtrunk3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
Rom tronco no sit to stand 1	28,1727	5,74316	33
Rom tronco no sit to stand 2	22,9364	4,76503	33
Rom tronco no sit to stand 3	24,0970	4,62834	33

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadrado	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
ROM_SS	Esfericidade considerada	499,161	2	249,581	41,861	,000	,567	83,723	1,000
	Greenhouse-Geisser	499,161	1,772	281,748	41,861	,000	,567	74,164	1,000
	Huynh-Feldt	499,161	1,868	267,225	41,861	,000	,567	78,195	1,000
	Limite inferior	499,161	1,000	499,161	41,861	,000	,567	41,861	1,000
Erro(ROM_SS)	Esfericidade considerada	381,572	64	5,962					
	Greenhouse-Geisser	381,572	56,693	6,730					
	Huynh-Feldt	381,572	59,774	6,384					
	Limite inferior	381,572	32,000	11,924					

a. Calculado usando alfa = ,05

Médias marginais estimadas

ROM_SS	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	28,173	1,000	26,136	30,209
2	22,936	,829	21,247	24,626
3	24,097	,806	22,456	25,738

Comparações de pares

(I) ROM_SS	(J) ROM_SS	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	5,236*	,552	,000	3,842	6,631
	3	4,076*	,701	,000	2,306	5,846
2	1	-5,236*	,552	,000	-6,631	-3,842
	3	-1,161	,537	,115	-2,518	,196
3	1	-4,076*	,701	,000	-5,846	-2,306
	2	1,161	,537	,115	-,196	2,518

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

2- CICLO DE MARCHA

CADÊNCIA

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
cadencia 1	,098	36	,200*	,977	36	,656
cadencia 2	,076	36	,200*	,994	36	,999
cadencia 3	,094	36	,200*	,959	36	,197

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Cadência_Marcha	Variável dependente
1	cadence1
2	cadence2
3	cadence3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
cadencia 1	106,653	10,3160	36
cadencia 2	107,311	10,6995	36
cadencia 3	94,947	13,6512	36

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrad	df	Quadrado Médio	Z	Si g.	Eta parcial quadrado	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
Cadência_Marcha	Esfericidade considerada	3483,830	2	1741,915	41,767	,000	,544	83,534	1,000
	Greenhouse-Geisser	3483,830	1,408	2474,285	41,767	,000	,544	58,808	1,000
	Huynh-Feldt	3483,830	1,449	2403,620	41,767	,000	,544	60,537	1,000
	Limite inferior	3483,830	1,000	3483,830	41,767	,000	,544	41,767	1,000
Erro(Cadência_Marcha)	Esfericidade considerada	2919,403	70	41,706					
	Greenhouse-Geisser	2919,403	49,281	59,241					
	Huynh-Feldt	2919,403	50,729	57,549					
	Limite inferior	2919,403	35,000	83,412					

a. Calculado usando alfa = ,05

Médias marginais estimadas

Cadência_Marcha	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	106,653	1,719	103,162	110,143
2	107,311	1,783	103,691	110,931
3	94,947	2,275	90,328	99,566

Comparações de pares

(I) Cadência_Marcha	(J) Cadência_Marcha	Diferença média (I- J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-,658	,977	1,000	-3,114	1,798
	3	11,706 [*]	1,883	,000	6,971	16,440
2	1	,658	,977	1,000	-1,798	3,114
	3	12,364 [*]	1,566	,000	8,427	16,301
3	1	-11,706 [*]	1,883	,000	-16,440	-6,971
	2	-12,364 [*]	1,566	,000	-16,301	-8,427

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

COMPRIMENTO DO PASSO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
comprimento passo1	,129	36	,140	,962	36	,242
comprimento passo2	,081	36	,200*	,965	36	,300
comprimento passo3	,110	36	,200*	,965	36	,300

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Comp_Passo	Variável dependente
1	stridlength1
2	stridlength2
3	stridlength3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
comprimento passo1	77,8528	7,60866	36
comprimento passo2	75,1111	7,55611	36
comprimento passo3	72,4833	7,90231	36

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Si g.	Eta parcial quadrado	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
Comp_Passo	Esfericidade considerada	519,035	2	259,517	39,375	,000	,529	78,750	1,000
	Greenhouse-Geisser	519,035	1,741	298,198	39,375	,000	,529	68,535	1,000
	Huynh-Feldt	519,035	1,824	284,581	39,375	,000	,529	71,814	1,000
	Limite inferior	519,035	1,000	519,035	39,375	,000	,529	39,375	1,000
Erro(Comp_Passo)	Esfericidade considerada	461,365	70	6,591					
	Greenhouse-Geisser	461,365	60,920	7,573					
	Huynh-Feldt	461,365	63,835	7,227					
	Limite inferior	461,365	35,000	13,182					

Médias marginais estimadas

Comp_Passo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	77,853	1,268	75,278	80,427
2	75,111	1,259	72,554	77,668
3	72,483	1,317	69,810	75,157

Comparações de pares

(I) Comp_Passo	(J) Comp_Passo	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	2,742 [*]	,477	,000	1,541	3,942
	3	5,369 [*]	,679	,000	3,662	7,077
2	1	-2,742 [*]	,477	,000	-3,942	-1,541
	3	2,628 [*]	,640	,001	1,019	4,237
3	1	-5,369 [*]	,679	,000	-7,077	-3,662
	2	-2,628 [*]	,640	,001	-4,237	-1,019

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

DUPLO APOIO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
duplo apoio 1	,130	36	,128	,932	36	,028
duplo apoio 2	,163	36	,017	,957	36	,174
duplo apoio 3	,107	36	,200 [*]	,958	36	,181

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

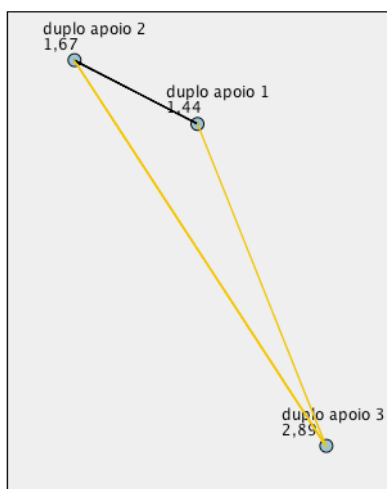
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de duplo apoio 1, duplo apoio 2 and duplo apoio 3 são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

Comparações de pares

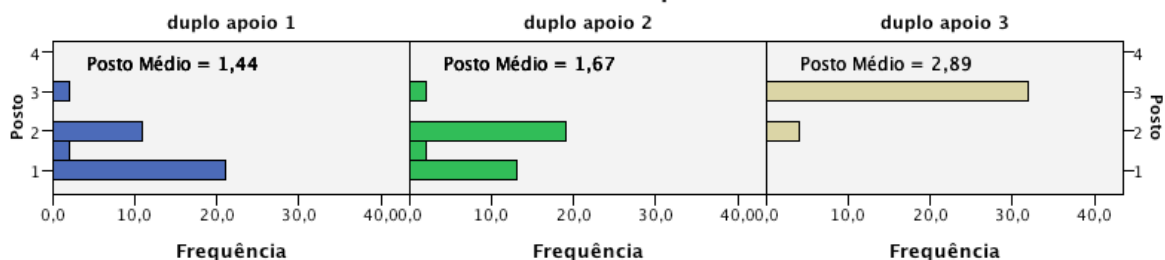


Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
duplo apoio 1-duplo apoio 2	-,222	,236	-,943	,346	1,000
duplo apoio 1-duplo apoio 3	-1,444	,236	-6,128	,000	,000
duplo apoio 2-duplo apoio 3	-1,222	,236	-5,185	,000	,000

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.

Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas



N total	36
Estatística do teste	44,169
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

DURAÇÃO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Duração da marcha1	,107	36	,200*	,950	36	,107
Duração da marcha2	,137	36	,087	,933	36	,032
Duração da marcha3	,128	36	,145	,932	36	,029

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Duração_Marcha	Variável dependente
1	gaitduration1
2	gaitduration2
3	gaitduration3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
Duração da marcha1	17,0139	3,59032	36
Duração da marcha2	18,9000	3,98332	36
Duração da marcha3	21,5528	4,53630	36

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadrado	Noncent Parâmetro	Potência observada ^a	
Duração_Marcha	Esfericidade considerada	374,354	2	187,177	61,377	,000	,637	122,755	1,000
	Greenhouse-Geisser	374,354	1,681	222,712	61,377	,000	,637	103,168	1,000
	Huynh-Feldt	374,354	1,756	213,173	61,377	,000	,637	107,785	1,000
	Limite inferior	374,354	1,000	374,354	61,377	,000	,637	61,377	1,000
Erro(Duração_Marcha)	Esfericidade considerada	213,473	70	3,050					
	Greenhouse-Geisser	213,473	58,831	3,629					
	Huynh-Feldt	213,473	61,464	3,473					
	Limite inferior	213,473	35,000	6,099					

a. Calculado usando alfa = ,05

Estimativas

Duração_Marcha	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	17,014	,598	15,799	18,229
2	18,900	,664	17,552	20,248
3	21,553	,756	20,018	23,088

Comparações de pares

(I) Duração_Marcha	(J) Duração_Marcha	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-1,886*	,327	,000	-2,707	-1,065
	3	-4,539*	,484	,000	-5,757	-3,321
2	1	1,886*	,327	,000	1,065	2,707
	3	-2,653*	,409	,000	-3,681	-1,625
3	1	4,539*	,484	,000	3,321	5,757
	2	2,653*	,409	,000	1,625	3,681

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

STANCE

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
stance 1	,129	36	,135	,932	36	,028
stance 2	,162	36	,018	,955	36	,154
stance 3	,109	36	,200 [*]	,960	36	,216

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

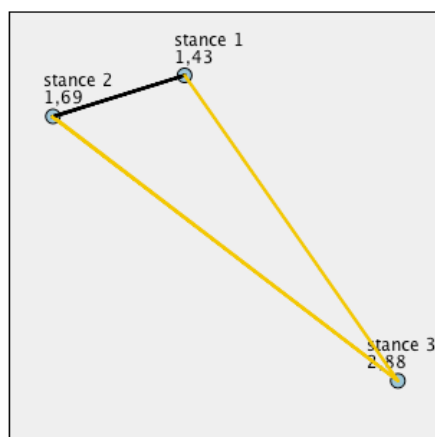
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de stance 1, stance 2 and stance 3 são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

Comparações de pares

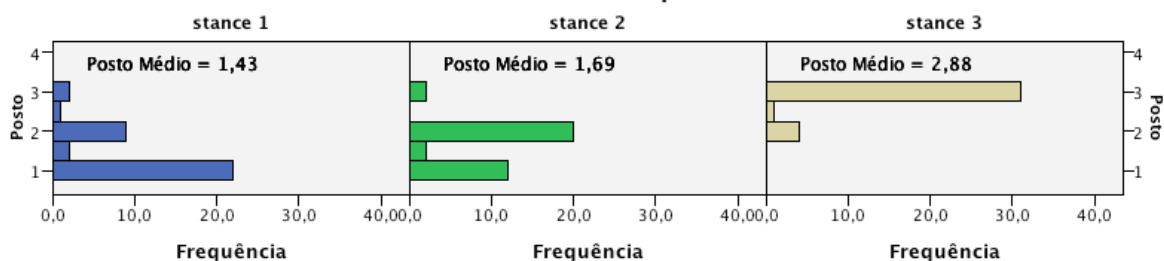


Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
stance 1-stance 2	-,264	,236	-1,120	,263	,789
stance 1-stance 3	-1,444	,236	-6,128	,000	,000
stance 2-stance 3	-1,181	,236	-5,009	,000	,000

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.

Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas



N total	36
Estatística do teste	43,504
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

SWING

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
swing 1	,129	36	,135	,932	36	,028
swing 2	,162	36	,018	,955	36	,154
swing 3	,109	36	,200 [*]	,960	36	,216

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Swing	Variável dependente
1	swing1
2	swing2
3	swing3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
swing 1	37,9889	2,44175	36
swing 2	37,3583	2,42456	36
swing 3	35,7194	2,35188	36

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadrado	Noncent Parâmetro	Potência observada ^a	
Swing	Esfericidade considerada	98,807	2	49,404	48,018	,000	,578	96,037	1,000
	Greenhouse-Geisser	98,807	1,672	59,086	48,018	,000	,578	80,299	1,000
	Huynh-Feldt	98,807	1,746	56,580	48,018	,000	,578	83,856	1,000
	Limite inferior	98,807	1,000	98,807	48,018	,000	,578	48,018	1,000
Erro(Swing)	Esfericidade considerada	72,019	70	1,029					
	Greenhouse-Geisser	72,019	58,529	1,230					
	Huynh-Feldt	72,019	61,121	1,178					
	Limite inferior	72,019	35,000	2,058					

a. Calculado usando alfa = ,05

Estimativas

Swing	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	37,989	,407	37,163	38,815
2	37,358	,404	36,538	38,179
3	35,719	,392	34,924	36,515

Comparações de pares

(I) Swing	(J) Swing	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	,631	,255	,055	-,011	1,272
	3	2,269 [*]	,272	,000	1,585	2,954
2	1	-,631	,255	,055	-1,272	,011
	3	1,639 [*]	,180	,000	1,186	2,091
3	1	-2,269 [*]	,272	,000	-2,954	-1,585
	2	-1,639 [*]	,180	,000	-2,091	-1,186

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

VELOCIDADE

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
velocidade 1	,098	36	,200 [*]	,974	36	,537
velocidade 2	,105	36	,200 [*]	,963	36	,269
velocidade 3	,076	36	,200 [*]	,980	36	,739

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Velocidade_Passo	Variável dependente
1	stridevelocity1
2	stridevelocity2
3	stridevelocity3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
velocidade 1	69,3833	10,66033	36
velocidade 2	67,1444	10,62330	36
velocidade 3	57,5917	11,68113	36

Testes de efeitos entre assuntos

Velocidade_Passo	Esfericidade	2823,73	2	1411,87	54,45	,00	,60	108,91	1,00
	considerada	9		0	9	0	9	8	0
	Greenhouse-Geisser	2823,73	1,590	1775,46	54,45	,00	,60	86,613	1,00
		9		3	9	0	9		0
	Huynh-Feldt	2823,73	1,654	1707,34	54,45	,00	,60	90,068	1,00
		9		7	9	0	9		0
	Limite inferior	2823,73	1,000	2823,73	54,45	,00	,60	54,459	1,00
		9		9	9	0	9		0
Erro(Velocidade_Passo)	Esfericidade	1814,78	70	25,925					
	considerada	1							
	Greenhouse-Geisser	1814,78	55,66	32,602					
		1	5						
	Huynh-Feldt	1814,78	57,88	31,351					
		1	6						
	Limite inferior	1814,78	35,00	51,851					
		1	0						

a. Calculado usando alfa = ,05

Estimativas

Velocidade_Passo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	69,383	1,777	65,776	72,990
2	67,144	1,771	63,550	70,739
3	57,592	1,947	53,639	61,544

Comparações de pares

(I) Velocidade_Passo	(J) Velocidade_Passo	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	2,239 [*]	,869	,043	,054	4,423
	3	11,792 [*]	1,415	,000	8,233	15,350
2	1	-2,239 [*]	,869	,043	-4,423	-,054
	3	9,553 [*]	1,251	,000	6,408	12,697
3	1	-11,792 [*]	1,415	,000	-15,350	-8,233
	2	-9,553 [*]	1,251	,000	-12,697	-6,408

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

3- TURNING

DURAÇÃO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
duração da volta 1	,128	33	,187	,936	33	,052
duração da volta 2	,105	33	,200 [*]	,952	33	,154
duração da volta 3	,159	33	,034	,960	33	,265

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Duração_Volta	Variável dependente
1	Turningduration1
2	Turningduration2
3	Turningduration3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
duração da volta 1	3,603939	,8865274	33
duração da volta 2	4,489394	,9777555	33
duração da volta 3	5,000909	1,1472341	33

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadrado	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
Duração_Volta	Esfericidade considerada	32,969	2	16,485	87,413	,000	,732	174,826	1,000
	Greenhouse-Geisser	32,969	1,762	18,713	87,413	,000	,732	154,010	1,000
	Huynh-Feldt	32,969	1,857	17,757	87,413	,000	,732	162,295	1,000
	Limite inferior	32,969	1,000	32,969	87,413	,000	,732	87,413	1,000
Erro(Duração_Volta)	Esfericidade considerada	12,069	64	,189					
	Greenhouse-Geisser	12,069	56,380	,214					
	Huynh-Feldt	12,069	59,413	,203					
	Limite inferior	12,069	32,000	,377					

a. Calculado usando alfa = ,05

Estimativas

Duração_Volta	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	3,604	,154	3,290	3,918
2	4,489	,170	4,143	4,836
3	5,001	,200	4,594	5,408

Comparações de pares

(I) Duração_Volta	(J) Duração_Volta	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-,885*	,093	,000	-1,119	-,652
	3	-1,397*	,125	,000	-1,712	-1,082
2	1	,885*	,093	,000	,652	1,119
	3	-,512*	,101	,000	-,767	-,256
3	1	1,397*	,125	,000	1,082	1,712
	2	,512*	,101	,000	,256	,767

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

NÚMERO DE PASSOS

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
numer passos volta 1	,179	32	,011	,921	32	,022
numer passos volta 2	,196	32	,003	,938	32	,064
numer passos volta 3	,236	32	,000	,897	32	,005

a. Correlação de Significância de Lilliefors

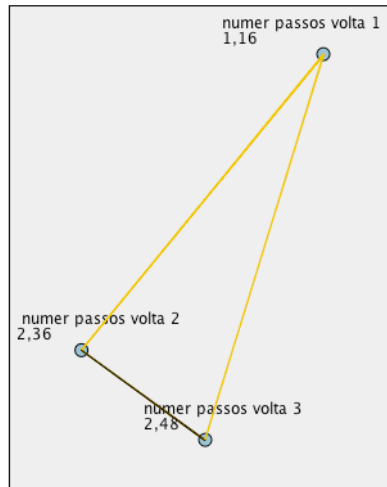
Testes não paramétricos

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de numer passos volta 1, numer passos volta 2 and numer passos volta 3 são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

Comparações de pares

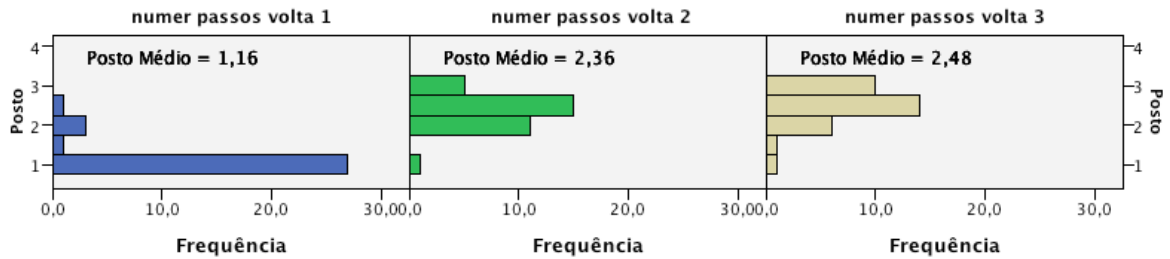


Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro	Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
numer passos volta 1- numer passos volta 2	-1,203	,250		-4,812	,000	,000
numer passos volta 1- numer passos volta 3	-1,328	,250		-5,312	,000	,000
numer passos volta 2- numer passos volta 3	-,125	,250		-,500	,617	1,000

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.

Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas



N total	32
Estatística do teste	42,365
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

VELOCIDADE

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
velocidade volta 1	,090	36	,200*	,958	36	,189
velocidade volta 2	,109	36	,200*	,957	36	,176
velocidade volta 3	,116	36	,200*	,945	36	,073

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Resumo de processamento do caso

	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentagem	N	Porcentagem	N	Porcentagem
velocidade volta 1	32	88,9%	4	11,1%	36	100,0%
velocidade volta 2	32	88,9%	4	11,1%	36	100,0%
velocidade volta 3	32	88,9%	4	11,1%	36	100,0%

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
velocidade volta 1	,084	32	,200 [*]	,963	32	,336
velocidade volta 2	,103	32	,200 [*]	,955	32	,202
velocidade volta 3	,099	32	,200 [*]	,956	32	,217

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Veloc_Volta	Variável dependente
1	Turningpeakvelocity1
2	Turningpeakvelocity2
3	Turningpeakvelocity3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
velocidade volta 1	116,80	28,949	32
velocidade volta 2	85,26	15,801	32
velocidade volta 3	81,02	14,938	32

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadros	df	Quadro Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadro	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
Veloc_Volta	Esfericidade considerada	24462,314	2	12231,157	72,817	,000	,701	145,634	1,000
	Greenhouse-Geisser	24462,314	1,349	18127,020	72,817	,000	,701	98,266	1,000
	Huynh-Feldt	24462,314	1,389	17611,768	72,817	,000	,701	101,141	1,000
	Limite inferior	24462,314	1,000	24462,314	72,817	,000	,701	72,817	1,000
Erro(Veloc_Volta)	Esfericidade considerada	10414,193	62	167,971					
	Greenhouse-Geisser	10414,193	41,834	248,939					
	Huynh-Feldt	10414,193	43,058	241,863					
	Limite inferior	10414,193	31,000	335,942					

a. Calculado usando alfa = ,05

Estimativas

Veloc_Volta	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	116,803	5,118	106,366	127,240
2	85,263	2,793	79,566	90,959
3	81,019	2,641	75,633	86,405

Comparações de pares

(I) Veloc_Volta	(J) Veloc_Volta	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	31,541 [*]	3,714	,000	22,141	40,941
	3	35,784 [*]	3,805	,000	26,154	45,415
2	1	-31,541 [*]	3,714	,000	-40,941	-22,141
	3	4,244	1,794	,073	-,298	8,785
3	1	-35,784 [*]	3,805	,000	-45,415	-26,154
	2	-4,244	1,794	,073	-8,785	,298

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

4 - TURN TO SIT

DURAÇÃO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
duração da volta para sentar 1	,214	36	,000	,840	36	,000
duração da volta para sentar 2	,164	36	,016	,867	36	,000
duração da volta para sentar 3	,191	36	,002	,900	36	,003

a. Correlação de Significância de Lilliefors

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
duração da volta para sentar 1	,155	34	,038	,935	34	,044
duração da volta para sentar 2	,103	34	,200*	,968	34	,413
duração da volta para sentar 3	,168	34	,016	,918	34	,014

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
duração da volta para sentar 1	,119	33	,200*	,977	33	,703
duração da volta para sentar 2	,102	33	,200*	,962	33	,298
duração da volta para sentar 3	,169	33	,018	,914	33	,012

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

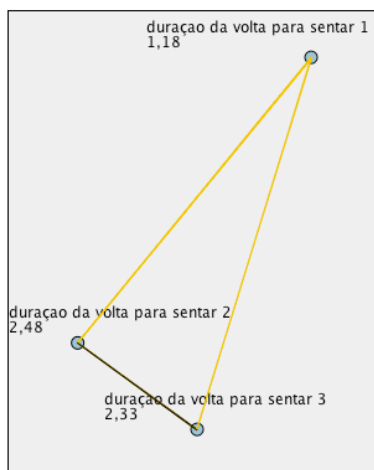
Teste não paramétrico

Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	As distribuições de duração da volta para sentar 1, duração da volta para sentar 2 and duração da volta para sentar 3 são as mesmas.	Análise de Variância de Dois fatores de Friedman por Postos de Amostras Relacionadas	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

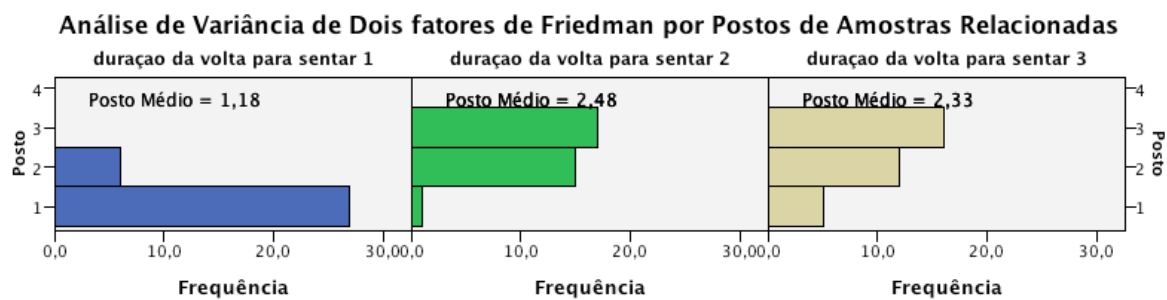
Comparações de pares



Cada nó mostra o posto médio de amostra.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Erro Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
duração da volta para sentar 1-duração da volta para sentar 3	-1,152	,246	-4,677	,000	,000
duração da volta para sentar 1-duração da volta para sentar 2	-1,303	,246	-5,293	,000	,000
duração da volta para sentar 3-duração da volta para sentar 2	,152	,246	,615	,538	1,000

Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é ,05.



N total	33
Estatística do teste	33,515
Graus de liberdade	2
Sig. assintótica (teste bilateral)	,000

AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO TRONCO

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Rom tronco da volta para sentar 1	,128	36	,142	,940	36	,051
Rom tronco da volta para sentar 2	,125	36	,166	,936	36	,037
Rom tronco da volta para sentar 3	,149	36	,042	,922	36	,015

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Rom tronco da volta para sentar 1	,115	33	,200*	,937	33	,055
Rom tronco da volta para sentar 2	,142	33	,090	,935	33	,048
Rom tronco da volta para sentar 3	,151	33	,055	,928	33	,031

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

ROM_Volta_Sentar	Variável dependente
1	turntositromtrunk1
2	turntositromtrunk2
3	turntositromtrunk3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
Rom tronco da volta para sentar 1	20,3627	7,52930	33
Rom tronco da volta para sentar 2	14,2261	6,66468	33
Rom tronco da volta para sentar 3	15,6506	7,14076	33

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadros	df	Quadrado Médio	Z	Sig.	Eta parcial	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
ROM_Volta_Sentar	Esfericidade considerada	680,813	2	340,407	49,739	,000	,609	99,477	1,000
	Greenhouse-Geisser	680,813	1,696	401,462	49,739	,000	,609	84,348	1,000
	Huynh-Feldt	680,813	1,781	382,330	49,739	,000	,609	88,569	1,000
	Limite inferior	680,813	1,000	680,813	49,739	,000	,609	49,739	1,000
Erro(ROM_Volta_Sentar)	Esfericidade considerada	438,010	64	6,844					
	Greenhouse-Geisser	438,010	54,267	8,071					
	Huynh-Feldt	438,010	56,982	7,687					
	Limite inferior	438,010	32,000	13,688					

Estimativas

ROM_Volta_Sentar	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	20,363	1,311	17,693	23,033
2	14,226	1,160	11,863	16,589
3	15,651	1,243	13,119	18,183

Comparações de pares

(I) ROM_Volta_Sentar	(J) ROM_Volta_Sentar	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	6,137*	,768	,000	4,195	8,078
	3	4,712*	,570	,000	3,272	6,152
2	1	-6,137*	,768	,000	-8,078	-4,195
	3	-1,425	,574	,055	-2,874	,025
3	1	-4,712*	,570	,000	-6,152	-3,272
	2	1,425	,574	,055	-,025	2,874

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.

VELOCIDADE

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
velocidade da volta para sentar 1	,102	36	,200*	,947	36	,086
velocidade da volta para sentar 2	,093	36	,200*	,934	36	,034
velocidade da volta para sentar 3	,086	36	,200*	,980	36	,749

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Testes de Normalidade

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
velocidade da volta para sentar 1	,081	33	,200*	,956	33	,194
velocidade da volta para sentar 2	,138	33	,113	,908	33	,009
velocidade da volta para sentar 3	,087	33	,200*	,984	33	,897

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

Fatores entre assuntos

Veloc_Volta_Sentar	Variável dependente
1	turntositturnpeakvelocity1
2	turntositturnpeakvelocity2
3	turntositturnpeakvelocity3

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
velocidade da volta para sentar 1	160,68	33,473	33
velocidade da volta para sentar 2	107,9545	27,00392	33
velocidade da volta para sentar 3	112,0788	21,22357	33

Testes de efeitos entre assuntos

Origem	Tipo III Soma dos Quadros	df	Quadro Médio	Z	Sig.	Eta parcial quadro	Noncent. Parâmetro	Potência observada ^a	
Veloc_Volta_Sentar	Esfericidade considerada	56753,721	2	28376,861	64,977	,000	,670	129,953	1,000
	Greenhouse-Geisser	56753,721	1,853	30628,706	64,977	,000	,670	120,399	1,000
	Huynh-Feldt	56753,721	1,962	28926,887	64,977	,000	,670	127,482	1,000
	Limite inferior	56753,721	1,000	56753,721	64,977	,000	,670	64,977	1,000
Erro(Veloc_Volta_Sentar)	Esfericidade considerada	27950,365	64	436,724					
	Greenhouse-Geisser	27950,365	59,295	471,381					
	Huynh-Feldt	27950,365	62,783	445,189					
	Limite inferior	27950,365	32,000	873,449					

a. Calculado usando alfa = ,05

Estimativas

Veloc_Volta_Sentar	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1	160,682	5,827	148,813	172,551
2	107,955	4,701	98,379	117,530
3	112,079	3,695	104,553	119,604

Comparações de pares

(I) Veloc_Volta_Sentar	(J) Veloc_Volta_Sentar	Diferença média (I- J)	Erro Padrão	Sig. ^b	95% Intervalo de Confiança para Diferença ^b	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	52,727*	5,765	,000	38,161	67,293
	3	48,603*	5,078	,000	35,774	61,432
2	1	-52,727*	5,765	,000	-67,293	-38,161
	3	-4,124	4,514	1,000	-15,530	7,281
3	1	-48,603*	5,078	,000	-61,432	-35,774
	2	4,124	4,514	1,000	-7,281	15,530

Baseado em médias marginais estimadas

*. A diferença média é significativa no nível ,05.

b. Ajuste para diversas comparações: Bonferroni.