

**ANA CAROLINA SILVA DE SOUZA**

**EQUILÍBRIO E MOBILIDADE FUNCIONAL  
EM PORTADORES DE OSTEOARTROSE DE JOELHO  
COM E SEM HISTÓRICO DE QUEDA**

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2009**

**UNIVERSIDADE DE ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC  
CENTRO DA CIÊNCIA DA SAÚDE E ESPORTES – CEFID  
MESTRADO EM CIÊNCIA DO MOVIMENTO HUMANO**

**ANA CAROLINA SILVA DE SOUZA**

**EQUILÍBRIO E MOBILIDADE FUNCIONAL  
EM PORTADORES DE OSTEOARTROSE DE JOELHO  
COM E SEM HISTÓRICO DE QUEDA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – Sub-área Biomecânica, da Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**Orientador:** Gilmar Moraes Santos

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2009**

**ANA CAROLINA SILVA DE SOUZA**

**EQUILÍBRIO E MOBILIDADE FUNCIONAL  
EM PORTADORES DE OSTEOARTROSE DE JOELHO  
COM E SEM HISTÓRICO DE QUEDA**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de mestre do programa de pós - graduação em Ciências do Movimento Humano/ Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina.

**BANCA EXAMINADORA:**

**Orientador:** \_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos/UEDESC**

**Membro:** \_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro/UFSC**

**Membro:** \_\_\_\_\_  
**Prof<sup>a</sup>. Dr. Giovana Zarpellon Mazo/UEDESC**

**Membro:** \_\_\_\_\_  
**Prof<sup>a</sup>. Dr. Stella Maris Michaelsen/UEDESC**

**Membro:** \_\_\_\_\_  
**Prof<sup>a</sup>. Dr. Lilian Gerdi Kittel Ries/UEDESC**

**Florianópolis, 26/JUNHO/2009**

**Dedico este trabalho aos meus pais.**

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus e a todos os santos, anjos e seres de luz que iluminam a minha vida e me dão força para superar todos os obstáculos.

Aos meus pais, Isaac e Ana, meu irmão Kleber, minha cunhada Alexandra, Junior, pela força que fizeram para que eu conseguisse realizar esse sonho.

Ao Professor Gilmar Moraes Santos pela paciência, confiança, amizade e orientação.

Ao professor Luis Mochizuki pela ajuda e apoio durante o trabalho, muito Obrigada.

A Juliane Oliveira pela ajuda durante o trabalho, muito Obrigada.

Ao Professor Mário César Andrade, pelo auxílio no manuseio dos equipamentos e sugestões deste trabalho, pela paciência e disposição ao ensinar e responder meus questionamentos, muito Obrigada.

Aos amigos do Laboratório de Biomecânica, Mariana, Guth, Paula, Ana Luicia pela amizade, ajuda, cumplicidade, risadas, e por todos os momentos que passamos juntos que nunca esquecerei na minha vida.

Aos professores Giovana, Moro e Stella por aceitarem participarem desta banca.

Aos participantes da pesquisa pela disposição e desprendimento.

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis.”

**José de Alencar**

## RESUMO

**INTRODUÇÃO:** Os portadores de osteoartrose de joelho (OAJ) apresentam redução da força muscular, déficit da propriocepção, limitação do movimento, episódios de dores e diminuição da coordenação, que associados às alterações fisiológicas que ocorrem naturalmente durante o processo de envelhecimento podem favorecer ao distúrbio do equilíbrio postural durante as realizações das AVD's, podendo ser um dos fatores de risco à queda. Este estudo se objetivou avaliar o perfil do equilíbrio e mobilidade funcional em portadores de OAJ com e sem histórico de queda. **MÉTODO:** Foram avaliados 64 sujeitos com idade entre 50 e 75 anos ( $63,7 \pm 4,5$  anos), separados em três grupos: grupo OAJ<sub>Q</sub> (18 sujeitos com OAJ e relato de queda); grupo OAJ<sub>SQ</sub> (24 sujeitos com OAJ e sem relato de queda); e grupo controle (GC – 22 sujeitos saudáveis). O grau de osteoartrose, dos grupos de OAJ, foi determinado pelo Raio-X de joelho segundo os critérios de Kellgren-Lawrence. Para análise da incapacidade funcional foi utilizado o questionário de Womac. Na avaliação funcional do equilíbrio, utilizaram-se os instrumentos a Escala de equilíbrio de Berg (EEB) e o *Timed Up and Go test* (TUG). Na avaliação estática do equilíbrio foi utilizada a plataforma Chattecx Balance System®, na posição bipodal durante 25 segundos, nas condições de olhos abertos e fechados. **RESULTADOS:** A avaliação funcional do equilíbrio mostrou que o tempo no TUG e a pontuação na EEB, foram significativamente menores nos sujeitos dos grupos com OAJ, em relação ao GC. Os grupos com osteoartrose (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) apresentaram maior deslocamento máximo do COPap do que o GC, em ambas as condições visuais; maior velocidade do COPap e área da elipse do que no grupo controle, na condição de olhos fechados. O grupo OAJ<sub>Q</sub> apresentou maior velocidade média do COPml do que o GC. Na análise do estabilograma de difusão, em ambas as condições visuais, os grupos com OAJ apresentaram maior valor do coeficiente de difusão de curto intervalo (DST) e longo intervalo (DLT) e ponto crítico ( $\Delta x^2$ ) do que o GC, na direção AP. O teste TUG apresentou moderada correlação com o grau de OAJ e escore de Womac, e fraca correlação com a dor. A EEB apresentou moderada correlação inversa com o grau de OAJ e escore de Womac, fraca correlação inversa com a dor. O escore de Womac apresentou uma fraca correlação com a VELap, VELml e área da elipse do COP, na condições de olhos abertos. **CONCLUSÃO:** Os resultados do presente estudo indicaram que os sujeitos com OAJ, independente da presença do histórico de queda, apresentaram déficit do equilíbrio predispondo ao aumento da probabilidade do risco de queda nesta população. Além disso, sugerem que quando maior o comprometimento do grau de OAJ e a incapacidade funcional do sujeito, maior é a sua alteração no equilíbrio, mobilidade funcional e predisposição a queda.

**Palavra-chave:** Osteoartrose. Equilíbrio musculoesquelético. Limitação da Mobilidade.

## ABSTRACT

**INTRODUCTION:** Individuals with knee osteoarthritis show strength reduction and activation of the quadriceps muscle, proprioception deficit, decrease in mobility, episodic pain and decrease in coordination, when associated with the natural physiological changes related to the aging process may favor the occurrence of postural balance disturbance during the daily life activities, possibly causing falls. This study aimed to analyze the balance profile and functional mobility of individuals with knee osteoarthritis, with and without prior history of falls. **METHODS:** 64 subjects from 50 to 75 years of age ( $\pm 63.7$ ) were separated into three different groups: KOA<sub>F</sub> group (18 subjects with KOA and prior report of falls); KOA<sub>NF</sub> (24 subjects with KOA and no report of prior falls) and control group (22 healthy subjects). The KOA groups' degree of osteoarthritis was determined by X-rays of the knee, according to the criteria suggested by Kellgren-Lawrence. Womac questionnaire was used in order to analyze the functional incapacity. For the functional evaluation of balance, two instruments were used: the Berg Balance Scale (BBS) and the Timed Up and Go test (TUG). For the static evaluation of balance, the Chattecx Balance System platform was used. The person was asked to stand up straight for twenty-five seconds, with the eyes initially opened and then shut. **RESULTS:** The functional evaluation of balance showed that the TUG test time and the BBS score were significantly lower in subjects with KOA, compared to CG. The OA groups (KOA<sub>F</sub> and KOA<sub>NF</sub>) showed a higher excursion of COP<sub>ap</sub> and ellipse area than CG, with the eyes shut condition. KOA<sub>F</sub> group showed a higher mean speed of COP than CG. In stabilogram diffusion analysis, for both visual conditions, KOA groups showed greater values in DST, DLT and  $\Delta x^2$  than CG, in AP direction. TUG test showed a moderate correlation with KOA degree and Womac score; and a weak correlation with pain. BBS showed a moderate inverted correlation with KOA degree and womac score; a weak inverted correlation with pain. Womac score showed a weak correlation with VEL<sub>ap</sub>, VEL<sub>ml</sub> and ellipse area of the COP, with the eyes opened condition. **CONCLUSION:** Results of the study imply that individuals with KOA, regardless of prior history of falls, show a balance deficit, increasing the risk of falls in this population. In addition, the level of compromised degree of KOA, as well as the individual's functional incapacity are considered good predictors, for the more they increase, the more the balance alteration, the functional mobility and the predisposition to falls also increase.

**Word-key:** osteoarthritis. musculoskeletal Equilibrium. mobility limitation. Fall.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Estabilograma de difusão.....	22
Figura 2 - Estratégia do controle postural para permanecer o corpo em Equilíbrio. [A] Estratégia do tornozelo. [B] estratégia do quadril. [C] Estratégia do passo.....	40
Figura 3 - Escala Visual Analógica.....	60
Figura 4 - Plataforma de Força Balance System.....	64
Figura 5 - Membro Mais Comprometido Sintomaticamente.....	79
Figura 6 - Grau de Comprometimento Articular.....	79
Figura 7 - Índice de Incapacidade Funcional.....	80
Figura 8 - Desempenho do Timed Get Up and to Go Test dos grupos.....	81
Figura 9 - Comparação do Escore da Escala de Equilíbrio de Berg.....	81
Figura 10 - Curva média do estabilograma de difusão na direção AP.....	82
Figura 11 - Curva média do estabilograma de difusão na direção ML com olhos abertos.....	83

## LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Dados Cronológicos e Antropométricos dos Grupos .....	74
Tabela 2 - Estado Nutricional dos Grupos.....	75
Tabela 3 - Características dos Dados Pessoais de cada Grupo .....	75
Tabela 4 - Problema de saúde relatado pelos Grupos e sua classificação de acordo com o CID (OMS, 2000) .....	76
Tabela 5 - Uso constante de Medicamento pelos Grupos e sua classificação de acordo com o ATC (WHO, 1992) .....	77
Tabela 6 - Distribuição dos grupos quanto a alterações sensoriais.....	77
Tabela 7 – Histórico de queda .....	78
Tabela 8 - Variáveis Clínicas dos Grupos .....	78
Tabela 9 - Caracterização das variáveis do estabilograma de difusão no sentido AP com olhos abertos.....	84
Tabela 10 - Caracterização das variáveis do estabilograma de difusão no sentido AP com olhos fechados.....	85
Tabela 11 - Caracterização das variáveis do estabilograma de difusão no sentido ML com olhos abertos.....	86
Tabela 12 - Caracterização das variáveis do estabilograma de difusão no sentido ML com olhos fechados.....	87
Tabela 13 - Comparação das variáveis do equilíbrio quase-estático na condição de olhos abertos .....	88
Tabela 14– Comparação das Variáveis do equilíbrio quase-estático na condição de olhos fechados.....	89
Tabela 15 - Correlação do desempenho dos testes de equilíbrio funcional com as variáveis clínicas .....	90
Tabela 16 - Correlação entre as variáveis do COP tradicional com olhos abertos e variáveis clínicas.....	91
Tabela 17 - Correlação entre as variáveis do COP tradicional com olhos fechados e variáveis clínicas.....	92

## LISTA DE ANEXOS

<b>ANEXO I .....</b>	<b>159</b>
<b>ANEXO II.....</b>	<b>163</b>
<b>ANEXO III .....</b>	<b>164</b>
<b>ANEXO IV .....</b>	<b>165</b>
<b>ANEXO V.....</b>	<b>168</b>
<b>ANEXO V.....</b>	<b>171</b>
<b>ANEXO VI .....</b>	<b>176</b>

**LISTA DE APENDICES**

**APÊNDICE I..... 178**

## LISTA DE ABREVEATURAS

AO – Osteoartrose.

AP – Ântero-posterior

COP – Centro de pressão.

COP<sub>ap</sub> – Deslocamento máximo do COP na direção AP

COP<sub>ml</sub> – Deslocamento máximo do COP na direção ML

DLT – Coeficiente de difusão do longo intervalo

DST – Coeficiente de difusão do curto intervalo

EEB – Escala de equilíbrio de Berg

WOMAC – *Western Ontário and McMaster Universities*

MEEM – Mini-Exame do Estado Mental

HLT – Expoente de Hurst do longo intervalo

HST – Expoente de Hurst do curto intervalo

IMC – Índice de massa corporal.

OAJ – Osteoartrose do joelho.

TUG – *Timed Up to Go test*

VEL<sub>ap</sub> – Velocidade média do COP na direção AP

VEL<sub>ml</sub> – Velocidade media em ML

$\Delta r^2c$  – Instante do ponto crítico

$\Delta x^2$  – Ponto crítico

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....</b>	<b>8</b>
<b>LISTA DE TABELA .....</b>	<b>9</b>
<b>LISTA DE ANEXOS .....</b>	<b>10</b>
<b>LISTA DE APENDICES.....</b>	<b>11</b>
<b>LISTA DE ABREVEATURAS.....</b>	<b>12</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
1.1 PROBLEMA .....	15
1.2 JUSTIFICATIVA.....	16
1.3 OBJETIVO.....	18
1.3.1 <i>Objetivo Geral</i> .....	18
1.3.2 <i>Objetivo específico</i> .....	18
1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO .....	19
1.5 DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL DE VARIÁVEIS.....	20
1.5.1 <i>Variável Independente</i> .....	20
1.5.2 <i>Variável Dependente</i> .....	20
1.5.3 <i>Variável Controle</i> .....	23
<b>REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>24</b>
2.1 PRINCIPAIS ALTERAÇÕES FISIOLÓGICAS DO ENVELHECIMENTO .....	24
2.2 OSTEOATROSE DE JOELHO.....	28
2.3 CAPACIDADE FUNCIONAL .....	33
2.4 CONTROLE POSTURAL DURANTE A POSTURA ORTOSTÁTICA .....	36
2.5. AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO .....	42
2.5.1 <i>Escala De Equilíbrio De Berg (BBS)</i> .....	43
2.5.2 <i>Clinical Test for Sensory Interaction in Balance (CTSIB)</i> .....	45
2.5.3 <i>Functional Reach Test (FRT)</i> .....	45
2.5.4 <i>Escala de equilíbrio de Tinetti</i> .....	46
2.5.5 <i>Timed Up and Go (TUG)</i> .....	47
2.5.6 <i>Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC)</i> .....	48
2.5.7 <i>Estabilometria</i> .....	48
2.5.8 <i>Estabilograma de Difusão do Centro de Oscilação de Pressão (COP)</i> .....	51
<b>MÉTODO.....</b>	<b>56</b>

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA .....	56
3.2 LOCAL .....	56
3.3 SELEÇÕES DA AMOSTRA .....	57
3.4 INSTRUMENTOS .....	59
3.5 CONTROLE DAS VARIÁVEIS .....	65
3.6 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DOS DADOS .....	66
3.7 LIMITAÇÃO DO ESTUDO .....	70
3.8 PROCESSAMENTOS DOS DADOS .....	71
3.9 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	73
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>74</b>
4.1 CARACTERÍSTICA SÓCIO-DEMOGRÁFICA E CLÍNICA DOS SUJEITOS .....	74
4.2 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS DOS INDIVÍDUOS PORTADORES DE OSTEOARTROSE DE JOELHO .....	78
4.3 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO DINÂMICO .....	80
4.4 COMPORTAMENTO DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO .....	82
4.5 VARIÁVEIS DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO .....	84
4.6 VARIÁVEIS COP TRADICIONAL .....	87
4.7 CORRELAÇÕES DAS VARIÁVEIS CLÍNICAS COM OS TESTES FUNCIONAIS DE EQUILÍBRIO .....	89
4.8 CORRELAÇÕES DAS VARIÁVEIS CLÍNICAS COM AS VARIÁVEIS DO COP .....	90
<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>93</b>
5.1 CARACTERÍSTICA SÓCIO-DEMOGRÁFICA E CLÍNICA DOS SUJEITOS .....	93
5.2 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS DOS INDIVÍDUOS PORTADORES DE OSTEOARTROSE DE JOELHO .....	96
5.3 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO DINÂMICO .....	97
5.4 COMPORTAMENTO DA CURVA DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO .....	101
5.5 VARIÁVEIS DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO EM INDIVÍDUOS COM E SEM OAJ .....	102
5.6 VARIÁVEIS DO COP TRADICIONAL .....	110
5.7 CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS CLÍNICAS COM O TESTE DE EQUILÍBRIO FUNCIONAL .....	114
5.8 CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS CLÍNICAS COM AS VARIÁVEIS COP TRADICIONAIS .....	116
<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>121</b>
<b>REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>124</b>

## INTRODUÇÃO

### 1.1 PROBLEMA

Atualmente, osteoartrose (AO) está se transformando na causa mais comum da incapacidade funcional e debilitamento a partir da meia idade (acima dos 45 anos de idade), afetando 30-40% desta população (BUCKWALTER *et al.*, 2001 e 2000; COOPER *et al.*, 2000; DAVIS *et al.*, 1991).

As doenças degenerativas, como a OA, limitam o desempenho de atividades da vida diária e afetam negativamente a qualidade de vida do indivíduo, sendo uma das causadoras da insuficiência qualitativa e quantitativa da cartilagem articular, estando associada a alterações típicas do osso subcondral (FALOPA; BELLOTI, 2006; MARX *et al.*, 2006), gerando distúrbios neuro-musculoesquelético, proprioceptivos e instabilidade articular (CAMARGOS *et al.*, 2004; DAVID; LLOYD, 2001). Dessa forma, pode comprometer as articulações de suporte, tal como a articulação do joelho, favorecendo a perturbação do equilíbrio postural durante as realizações das AVD's, e, conseqüentemente, ser um fator para o aumento do risco de queda.

Os portadores de osteoartrose de joelho (OAJ) apresentam redução da força e atividade muscular, principalmente do quadríceps (WESSEL, 1996; FISHER, PENDERGAST, 1997; HURLEY, 1997; O'REILLY, 1998) e déficit da propriocepção da articulação do joelho (PAI, 1997; SHARMA, 1997). Com o aumento do grau do comprometimento da enfermidade, ocorre perda progressiva da capacidade funcional devido ao avanço do déficit dos sistemas proprioceptivo, neuro-muscular e articular, submetendo os indivíduos a episódios de dor, limitação do movimento, fraqueza muscular e diminuição da sua coordenação (SHIH-HUNG *et al.*, 2007, GUCCIONE, 1994). Estas condições indicam a dependência crescente do indivíduo ao realizar suas AVD's, tais como, caminhar subir e descer escada, agachar, entre outras.



As alterações fisiológicas da OAJ associadas com as alterações fisiológicas que ocorrem naturalmente durante o processo de envelhecimento, tais como, diminuição cognitiva (NEVITT, 1989), reduções da força muscular (DAUBNEY, CULHAM, 1999; DOHERTY 2003) da propriocepção (SKINNER *et al.*, 1984), da amplitude do movimento (MILLS, 1994), do tempo de reação (SEIDLER, STELMACH, 1995), e mudanças no sistema sensorial (BERG, 1989), podem gerar maiores prejuízos ao equilíbrio corporal nesta população comparada com os indivíduos da mesma idade saudáveis (WEGENER, 1997). Segundo Shih-Hung *et al.* (2007), esta associação pode influenciar a capacidade de controle da precisão, da agilidade e do automatismo dos movimentos corporais, predispondo o indivíduo ao desequilíbrio postural, e conseqüentemente, aumentando o risco de queda nesta população.

Desta forma, acredita-se que os portadores de OAJ por não possuírem função neuromuscular adequada para responder às perturbações do equilíbrio geradas durante a execução das tarefas funcionais, apresentariam redução na sua confiança. Este fator poderia levar a uma inabilidade funcional, bem como ao medo de sofrer uma queda, especialmente por ser incapaz de se levantar após cair.

Sabe-se que as quedas são grandes causadores de fraturas e outros problemas físicos, gerando alto custo, tanto para o indivíduo acometido quanto para o sistema de saúde (TINETTI, 1988; CAMPBELL, 1989; PERRACINI, 2002). Diante destas considerações, há uma preocupação constante dos profissionais da saúde em como prevenir e amenizar as conseqüências da queda na saúde do indivíduo.

Diante destas considerações se questiona: “*Qual é o comportamento do equilíbrio e da mobilidade funcional em portadores de osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda?*”.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

O equilíbrio postural é uma função complexa requer integração adequada dos sistemas sensoriais, nervoso central (SNC) e o motor periférico (HINMAN *et al.*, 2002; BARETA, 2000; SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997 e 2000; JONES *et al.*, 2001; SHUMWAY-COOK; McCOLLUM, 1991), estando

sua perturbação associada com as quedas e a baixa mobilidade funcional dos indivíduos (CAMPBELL *et al.*, 1989).

Segundo Kirkley (1999), as estruturas que envolvem a articulação do joelho são afetadas facilmente nos pacientes com OAJ, tais como a perda da cartilagem articular hialina e o desequilíbrio da remodelação óssea, conduzindo ao dano capsular e ao enfraquecimento muscular. Sendo assim, poderiam ocorrer vários déficits no desempenho neuromuscular, comprometendo a propriocepção da articulação do joelho (SHARMA e PAI, 1991; BARRETTA, 1991).

Sabe-se que o equilíbrio postural exige uma propriocepção altamente específica e que auxilia no desempenho das AVD's. Assim, os portadores de OAJ apresentam significativos déficits proprioceptivos e neuromusculares que podem afetar o seu equilíbrio postural e sua capacidade de executar as AVD's. Neste sentido, é necessária a realização de estudo sobre o equilíbrio postural de forma dinâmica e quase estática com a finalidade de averiguar a pré-disposição à queda nesta população.

Uma das maiores preocupações dos agentes de saúde é elaborar estratégias eficazes de prevenção ao risco de quedas, as quais poderiam diminuir uma série de transtornos à saúde, tais como fraturas do colo do fêmur e suas complicações (TINETTI, 1988; CAMPBELL, 1989; PERRACINI, 2002). Além das conseqüências nocivas aos indivíduos, as quedas apresentam ao Ministério da Saúde um custo elevado que pode aumentar quando o indivíduo torna-se dependente ou passa a necessitar de institucionalização e/ou vigilância contínua. Sendo assim, compreender a influência da OAJ no equilíbrio e na queda poderia permitir maior esclarecimento sobre os mecanismos da incapacidade funcional e a identificação dos prováveis fatores de risco à queda nesta população, permitindo o desenvolvimento de políticas de saúde mais eficazes no tratamento da OAJ e prevenção de queda.

Na literatura atual, existem vários estudos que relacionaram as variáveis do COP com os riscos de queda em idosos com este histórico (NORRIS *et al.*, 2005; BERGLAND *et al.*, 2003; GRAVELLE *et al.*, 2002). No entanto, há uma divergência entres os autores se o deslocamento máximo do COP é um fator preditor a risco de queda. Além disso, na relação entre a presença de OA nas articulações de suporte de peso e a predisposição à queda, verificou-se escassez de estudos.

Além disso, a identificação das mudanças que ocorrem no sistema do controle postural é de essencial importância para que se desenvolvam métodos preventivos e de intervenção terapêutica com o objetivo de manter ou melhorar a capacidade funcional e prevenir danos físicos, internações hospitalares e institucionalizações. Desta forma, há possibilidade de diminuição dos altos custos que as quedas acarretam ao sistema de saúde bem como a promoção de uma melhor qualidade de vida para esta população.

Esta patologia músculo-esquelética é considerada mais prevalente na população idosa e com reconhecido papel de geradora de incapacidade funcional, de perturbação do equilíbrio e de custo social. Neste contexto, torna-se importante investigar quais as alterações da oscilação do centro de pressão no indivíduo portador de OA nas articulações de suporte de peso. Assim como, torna-se essencial uma análise detalhada da capacidade funcional do indivíduo para verificação da predisposição a queda de acordo com o nível da capacidade funcional. Portanto, avaliar a capacidade funcional dos portadores de OA do joelho e o impacto que as quedas causam na realização das atividades de vida diária nos permitirá propor estratégias de intervenção fisioterapêutica mais eficientes, que visem prevenir os fatores de risco de quedas ou minimizar um quadro de dependência funcional.

## 1.3 OBJETIVO

### 1.3.1 Objetivo Geral

Avaliar o comportamento do equilíbrio e mobilidade funcional em portadores de osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda.

### 1.3.2 Objetivo específico

- Identificar as características sócio-demográficas, antropométricas e de saúde dos portadores de osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda e indivíduos saudáveis sem histórico de queda.

- Identificar e comparar as características clínicas dos indivíduos com osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda.
- Analisar e comparar equilíbrio dinâmico e estático, por meio do teste *TUG (timed get up and to go test)* e da escala de equilíbrio de Berg (EEB) entre portadores de osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda, e indivíduos saudáveis sem histórico de queda.
- Caracterizar a curva estabilométrica do COP dos portadores de osteoartrose do joelho com e sem histórico de queda, e dos indivíduos saudáveis sem histórico de queda.
- Analisar e comparar as variáveis do estabilograma de difusão do COP entre portadores de osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda, e indivíduos saudáveis sem histórico de queda.
- Analisar e comparar as variáveis tradicionais do COP ( $COP_{ap}$ ,  $COP_{ml}$ ,  $VEL_{ap}$ ,  $VEL_{ml}$ , área de elipse) entre portadores de osteoartrose do joelho com e sem histórico de queda e indivíduos saudáveis sem histórico de queda.
- Correlacionar o desempenho dos sujeitos com OAJ no teste *Timed TUG* e o escore da EEB com as variáveis clínicas (capacidade funcional, intensidade da dor e grau de comprometimento da osteoartrose do joelho).
- Correlacionar as variáveis do COP tradicionais com as variáveis clínicas (capacidade funcional, intensidade da dor e grau de comprometimento da osteoartrose do joelho).

#### 1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa tem como proposta estudar o equilíbrio e a capacidade funcional em indivíduos portadores de osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda e indivíduos saudáveis com idade acima de 50, residentes na região da Grande Florianópolis.

O equilíbrio foi avaliado por meio da escala de equilíbrio de Berg (EEB), do *timed get up and to go test (TUG)*, do comportamento do centro de oscilação postural (COP) e a estabilometria de difusão do COP durante a posição ortoestática bipodal em repouso.

A capacidade funcional foi avaliada por meio do questionário Womac (Western Ontario and McMaster Universities), proposto por Lopes *et al.* (2007).

Além disso, foi avaliado o histórico de queda, dados sócio-demográficos e de saúde, e o estado de saúde mental por meio do questionário Mini-Exame do Estado Mental (MEEM).

## 1.5 DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL DE VARIÁVEIS

### 1.5.1 Variável Independente

**Osteoartrose:** é uma doença reumática degenerativa que atinge as articulações sinoviais e se caracteriza por apresentar alterações na cartilagem articular, dando origem a zonas de fibrilação e fissuração, sendo observados também microfraturas, cistos, esclerose subcondrais e formação de osteófitos nas bordas articulares, conforme o seu grau de desenvolvimento (MARQUES; KONDO, 1998; COIMBRA *et al.*, 2002). Operacionalmente foi analisado o grau de desenvolvimento da moléstia através dos critérios diagnósticos do Colégio Americano de Reumatologia e exame radiográfico do joelho, nas incidências antero-posteriores e perfil, sendo classificado através da escala de graduação radiológica em osteoartrose de Kellgren e Lawrence e classificada em grau 0, 1, 2, 3, 4 que representam respectivamente ausência, duvidoso, mínimo, moderada e severa osteoartrose (Anexo II).

### 1.5.2 Variável Dependente

**Controle Postural:** é definido como o processo pelo qual o sistema nervoso central (SNC), produz padrões de atividade muscular necessários para a relação entre o centro de massa e a base de sustentação, baseado em informações sensoriais de diferentes fontes, usando informações do sistema visual, vestibular e somatossensorial. Este conjunto de informações sensoriais cria um quadro de referências para que o sistema nervoso utilize a melhor estratégia para manter o equilíbrio (MOCHIZUKI, 2001). Operacionalmente, neste estudo, foi verificado através de plataforma de força e foi expresso através de unidade de deslocamento em milímetros (mm).

**Máximo deslocamento do COP:** conceitualmente é definida como o máximo deslocamento do COP alcançado pelo sujeito no intervalo de tempo em que permaneceu na postura (MOCHIZUKI

*et al.*, 2006). Operacionalmente, é identificada como o maior valor de deslocamento do COP obtido durante o intervalo de tempo avaliado, na direção ântero-posterior e na direção médio-lateral, o qual foi expresso em mm.

**Velocidade média do COP (VelCOP):** conceitualmente é definida como a velocidade atingida pelo indivíduo em relação às oscilações do corpo nas direções antero-posterior ( $VEL_{ap}$ ) e médio-lateral ( $VEL_{ml}$ ), durante um determinado intervalo de tempo em que permaneceu na postura em pé. Operacionalmente, a velocidade média foi derivada pela divisão do deslocamento total do COP<sub>ap</sub> e COP<sub>ml</sub> pelo tempo da coleta de dados, neste estudo 25s, para determinar o valor da  $VEL_{ap}$  e  $VEL_{ml}$ , respectivamente (RIACH, STARKES, 1994). Sendo determinada através do seguinte cálculo:

$$VelCOP=N/t$$

Onde N é o número total de pontos (deslocamento do COP) coletados no teste, em uma determinada direção, é t é o tempo total do teste, que neste estudo é 25s. Sendo esta velocidade média calculada para as direções ântero-posterior e médio-lateral e o seu valor expresso em mm/s (REDFERN *et al.*, 2003).

Foi calculado por meio do Microsoft Excel 2007.

**Área da elipse de confiança 95%:** é a área de oscilação do COP de confiança que contém 95% das posições de COP. Operacionalmente, é calculada por meio dos eixos da elipse determinados como 1,96 vezes o desvio-padrão em cada direção, centrada nos valores médios dos deslocamentos máximos em médio-lateral(x) e antero-posterior (y). Em geral, a inclinação do eixo maior da elipse é calculada por regressão linear, onde o y é considerado variável independente (MRL  $y-x$ ), sem levar em consideração se esta é a direção da máxima dispersão (Hasan *et al.*, 1990).

**Coefficiente de Difusão:** Refletem o nível de atividade estocástica do COP ao longo do eixo látero-lateral e antero-posterior em uma superfície de suporte. Calculada através da resultante das curvas médias quadradas do deslocamento multiplicadas pela variação de tempo (COLLINS & DE LUCA, 1993). O estabilograma de difusão permite a identificação deste parâmetro em duas

regiões do gráfico, em curto intervalo de tempo (DST) e em longo intervalo de tempo (DLT). Operacionalmente, foi verificada através do Chattecx Balance System® e foi expresso em  $\text{mm}^2/\text{s}$ . Será calculado pela rotina random walk através do software MatLab 5.3 (Apêndice II).

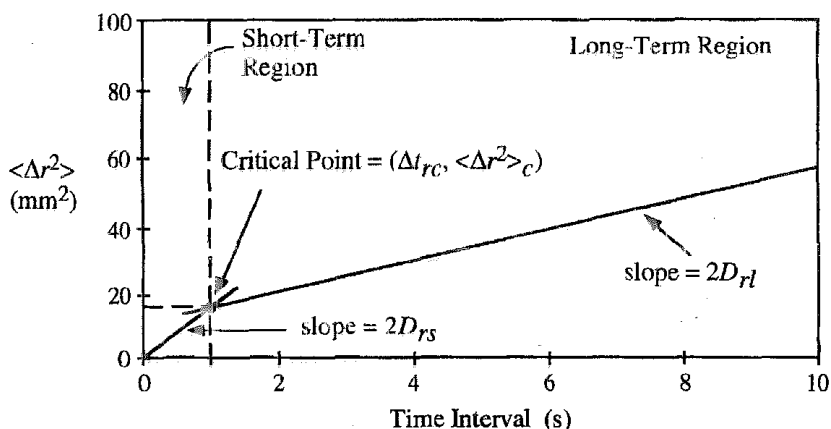


Figura 1- Estabilograma de difusão.  
Fonte: Nolan, Kerrigan (2003).

**Expoente de Hurst:** Avalia a probabilidade do COP em se deslocar para longe ou perto de um relativo ponto de equilíbrio, obtido através da inclinação da regressão linear do gráfico de estabilograma de difusão. Se os dados são completamente randômicos (dados não correlacionados) a linha de regressão observada é plana e o expoente  $H$  é zero (COLLINS, DE LUCCA, 1994). Se os dados representam um puro random walk, ou ruído Browniano  $H$  é 0,5, e é dito que o dado contém correlações de longo alcance triviais. Se  $H$  é diferente de 0 e 0,5, o dado são do tipo ruído  $1/f$ , onde  $f$  é a frequência do fenômeno (COLLINS, DE LUCA, 1993). Foi calculado pela rotina random walk através do software MatLab 5.3 (Apêndice II).

**Ponto crítico ( $\Delta x_2$ ):** Representa a posição que ocorreu a separação das duas regiões (curto e longo intervalo de tempo) no estabilograma de difusão (COLLINS, DE LUCA, 1993). Operacionalmente, foi verificada por meio Chattecx Balance System® e foi expresso em  $\text{mm}^2/\text{s}$ . Foi calculado pela rotina random walk através do software MatLab 5.3 (Apêndice II).

**Instante do ponto crítico ( $\Delta r^2_c$ ):** Refere-se ao momento (instante) que ocorreu o ponto de intersecção das duas regiões (curto e longo intervalo de tempo) no estabilograma de difusão (COLLINS, DE LUCA, 1993). Operacionalmente, foi verificada através Chattecx Balance

System® e foi expresso em segundos (s). Foi calculado pela rotina random walk através do software MatLab 5.3 (Apêndice II).

**Incapacidade Funcional:** Presença de dificuldade no desempenho de atividades da vida diária (DIEPPE, LOHMANDER, 2005). Operacionalmente, será obtida através do questionário de WOMAC (Western Ontário and McMaster Universities) que aborda questões sobre dor, rigidez e incapacidade no repouso e nas atividades de vida diária, permite classificação em leve, moderado, grave, muito grave e extremamente grave.

**Estado Mental:** será quantificado através do escore do questionário MEEM, o qual avalia a presença de déficit cognitivo, envolvendo duas categorias de respostas verbais e não verbais.

**Dor:** Conceitualmente é definida como um sinal de alerta que ajuda a proteger o corpo de danos nos tecidos (SOCIEDADE BRASILEIRA NO ESTUDO DA DOR, 2006). Operacionalmente, será verificado através da Escala de Analógica de Dor e classificada em escala numérica de 0 a 10, onde 0 representa a menor dor referida e 10 a maior dor já experimentada.

**Timed to up and to go test:** Conceitualmente é definida com o tempo que levou para executar a tarefa de levantar da cadeira, caminhar três metros para frente, voltar e sentar na cadeira. Operacionalmente, será verificada através da marcação do cronômetro digital e será expressa em segundos.

### 1.5.3 Variável Controle

**Idade:** serão selecionados para a pesquisa sujeitos com idade acima de 50 anos, mediante a documentação de identidade.

**Queda:** Conceitualmente é definida como deslocamento não-intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial com incapacidade de correção em tempo hábil, determinado por circunstâncias multifatoriais comprometendo a estabilidade (BARAFF *et al.*, 1997).



## REVISÃO DE LITERATURA

Assim, com o objetivo de fundamentar o problema e os objetivos desta pesquisa, a revisão de literatura abordará os temas relacionados às principais alterações fisiopatológicas da osteoartrose do joelho (OAJ), alterações fisiológicas e neuromotoras do processo de envelhecimento, capacidade funcional, controle postural durante a postural ortostática, métodos de avaliação do equilíbrio. Para encerrar, será abordado o equilíbrio em indivíduos caídores.

### 2.1 PRINCIPAIS ALTERAÇÕES FISIOLÓGICAS DO ENVELHECIMENTO

O declínio da capacidade de controle do equilíbrio é um problema comum em idosos, com graves efeitos sobre sua qualidade de vida e um elevado custo social à sociedade. Entre os fatores de risco, podemos citar as alterações fisiológicas que ocorrem durante o processo do envelhecimento incluem: diminuição cognitiva (NEVITT, 1989), reduções da força de músculo (DAUBNEY 1999; DOHERTY 1993), propriocepção (SKINNER, 1984), amplitude do movimento (MILLS, 1994), tempo de reação (STELMACH 1994), mudanças no sistema sensorial (BERG, 1989); e neuromotoras (VANDERVOORT, 1992). Estes fatores afetam de forma negativa a capacidade funcional dos idosos ao executarem suas atividades de vida diária.

Após os 60 anos os indivíduos começam apresentar maior perda da força muscular e menor resistência ao realizar suas tarefas diárias, devido que o ritmo de perda das fibras musculares se acelera e o aumento da latência entre uma contração muscular e outra, resultando na atrofia e conseqüente perda de força muscular. Associada a estas alterações, ocorre, também, a diminuição da elasticidade do tecido, devido à redução de fibras musculares tipo II, de condução rápida, aumento do tecido gorduroso e presença de ligações aleatórias de colágeno,

consequentemente prejuízo de unidades motoras funcionais. Estas circunstâncias, clinicamente, são alterações difíceis de serem detectados, entretanto a diminuição da capacidade de produzir a força máxima, lentidão gradual de movimentos, dificuldades na realização de tarefas que exijam a coordenação motora fina e baixa tolerância ao esforço nas tarefas prolongadas, são sinais que podem demonstrar essas alterações (VANDERVOORT, 1992).

A força muscular é essencial para a saúde e função fisiológica adequada, uma vez que possui uma forte relação com o equilíbrio, desempenho muscular, locomoção, execução das tarefas cotidianas básicas (subir e descer escadas, sentar e levantar-se, entre outras), é um fator predisponente a quedas. Além da força muscular, a potência muscular tem um importante papel em situação de queda iminente, uma vez que o restabelecimento do equilíbrio normalmente depende da rápida ação da musculatura de membros inferiores, porém é a mais acometida durante o processo de envelhecimento (BRANDON *et al.*, 2000), favorecendo a ocorrência de quedas. A fraqueza nos membros inferiores é comum nos idosos e tem sido identificada como a segunda maior causa de quedas (SHEPHARD *et al.*, 1997). Stalenhoef *et al.* (2000), em estudo que propunha a construção de um modelo de risco para quedas em idosos, citam a fraqueza de músculos e articulações como fator de risco para quedas recorrentes em indivíduos com 70 anos de idade ou mais. Brandon *et al.* (2000) demonstraram que a diminuição da força de membros inferiores com o envelhecimento diminui a mobilidade funcional e aumenta a propensão a quedas em indivíduos idosos. Janssen (2006) relata que de 35% dos idosos da população dos EUA têm perda de força máxima muscular considerada moderada e 10% em grave, podendo prejudicar fortemente a execução das AVD's, pois a força muscular é essencial para o bom desempenho nas AVD's.

Além das alterações musculares durante o processo de envelhecimento, a capacidade aeróbica tende a diminuir 1% ao ano contribuindo também para o declínio funcional, podendo se agravar por meio da diminuição da prática de atividade física e o sedentarismo proporcionando maior debilidade e fadiga da musculatura do idoso. Esse sedentarismo torna-se um ciclo vicioso, que, também, contribui para um descondicionamento cardiorespiratório, que tem como consequência o declínio funcional e da mobilidade (VANDERVOORT, 1992).

Paralelo as alterações musculares e cardiorespiratorias, ocorre também degeneração dos receptores proprioceptivos, principalmente nas informações proprioceptivas inconscientes dos

movimentos articulares, as quais influenciam a capacidade de controle da precisão, da agilidade e do automatismo dos movimentos corporais (LEWIS, BOMTTOLEY, 1994).

Com o avanço da idade, os componentes articulares e periarticulares tornam-se menos flexíveis, favorecendo a ocorrência de quedas no idoso, sobretudo em função de perda de mobilidade de quadril, joelhos, tornozelos e coluna vertebral. Assim, gerando alterações no padrão de marcha e dificuldades no desempenho de tarefas cotidianas, como utilizar transportes públicos, transpor desníveis no solo (calçadas, escadas, entre outros) ou até mesmo caminhar. A flexibilidade por provocar uma diminuição acarreta para articulação a sua calcificação, diminuição da viscosidade e da vascularização das cartilagens. Estas alterações gerando desestabilização biomecânica da marcha e desajustes da mobilidade articular pela incongruência de seus compartimentos (GOMES; DIOGO, 2004).

A rigidez das articulações, gerada pela perda da flexibilidade, é uma das características individuais do idoso que contribuem, também, para diminuição da eficiência mecânica da marcha (SHEPHARD *et al.*, 2000). A rigidez da articulação faz com que a base de sustentação tende a se alargar, os passos tornam-se mais curtos e lentos e o tronco tende a flexionar-se para proporcionar estabilidade (MOURA *et al.*, 1999). Além disso, há limitação da amplitude de dorsiflexão dos tornozelos, o que aumenta a chance de tropeços. Uma diminuição da força e aumento da rigidez dos músculos flexores de tornozelo ocasionaria limitação do movimento de flexão dessa articulação, o que, durante a marcha, implicaria maior possibilidade de tropeços e quedas conseqüentes. Rozenfeld (1997) propõe que o enfraquecimento da dorsiflexão do tornozelo pode ser fator importante na gênese das quedas, porque a coordenação entre este movimento e a flexão plantar é crítica para a recuperação de perturbações no equilíbrio. Alguns autores relatam relações (em associação com a força muscular) do declínio de mobilidade de tornozelo, tronco e quadril, com alterações no padrão de marcha, no que toca a sua amplitude, cadência e equilíbrio (MENZ *et al.*, 2003; RINGSBERG *et al.*, 1999). Há fortes evidências da associação entre os níveis de força e flexibilidade com o padrão de marcha do indivíduo e, conseqüentemente, com a possibilidade de quedas.

A flexibilidade de membros inferiores pode ser considerada um fator importante na determinação do risco de quedas, principalmente pela relação que tem com as modificações do padrão da marcha (ADAMS *et al.*, 1999). No entanto, são poucos os estudos disponíveis que identificam a flexibilidade como uma variável de exposição epidemiológica para quedas em

idosos ou que apresenta essa qualidade física como um fator de risco para esses eventos (CARTER *et al.*, 2001). Além disso, sabe-se que a flexibilidade tende a declinar fortemente com o envelhecimento (ADAMS *et al.*, 1999).

As alterações sensoriais, como a hipoestesia discreta distal dos membros inferiores, podem influenciar também o desempenho psicomotor e o equilíbrio. A percepção vibratória e as capacidades reflexas posturais também diminuem, levando a uma dificuldade de manter o seu centro de gravidade verticalmente, sobre sua base de suporte (ALEXANDER, 1994).

No sistema nervoso central, ocorre perda do número de células neuronais e as alterações dos componentes bioquímicos do tecido cerebral têm papel preponderante na realização do ato motor. A diminuição dos neurotransmissores cerebrais é uma das alterações mais importantes decorrentes do processo de envelhecimento que interferem na função motora (LEWIS; BOTTOMLEY, 1994).

O sistema visual também sofre alterações com o envelhecimento, como a diminuição da acuidade e do campo visual, diminuição na sensibilidade ao contraste, redução da adaptação ao escuro e alterações na absorção da luz (ROSENTHAL, 2001). Este decréscimo na capacidade visual pode favorecer o aumento do risco de queda, uma vez que estudos relatam que a oscilação corporal aumenta à medida que as entradas visuais diminuem em testes de equilíbrio (LEE; SCUDDS, 2003; SCHULTZ *et al.*, 1993; ALEXANDER, 1994). Lee e Scudds (2003) verificaram que o equilíbrio funcional de idosos com déficit visual moderado está significativamente ( $p < 0,001$ ) mais comprometido quando comparados a idosos sem problemas visuais.

No sistema vestibular, ocorre redução da habilidade de adaptação, provocando um processo de disfunção vestibular crônica, que pode comprometer o controle postural do idoso, por meio das alterações estruturais e eletrofisiológicas com o envelhecimento, como perda das células vestibulares ciliares e nervosas, aumento do atrito das fibras nervosas do nervo vestibular, perda seletiva da densidade das fibras de mielina e a redução da velocidade de condução do estímulo elétrico no nervo vestibular (SLOANE *et al.*, 1989). Aos 75 anos o indivíduo já apresenta uma perda de 40% da função vestibular. A deterioração vestibular associada à diminuição da sensação periférica e da propriocepção, contribui para a instabilidade postural do idoso, principalmente com os olhos fechados (LEWIS; BOTTOMLEY, 1994; VANDERVOORT, 1992), favorecendo a ocorrência de queda nesta população.

HORAK *et al.* (1990), verificaram que quando a propriocepção e a visão se tornaram deficientes ao teste de equilíbrio, a inclinação corporal dos vestibulopatas foi significativamente maior, chegando à perda total do equilíbrio no momento em que o sistema vestibular atuava isoladamente, demonstrando a importância da integração dos três sistemas simultânea, para gerar respostas apropriadas para a manutenção do equilíbrio (ANACKER, DI FABIO, 1992). Desta maneira, tornar-se esclarecido que a inabilidade na recepção dos elementos sensoriais múltiplos pode ser um fator contribuinte para a instabilidade e, conseqüentemente, um forte risco para quedas.

As mudanças fisiológicas do envelhecimento relacionadas aos receptores proprioceptivos afetam as informações proprioceptivas inconscientes dos movimentos articulares. Estas alterações afetam de forma negativa o controle do equilíbrio nos idosos; levando a diminuição no comprimento e na altura dos passos, na diminuição da flexão de joelhos e tronco, perda de sincronismo de membros superiores e aumento da base de apoio. Tudo isso está relacionado a mecanismos de compensação da marcha e pode resultar em quedas. Assim, influenciando a capacidade de controle da precisão, da agilidade e do automatismo dos movimentos corporais são fatores que podem predispor ao idoso ao desequilíbrio postural. Conseqüentemente, levando a sua queda que conduzem geralmente a ferimento, à perda da independência, a doenças associadas e a morte adiantada (BAKER, 1985, BERG, 1989; ALEXANDER, 1994; LEWIS E BOMTTOLEY, 1994).

## 2.2 OSTEOATROSE DE JOELHO

A expectativa de vida, no Brasil, vem aumentando desde 1950, estando hoje em torno de 72 anos, com previsão de mais 10 anos no ano de 2025 (PAPALÉO NETTO *et al.*, 2005). Segundo os dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) do ano de 2000, a população com idade superior a 60 anos representa um contingente de quase 15 milhões de pessoas, o equivalente a 8,6% da população brasileira, estimando que em 2025, o Brasil chegue a ser o sexto colocado mundial em população idosa, projetando-se a existência de cerca de 32 milhões de pessoas com idade superior a 60 anos (IBGE, 2001, 2002). Entretanto, esse aumento da expectativa de vida nem sempre está correlacionado com a melhora da qualidade de vida. Muitas vezes, o envelhecimento associa-se à presença de comorbidades com maior possibilidade

de desenvolver doenças crônicas degenerativas, tal como OAJ, gerando cuidados com saúde de alto custo o de alta complexidade (DIAS; DIAS, 2002).

A doença articular degenerativa é um dos maiores problemas da área de saúde, é considerada, na realidade, um dos processos patológicos mais frequentes da espécie humana (BARONE; SILVA, 2004). Sendo, geralmente, resultante do efeito do próprio processo de envelhecimento que reduz o número de sarcômeros em paralelo por hipotrofia das fibras musculares, e também por reduzir a velocidade máxima de encurtamento das fibras musculares, devido à redução de sarcômeros em série por redução no comprimento das fibras musculares. Desta forma, ocorre diminuição da ativação voluntária do músculo agonista e mudanças no grau de coativação agonista-antagonista, resultando em desequilíbrio músculo-esquelético, colocando a articulação em situações de sobrecarga mecânica (HAKKINEN *et al.*, 1998; HARRIDGE *et al.*, 1999; GABRIEL *et al.*, 2006).

Em geral, o aumento da expectativa de vida significa no aumento da incidência de casos de OAJ e redução da qualidade de vida desta população. Quanto maior a expectativa de vida desta população, maior será a disfunção física geradora da incapacidade funcional (VAS *et al.*, 2007), podendo gerar distúrbios no controle postural, favorecendo o risco de queda nesta população.

Osteoartrose é uma doença reumática degenerativa que atinge as articulações sinoviais e se caracteriza por apresentar alterações na cartilagem articular (MARQUES; KONDO, 1998; COIMBRA *et al.*, 2002), podendo ser classificada como primária (idopática), resultante do processo de envelhecimento fisiológico; ou secundária, gerada por desgaste articular devido a fatores externos.

Como inicialmente descrito, a incidência e a prevalência da osteoartrose de joelho estão diretamente relacionadas com a idade. A OAJ apresenta repercussões clínicas relevantes e acomete entre 17% e 30% dos idosos com idade acima de 65 anos, sendo maior a incidência, prevalência e gravidade nas mulheres em relação aos homens (FELSON, 2006; SRIKANTH, 2005). Nos países desenvolvidos, a incidência de osteoartrose sintomática de joelho está aproximadamente em torno de 240 casos/ano por 100.000 pessoas (ARDEN; NEVITT, 2006).

Embora as causas da OAJ idiopática sejam ainda não esclarecidas, porém já é compreendido que sua causa é multifatorial, podendo ocorrer por influência genética, distúrbios metabólicos, hormonais, idade avançada e pela participação de citocinas inflamatórias, sendo que

dependendo da articulação têm-se fatores diferenciados (DIEPPE; LOHMANDER, 2005; COIMBRA *et al.*, 2004). Falopa *et al.* (2006) e Marx *et al.* (2006) classificam a causa da osteoartrose em vários padrões de disfunção articular, como os estresses biomecânicos capazes de atingir a cartilagem articular e o osso subcondral que resultam em degeneração da cartilagem articular com simultânea proliferação do tecido ósseo, cartilaginoso e tecido conectivo.

O osso subcondral sem a proteção da cartilagem articular fica exposto a tensões excessivas e em resposta a essas tensões, o osso forma cavidades ósseas semelhantes a cistos. O aparecimento da cartilagem regeneradora dentro e sobre a superfície óssea subcondral e a remodelação óssea associada à perda da cartilagem articular, mudam a aparência da articulação e podem acarretar encurtamento para o membro, portanto alterações na estabilidade e no equilíbrio (BARONE; SILVA, 2004).

O processo de degeneração da cartilagem leva à frouxidão capsular, como resultado do remodelamento ósseo e distensão capsular, resultando em hiper mobilidade ou instabilidade em parte da amplitude de movimento (KISNER; COLBY, 1998). Desta forma, pode favorecer o aumento da instabilidade postural durante as realizações das atividades de vida diárias, conseqüentemente, o aumento do risco de queda nesta população.

A sinovite presente na OAJ é caracterizada por uma leve infiltração focal de histiócitos, linfócitos e plasmócitos, diferente do aspecto inflamatório intenso e generalizado (VANNUCCI, 2002). A inflamação é um fator importante no desenvolvimento da doença e na sua repercussão clínico-funcional (BONNET; WALSH, 2005), ou seja, na sua capacidade funcional.

A dor e a incapacidade física são problemas relevantes em indivíduos com OAJ, assim como a fraqueza muscular. Segundo Almeida *et al.* (2001) a dor tem inicialmente caráter protocinético, evoluindo para dor aos movimentos e ao repouso, juntamente com a dor outros sintomas predominantes estão presentes, como edema, crepitação articular de instalação usualmente insidiosa com sinais flogísticos habitualmente leves, limitação funcional da amplitude de movimento articular que pode originar-se de uma contratura muscular, distensão da cápsula articular, inflamação, presença de corpos estranhos intraarticular, deformidades com incongruência na superfície articular ou até por atitude antálgica.

A dificuldade de movimentação das articulações após períodos de inatividade (rigidez) e na realização das tarefas funcionais, a presença de crepitação e a limitação da amplitude de movimento (ADM) também são queixas freqüentes dos portadores de OAJ. Estes fatores podem

influenciar negativamente o seu desempenho nas realizações de suas tarefas diárias, favorendo ao aumento da instabilidade postural, e conseqüentemente, o aumento da probabilidade de risco à queda.

Os indivíduos com OAJ apresentam redução da força muscular do quadríceps, especialmente do vasto medial, com espasmos da musculatura adjacente do joelho, podendo ou não estar associada à atrofia da muscular, à dor e ao edema (ATRA, 1995; THOMSON; SKINNER, 1994). Esse fator, por sua vez, contribui para a perda da independência funcional nas AVD's, afetando negativamente a qualidade de vida do indivíduo, contribuindo para risco de quedas e fraturas (VREEDE *et al.*, 2004).

De modo geral, estas circunstâncias reduzem a confiabilidade do portador de OAJ a executar suas atividades de vida diária (AVD's), como subir e descer escadas e caminhar ao redor de casa. Assim, predispõem a estes indivíduos a temer a queda, levando a sua inabilidade e não somente medo da queda, mas também o medo de ser incapaz de se levantar caso caia.

Do ponto de vista de incapacidade, a dor crônica é a principal causadora de desordens orgânicas, associada, em geral, a manifestações psíquicas, sociais e comportamentais, não permitindo a utilização de um único mecanismo para explicá-la (BARONE *et al.*, 2004).

Dentre as diversas funções prejudicadas com o avanço da idade associada à osteoartrose, está a função neuro-muscular que quando diminuída e agregada com as alterações da morfologia da articulação causada pelo processo degenerativo. Assim, afeta significativamente a qualidade de vida deste indivíduos por meio da instabilidade articular, levando-os à incapacidade para a realização das atividades cotidianas. Deste modo, muitas vezes, tornando-os dependentes do auxílio de outros e a temer a queda, uma vez que não tenham uma função neuromuscular adequada para responder as perturbações do equilíbrio geradas durante a execução das tarefas funcionais.

A estabilidade articular funcional pode ser definida como a habilidade da articulação de retornar ao seu estado original após sofrer uma perturbação do seu equilíbrio. Dessa forma, a estabilidade articular reflete a capacidade da articulação de resistir à perturbação. Para a realização de movimentos funcionais durante atividades esportivas e de vida diária, a estabilidade articular é um requisito essencial (AQUINO *et al.*, 2004), que muitas vezes se encontra prejudicada nos portadores de OAJ.



Os principais mecanismos neuromusculares propostos para explicar o controle à estabilidade articular são a propriocepção, o reflexo ligamento-muscular e o ajuste dinâmico da rigidez através da co-contracção muscular (AQUINO *et al.*, 2004). Uma vez, estes mecanismos estejam alterados, o indivíduo é submetido à grande instabilidade postural, podendo ter risco à queda.

A propriocepção é um termo utilizado para descrever todas as informações neurais originadas nos proprioceptores das articulações, músculos, tendões, cápsulas e ligamentos, que são enviadas através de vias aferentes ao sistema nervoso central (SNC), de modo consciente ou inconsciente, sobre as relações biomecânicas dos tecidos articulares, as quais podem influenciar o tônus muscular, programas de execução motora e coordenação, cinestesia, reflexos musculares, equilíbrio postural e estabilidade articular (BACARIN *et al.*, 2004), que em graus avançados da OAJ se encontram alterados. Estudos feitos por Koralewicz, Ench (2000) indicam que a propriocepção tende a declinar principalmente em idosos com osteoartrose. Desta forma, tem-se a necessidade de averiguar o equilíbrio e capacidade funcional destes idosos conforme cada grau de sua evolução.

Os portadores de OAJ apresentam declínio no nível proprioceptivo, resultam em maior dificuldade para realizar atividades funcionais, que envolvam, principalmente, mobilidade, a coordenação e transferência em comparação com indivíduos saudáveis (CAMARGOS *et al.*, 2004).

Considerando que a coordenação, equilíbrio e habilidades motoras funcionais são interdependentes e são afetados pelos sistemas sensoriais, particularmente os sistemas somatossensorial e proprioceptivo; os quais se encontram em déficit nos indivíduos com OAJ, assim a aprendizagem e desempenho habilidades funcionais não serão adequados nestes indivíduos. Quando há alguma lesão músculo-esquelética ou neuromuscular e se desenvolvem comprometimentos subsequentes como perda de força, imobilidade dos tecidos moles ou perda da resistência física, como ocorrer na evolução da osteoartrose, a coordenação, equilíbrio e habilidades funcionais poderão ser também afetados, levando a incapacidade e deficiências (KISNER, COLBY, 1998). A coordenação neuromuscular desempenha importante papel na manutenção do equilíbrio na posição ereta (ELLENBECKER, 2002), para garantir a execução das tarefas funcionais adequadamente e evitar a queda.

A informação aferente de mecanorreceptores é analisada no sistema nervoso central para posição e movimento da articulação, de modo que possam ser avaliados os estados estáticos em comparação com os estados dinâmicos, equilíbrio em comparação com desequilíbrio. Após processada e avaliada, essa informação proprioceptiva é capaz de influenciar o tônus muscular, controle motor e percepções cognitivas ou consciência cinestésica (ELLENBECKER, 2002). Desta forma, o risco de quedas, principalmente em portadores de OAJ, esta se relaciona com a alteração do sistema proprioceptivo, já que a presença de instabilidade deve-se à oscilação postural.

De modo mais simples, pode-se compreender OAJ como uma insuficiência qualitativa e quantitativa da cartilagem articular associada a alterações típicas do osso subcondral que pode gerar distúrbios neuro-musculoesquelético, proprioceptivos e instabilidade articular. Assim, gerando incapacidade e deteriorização da qualidade de vida, devido ao aumento da dor, à perda da mobilidade e à consequente perda da funcionalidade física. Desta forma, a osteoartrose pode ser considerada uma agente geradora do distúrbio do controle postural, sendo um risco à queda.

### 2.3 CAPACIDADE FUNCIONAL

Para os profissionais da saúde, é importante a manutenção da independência e autonomia do indivíduo. A independência funcional é definida como a capacidade de realizar algo com seus próprios meios. Autonomia é a capacidade de decisão e comando sobre suas ações, independência moral e liberdade para satisfazer suas necessidades (NERI, 2001).

A dependência acentuada está diretamente relacionada com o elevado grau de incapacidade funcional. Uns dos fatores que leva à incapacidade funcional são redução da massa muscular, diminuição da força muscular, os déficits proprioceptivos, a integridade do sistema neuromuscular e a dor (HUXHAM et al., 2001), por ocasionar sensação de fraqueza, instabilidade e, conseqüentemente, a diminuição da sua confiança ao realizar as AVD's (JOHANSSON *et al*, 1991), principalmente nos portadores de OAJ de casos mais avançados. Conseqüentemente ocasionará a estes indivíduos redução da sua mobilidade funcional, aumentando a dificuldade para realizar suas ADV's, afetando negativamente a sua independência funcional. Além disto, estudos têm demonstrado que a massa muscular e a força de contração

diminuem com o envelhecimento (JANSSEN, 2006), aumentando ainda mais a pré-disposição dos portadores de OAJ à incapacidade física e à perda da independência funcional do que os não portadores.

Vários estudos relatam que a fraqueza muscular relacionada com a idade (AMATUZZI *et al.*, 2004; FRONTERA *et al.*, 2000) e a OAJ (HURLEY *et al.*, 1997; PAI *et al.*, 1997; WESSEL, 1996) afetam preferencialmente as extremidades inferiores, comprometendo diretamente o seu desempenho muscular, que é crucial para caminhar, manter o equilíbrio, subir escadas, levantar e mover objetos, levantar da cadeira, da cama ou do chão, limpar a casa, banhar-se ou se vestir, que são as primeiras atividades afetadas pela osteoartrose senil de joelho (DAVINI; NUNES, 2003; HENWOOD; TAAFFE, 2005; VREEDE *et al.*, 2004).

Portanto, a incapacidade física pode levar à diminuição do nível de atividade física, resultando em diminuição do estímulo para o músculo, levando a uma significativa fraqueza muscular no decorrer dos anos (PEREIRA; GOMES, 2003). Desta forma, submete ao portador de OAJ e ao idoso um estilo de vida sedentário que, por sua vez, é um dos fatores que contribuem para a perda da independência funcional nas AVD's (VREEDE *et al.*, 2005). Além de prejudicar a sua qualidade de vida, bem como o expõem ao portador de OAJ e ao idoso ao maior risco de quedas, e conseqüentemente as fraturas (DAVINI; NUNES, 2003; REUBEN *et al.*, 1995; VREEDE *et al.*, 2004).

Atualmente, avaliação de capacidade funcional é realizada mediante o uso de instrumentos multidimensionais, os quais podem abranger aspectos relacionados com a manutenção das habilidades físicas e mentais necessárias para uma vida independente e autônoma (GORDILHO *et al.*, 2002), tal como teste de capacidade funcional, cardiorespiratória, flexibilidade, equilíbrio, força, resistência muscular e cognitivo, são exemplos de avaliações de funções específicas de sistemas orgânicos. Portanto, os indivíduos com bons escores nessas avaliações, pode-se considerar independentes nas AVD's (GRAY *et al.*, 2006). No entanto, estas atividades dependem do contexto social, do ambiente e do psicológico em que o indivíduo vive (CLARKE, GEORGE, 2005). Desta maneira, não é correto avaliar o desempenho dos idosos nas suas AVD's sem levar em consideração o seu ambiente, pois o ambiente difere constantemente no desempenho das AVD's da capacidade funcional para atividades motoras ou cognitivas específicas. Assim, os indivíduos com diagnóstico de OAJ, mas que tenham razoável capacidade de marcha, verificada em testes funcionais apropriados, poderão ser independentes na tarefa de ir

às compras ou de fazer uso de transporte público, se não encontrarem pela frente barreiras físicas, como escadas e terrenos irregulares. De modo similar, as pessoas sem doenças e com bom desempenho físico em testes de capacidade funcional poderão estar aptas a sair de casa e fazer as mesmas atividades, caso não se depare com mudanças climáticas que inviabilizem sua exposição ao ambiente externo em determinado momento (PAULA, 2007).

A marcha é outro fator imprescindível para a função física durante o envelhecimento e o avanço da OAJ. Estudos têm relatado que a simples percepção da dificuldade de caminhar é o ponto crucial do início do processo de declínio funcional (GRAF *et al.*, 2005; JYLHÄ *et al.*, 2001). Durante o processo de envelhecimento, devido às alterações neuromusculares há modificações da marcha, tal como diminuição no comprimento e na altura dos passos (que leva à diminuição da velocidade da marcha), diminuição da flexão de joelhos e tronco, perda de sincronismo de membros superiores e aumento da base de apoio. Assim ao considerar que estas alterações da marcha podem ser agravadas quando há presença de processo degenerativo das articulações de suporte, tal como a OAJ poderá favorecer o aumento da probabilidade de risco de queda nestes indivíduos em comparação aos indivíduos saudáveis da mesma faixa etária.

Outro aspecto importante na avaliação do desempenho físico é o equilíbrio, já intensamente debatido nos itens anteriores. Portanto, a função física envolve quatro aspectos: a força muscular, a marcha, a destreza manual e o equilíbrio. Estes aspectos são amplamente reconhecidos como componentes fundamentais para a qualidade de vida e possibilita o maior indicador aceito universalmente como estado de saúde em idosos e em indivíduos com OAJ (KAWAMOTO *et al.*, 2004).

Uma avaliação funcional pode ser constituída por vários itens, entre os mais citados pela literatura, estão incluídas questões referentes à mobilidade (deambulação em distâncias determinadas, mudanças no curso da marcha, levantar e se assentar em uma cadeira, mudanças de decúbito e transferências), a atividades básicas de vida diária (vestir-se, alimentar-se, tomar banho, etc.) e atividades instrumentais de vida diária (pegar ônibus, cozinhar, arrumar a casa e outras), além de algumas avaliações que contemplam o desempenho do indivíduo no trabalho, no ambiente social e no lazer (BUCHNER *et al.*, 1995).

Paralelamente às escalas que estudam as AVD's, percebe-se também a tendência ao desenvolvimento de testes para a mobilidade e o equilíbrio dos idosos, tendo em vista a participação fundamental desses fatores na determinação do bom desempenho nas atividades da

vida cotidiana. Com a intenção de oferecer um instrumento mais prático e de aplicação rápida para análise da marcha, Podsiadlo e Richardson (1991), que propuseram o “*Timed Up and Go*”, neste teste o indivíduo é orientado a se levantar de uma cadeira, a andar três metros e retornar à mesma, sentando-se, no tempo de realização do teste é registrado, permitindo a utilização de órteses, próteses ou os dispositivos auxiliares de marcha usuais dos pacientes (bengala, muleta, andador ou nenhum).

A capacidade funcional é um componente integral das atividades diárias, entretanto, seu controle é complexo e multifatorial, pois a tarefa que está sendo empreendida e o ambiente em que está ocorrendo, afeta a capacidade do indivíduo de controlar o equilíbrio, alterando a biomecânica do movimento e o processamento de informações (HUXHAM et al., 2001, GRAY et al., 2006). Assim, é de se esperar que indivíduo acometido por menor número de enfermidades apresente melhor desempenho nos testes de capacidade funcional e esteja menos sujeito aos riscos de depender de outras pessoas (GRAY et al., 2006). Desta forma, vários estudos têm sido publicados sobre os fatores de risco de queda em idosos, porém ainda não está claro se a condição da capacidade funcional é um fator essencial para o risco de queda em idosos, menos ainda em portadores de OAJ.

## 2.4 CONTROLE POSTURAL DURANTE A POSTURA ORTOSTÁTICA

O ser humano é capaz de adotar uma infinidade de posturas, exigindo uma ação efetiva do sistema de controle postural com objetivo de manter a orientação e o equilíbrio do corpo (HORAK, 2006). Dentro deste sistema existem dois parâmetros a serem considerados, um envolvendo a orientação postural, ou seja, a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos próprios segmentos e ao meio ambiente, e o outro, o equilíbrio postural, representado por relações entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio corporal durante as ações motoras (HORAK, MACPHERSON, 1996). Estes dois, a orientação postural e o equilíbrio postural são constituídos por fenômenos distintos, no entanto, apresentam relações dependentes (BARCELLOS, IMBIRIBA, 2002).

A manutenção do equilíbrio postural é garantida pela interação complexa entre os sistemas que compõem o controle postural: o sistema sensorial, o sistema nervoso central (SNC)

e o sistema motor. O sistema sensorial é responsável por captar informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação aos outros segmentos e ao ambiente e informações sobre as forças que estão atuando sobre o corpo (força da gravidade). Estas informações provenientes principalmente dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (HORAK, 2006; BARETA, 2000; HORAK, MACPHERSON, 1996) são enviadas ao SNC.

O sistema visual tem um papel essencial na manutenção da postura adequada e na percepção da própria posição no espaço (FERDJALLAHA *et al.*, 2002), pois influencia ao equilíbrio postural por meio do estímulo visual aos núcleos vestibulares, uma vez que os neurônios transmitem sinais dos movimentos oculares aos centros oculomotores e estes se projetam até aos níveis cervicais da medula espinhal, aparentemente agindo no controle dos reflexos cervicais (COHEN, 2001). Este sistema é interpretado pelo SNC, havendo uma complexa interação entre o sistema neural (processamento de informações) e o sistema músculo-esquelético (efetor). No entanto, não são imprescindíveis para o controle postural, ou seja, é possível manter o equilíbrio com olhos fechados (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

O sistema vestibular contribuiu na manutenção do equilíbrio por detectar o movimento da cabeça, oferecendo informações sobre a posição relativa do corpo. O sistema nervoso utiliza essa informação para auxiliar no controle do equilíbrio por meio de geração de reflexos posturais, que mantêm a cabeça ereta e para facilitar a orientação espacial pela sinalização de direção da gravidade, mantendo os limites de alterações de pequenas distâncias da posição (COHEN, 2001). No entanto, o sistema vestibular sozinho não é capaz de fornecer ao SNC uma percepção verdadeira da posição e movimento do corpo no espaço; por exemplo, o SNC não pode distinguir entre um simples aceno com a cabeça (movimento da cabeça sem movimento do tronco) e uma inclinação para frente (movimentação da cabeça junto com o tronco), usando somente as informações deste sistema (HORAK, SHUPERT, 1994); havendo necessidade da integração dos outros sistemas para a manutenção do equilíbrio postural, ou seja, a integração do sistema visual e sensorial.

O sistema sensorial fornece informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação à posição de outros segmentos e ao ambiente. Este sistema é formado por receptores periféricos de toque e de posição que têm especial relação com o controle postural, localizados na pele (mecanorreceptores), músculos (fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi), tendões, ligamentos, tecidos conectivos das articulações e órgãos internos. Estes receptores são sensíveis a

deformações mecânicas na superfície do corpo, estimula a sensação de toque e a distorções físicas, como alongamento e flexão, fornecendo a posição do corpo no espaço, a direção e a intensidade do movimento. Existem duas sub-modalidades de propriocepção nos membros, a percepção da posição estacionária e a percepção do movimento dos membros. Estas sensações são importantes para a manutenção do equilíbrio para controlar os movimentos dos membros e para avaliar a forma de objetos (GHEZ, 1991).

Maurer *et al* (2000) consideram que a noção de movimento do corpo é baseada primeiramente sobre sinais puramente proprioceptivos do movimento do corpo relativo à superfície do suporte. Os sinais proprioceptivos são transformados em coordenadas no espaço pela combinação com noções proprioceptivas vestibulares do movimento no espaço, com um novo conceito que postula que o corpo é estabilizado pelos mecanismos proprioceptivos entre corpo e superfície de suporte, nos quais a informação visual poderia não ter um papel no suporte da postura estática sem movimento.

O SNC, num processo contínuo e dinâmico, é responsável por integrar as informações sensoriais para obter uma informação mais precisa sobre a configuração do corpo no espaço para selecionar respostas motoras adequadas (HORAK, 2006; BARETA, 2000).

O sistema motor é responsável pela execução das ações motoras com a finalidade de garantir a projeção vertical do centro de massa (CM) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés); dar estabilidade ao corpo suportando as forças que estão continuamente sendo aplicadas a ele (tal como, a força da gravidade) e, dar estabilidade ao corpo durante a realização de movimentos voluntários com um ou mais segmentos corporais (HORAK, 2006; BARETA, 2000). Durante a postura ortostática quase-estática, a projeção do CM se move continuamente, aproximadamente 1 cm na direção antero-posterior e 0,5 cm na direção medio-lateral, em adulto jovem saudável (ROTHWELL, 1994).

Para controlar a postura, é necessário que o sistema de controle postural realize três funções simultaneamente, sustentação, estabilização e equilíbrio. Os músculos apropriados devem ser contraídos para sustentar o corpo contra a gravidade; os segmentos sustentados devem ser estabilizados quando outros estão sendo movidos; e o corpo deve ser corretamente equilibrado na sua base de apoio. Isto significa que num ambiente estacionário, a projeção do CM sobre a superfície deve ficar dentro da base de apoio (ROTHWELL, 1994).

Os limites de estabilidade são operacionalmente a área no plano horizontal em que a CM pode ser movida de forma segura sem mudar a base de apoio, podendo sofrer alterações de acordo com a biomecânica do corpo, isto é, com a morfologia e a configuração do corpo, torque articular, velocidade em que o torque pode ser desenvolvido e a amplitude de movimento articular; as demandas da tarefa e a base de apoio do corpo; e as condições da superfície de suporte, incluindo características como inclinação, tamanho e fricção. Conforme as condições da biomecânica do corpo, das demandas das tarefas e das características da superfície de apoio sofrem alterações, as respostas posturais também mudam proporcionalmente. De tal forma, que uma pessoa que está em pé, com os pés firmemente apoiados no chão, pode se inclinar para frente ou para trás (cerca de oito graus para frente e quatro graus para trás), sem perder o equilíbrio ou dar um passo (McCOLLUM, LEEN, 1989). Um limite real da estabilidade, para qualquer indivíduo é em qualquer situação e é determinado por limitações biomecânicas, como a firmeza e o tamanho da base de apoio e por restrições neuromusculares, como a força e a rapidez da resposta muscular (SHUMWAY-COOK; McCOLLUM, 1991).

As respostas posturais automáticas ou reações compensatórias são caracterizadas pela ativação de um conjunto de músculos em resposta a perturbações. Estes padrões de atividade muscular correspondente às características cinemáticas têm sido denominados de "estratégias posturais". Em particular, duas estratégias posturais foram consistentes em resposta a perturbações externas aplicadas à superfície de suporte em diferentes velocidades: a "estratégia do tornozelo" e a "estratégia do quadril" (GATEV, 1999; BARETA 2000).

Quando uma perturbação externa é aplicada à superfície de suporte de forma lenta, a manutenção do equilíbrio em adultos é garantida pela ativação sequencial de músculos distais a proximais. Quando uma oscilação para trás é induzida por uma perturbação à frente, a seqüência é caracterizada pela ativação dos músculos da região anterior do corpo. Quando a oscilação para frente é induzida por uma perturbação para trás, os músculos posteriores do corpo são ativados em uma seqüência do tornozelo ao tronco. Tais padrões de atividade muscular e correspondentes características cinemáticas caracterizam a "estratégia do tornozelo". Na estratégia do tornozelo, o corpo tende a mover como um pêndulo rígido invertido, com maior amplitude de movimento,, ocorrendo na articulação do tornozelo (Figura 1-A) (GATEV, 1999; CARRIE *et al.*, 2003).

Quando as mesmas perturbações, citadas no parágrafo anterior, são aplicadas em um indivíduo sobre uma superfície de suporte estreita ou aplicadas muito rapidamente, o corpo tende



a mover como um pêndulo duplo invertido, um articulando o quadril e o outro o tornozelo, cujos movimentos na articulação do quadril são acompanhados por movimentos excessivos do tronco e cabeça. Nessa estratégia, denominada de estratégia do quadril, a ordem de recrutamento dos músculos é invertida para uma sequência de ativação proximal-distal na tentativa de reduzir os deslocamentos do CM (Figura 1- B) (GATEV, 1999; BARDY *et al.*, 1999; HORAK; MACPHERSON, 1996; RUNGE *et al.*, 1999).

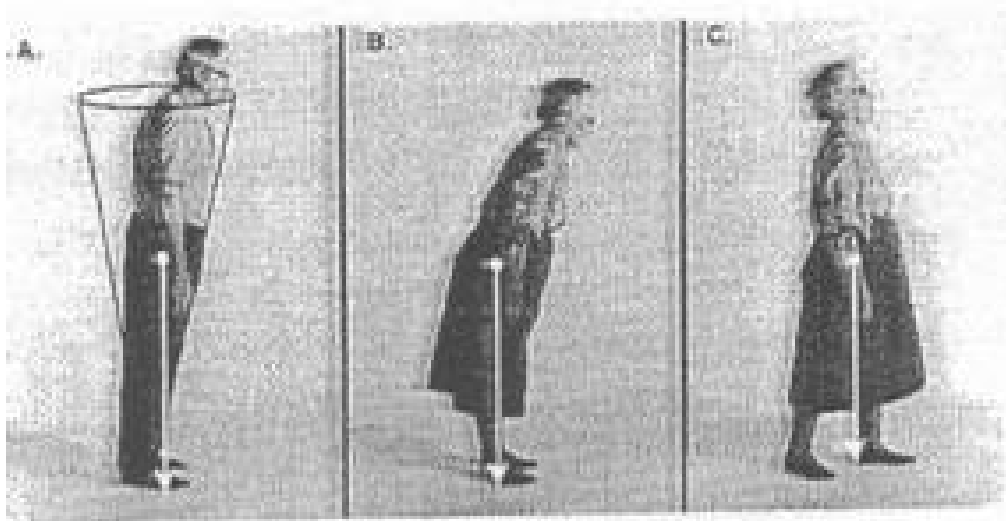


Figura 2 - Estratégia do controle postural para permanecer o corpo em Equilíbrio. [A] Estratégia do tornozelo. [B] estratégia do quadril. [C] Estratégia do passo.

Fonte: BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepçãoação no controle postural. Revista Paulista de Educação Física. 2000; Supl 3: 79-88.

No entanto, na estratégia do tornozelo, os movimentos ocorrem “primariamente” no tornozelo e não exclusivamente nessa articulação. Nesta estratégia, movimentos na articulação do tornozelo são acompanhados por movimentos na articulação do quadril na mesma direção (em fase) enquanto na estratégia do quadril, os movimentos do tornozelo e quadril ocorrem em direções opostas (fora de fase, BARDY *et al.*, 1999). Portanto, parece que em nenhum momento há uma estratégia “puramente” do quadril e nem do tornozelo. Desta forma, as estratégias envolvem movimentos em ambas as articulações em menor ou maior grau de envolvimento (BARDY *et al.*, 1999; MARIN *et al.*, 1999; RUNGE *et al.*, 1999).

Em casos extremos, quando uma grande perturbação mecânica é aplicada fazendo com que o CM seja deslocado para fora da base de suporte compreendida pelos pés, nem a estratégia

do quadril, nem a do tornozelo consegue manter o corpo em equilíbrio. Assim, outra estratégia, chamada de “estratégia do passo”, é utilizada. Neste caso, um passo é dado para manter o alinhamento postural do corpo e a projeção do CM dentro da base de suporte (Figura 1-C) (HORAK *et al.*, 1997).

Buchanan e Horak (2001; 2003) observaram que um aumento da frequência da perturbação na superfície de suporte gerou a adoção de uma nova estratégia, a estratégia do quadril; e ao contrário, a redução dessa frequência levou à adoção da estratégia do tornozelo. A passagem de uma estratégia para outra ocorreu de forma gradual pela supressão de movimento de uma articulação e uso de outra articulação. Uma vez que os indivíduos continuam a usar a mesma estratégia anterior e gradativamente mudam para uma nova estratégia, mostrando uma mistura de duas estratégias antes de adotar definitivamente um novo padrão de coordenação postural.

Prado *et al.* (2007) investigaram equilíbrio postural durante tarefas duplas em adultos jovens e idosos. Os sujeitos executaram tarefas visuais diferentes sobre a plataforma de força. As tarefas variam de acordo com a natureza das tarefas visuais (que olhavam um alvo em branco contra uma tarefa visual de busca) e da distância de alvos visuais (perto contra distante). Foi avaliado o centro do deslocamento da pressão por meio da plataforma de força e a cinemática dos movimentos angulares dos segmentos do corpo. Notou-se que ambos os grupos apresentaram o equilíbrio postural significativamente maior no sentido médio-lateral durante a condição olhos-fechados em comparação aos olhos abertos. No sentido antero-posterior, este efeito foi observado somente para o grupo idoso. Ambos os grupos tiveram bom desempenho na tarefa de contar letras no quadro. Entretanto, os adultos idosos foram significativamente mais lentos em comparação aos adultos jovens saudáveis. A amplitude do equilíbrio postural foi maior para os adultos idosos do que para os adultos jovens em todas as circunstâncias. Contudo, os adultos jovens e idosos apresentaram reduções significativas no equilíbrio durante o desempenho do equilíbrio relativo para a tarefa da busca durante a visão de um alvo em branco. O equilíbrio foi melhor para ambos os grupos, em comparação a distância do alvo visualizado, sendo que quanto mais perto, melhor era a condição de equilíbrio. Os resultados sugerem que, apesar do aumento total no equilíbrio postural com o envelhecimento, a integração da informação visual pelo sistema de controle postural não está afetada pelo envelhecimento. Os resultados suportam a idéia de que as tarefas duplas não conduzem necessariamente a um aumento no equilíbrio postural.

O equilíbrio apresenta deterioração progressiva com o envelhecimento. Entre os fatores que concorrem para isso, pode ser citada a perda progressiva das células nervosas, diminuição da função proprioceptiva das articulações, processos degenerativos de estruturas do ouvido interno (sáculo e utrículo) e enfraquecimento muscular (BRANDON *et al.*, 2000). Com isso, reduz-se a habilidade para controlar os movimentos corporais, inclusive os movimentos corretivos necessários quando o centro de gravidade é deslocado por uma força externa (MOURA *et al.*, 1999). Com isso, as respostas de correção à perda do equilíbrio são iniciadas mais lentamente ao se desequilibrarem, os idosos falham na seleção das respostas, especialmente as mais complexas, que requerem velocidade e precisão.

## 2.5. AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO

Dentre os esforços para minimizar as quedas, inúmeros procedimentos vêm sendo criados, entre eles, a recomendação de se realizar uma boa avaliação de triagem para a população de risco. Nesse contexto, diversos modelos de instrumentos foram e ainda são criados para possibilitar uma detecção precoce daqueles indivíduos que apresentam maior risco de quedas.

Os instrumentos que avaliam o equilíbrio dividem-se em testes laboratoriais e testes funcionais. Embora os testes laboratoriais apresentem uma melhor precisão e melhor potencial para detectar distúrbios do equilíbrio, os testes funcionais têm a vantagem de serem de fácil aplicação com baixo custo e seus resultados mostrarem implicações terapêuticas mais aparentes (BERG *et al.*, 1992).

Vários estudos vêm sendo realizados com o intuito de comparar diferentes testes funcionais para avaliação do equilíbrio em idosos. Entre os testes mais utilizados estão a *Berg Balance Scale* (BBS), teste clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB), *Funcional Reach*, Escala de equilíbrio de Tinetti e teste *Timed Up and Go* (TUGT). Cada teste avalia diferentes fatores relacionados ao equilíbrio e cada qual tem suas vantagens e desvantagens (BERG *et al.*, 1992; CHIU *et al.*, 2003; CHO, KAMEN, 1998; NAKAMURA *et al.*, 1998).

Para calcular o risco de um indivíduo cair, é necessária uma avaliação dos vários fatores de risco. Entre estes fatores, é fundamental a investigação da presença de patologias associadas à queda, a qual pode ser obtida por meio de um exame físico e anamnese; como também, é

importante detectar os déficits de equilíbrio, da marcha e da força muscular, os quais só podem ser avaliados pelos testes de desempenho. Estes testes têm como vantagem serem de fácil aplicação e de baixo custo. Vários estudos utilizaram instrumentos de avaliação funcional de equilíbrio e houve alta correlação com quedas (NEVITT, 1997, TINETTI, 1986, FLAHERTY *et al.*, 2002).

### **2.5.1 Escala De Equilíbrio De Berg (BBS)**

A escala de equilíbrio de Berg (EEB) tem como objetivo medir a habilidade do equilíbrio dos indivíduos enquanto praticam tarefas funcionais. Possui uma escala de zero a quatro com quatorze itens a serem avaliados. Na pontuação zero, o participante é incapaz de fazer a tarefa solicitada e a pontuação quatro mostra que o participante é capaz de completar a tarefa baseada no critério que está sendo designado a ele.

Os itens consistem de tarefas simples de mobilidade, como, por exemplo, transferir-se, permanecer estático, progredindo às tarefas mais difíceis, como o ato de sentar-se à posição confortável, estar com pés juntos, e, finalmente, à posição de ficar num único pé (KORNETTI *et al.*, 2004)

O máximo de pontuação nesta escala é 56 (KORNETTI *et al.*, 2004; MIYAMOTO *et al.*, 2004). O decréscimo na pontuação dessa escala foi associado a um risco elevado de quedas. Na amplitude de 56 a 54, a cada ponto a menos na escala de Berg era associado a um aumento de 3 a 4% no risco de quedas. Entretanto, na variação de 54 a 46, uma alteração de um ponto nessa escala foi associada um aumento de 6 a 8% no risco de quedas. Abaixo de 36, o risco de queda era próximo dos 100%. Portanto uma alteração na pontuação da EEB pode não predizer em que atividade o risco de queda será mais eminente de acordo com a atividade avaliada (SHUMWAY, WOOLLACOTT; 2003).

A EEB, na literatura atual, apresenta três diferentes pontos de corte para risco de quedas: 49 pontos (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997), 47 pontos (CHIU *et al.*, 2003) e 45 pontos (BERG *et al.*, 1992). Berg (1992) demonstrou que o melhor ponto de corte para prever quedas foi em 45 pontos, onde obteve a melhor combinação de dois fatores, isto é, o escore da EEB e a história do auto-relato de queda, demonstrando sensibilidade de 91% e especificidade de 82%. No estudo de Thorbahn e Newton (1996) a pontuação de corte no valor de 45 pontos da EEB na predição de quedas de idosos da comunidade, apresenta uma alta especificidade de 96% e baixa sensibilidade

53%. Entretanto, para o mesmo valor de corte, Riddle e Straford (1999) calcularam uma especificidade de 90,0% e sensibilidade de 64,0%, mostrando utilidade dessa escala na identificação dos que não caem. Harada *et al.* (1995) encontraram sensibilidade de 91% e especificidade de 70% da EEB para prever o risco de queda no ponto de corte de 48 pontos. Shumway-Cook *et al.* (1997), Thorbahn e Newton (1996) com o objetivo de desenvolver um modelo preditivo de quedas entre idosos com e sem histórico de quedas, evidenciaram que o ponto de corte em 49 pontos, apresentou a melhor sensibilidade (91%) e especificidade (85%) com auto-relato de desequilíbrio. Gonçalves (2006), também evidenciou que a melhor variável simples para prever risco de quedas foi a pontuação de corte em 49 pontos, que mostrou uma sensibilidade de 77% e especificidade de 86%. Na literatura, encontra-se ampla divergência em relação ao ponto de corte da EEB, no entanto, todos os estudos entraram em convergência ao relatarem que quanto menor o desempenho; maior é a probabilidade à queda. Desta forma, estudos recentes vêm mostrando que a EEB responde às mudanças e tem relativamente alta sensibilidade para identificar pessoas com risco de queda (THORBAHN, NEWTON; 1996).

O critério para a pontuação da EEB correlaciona-se com outras medidas funcionais e com uma variedade de indivíduos com inabilidade. Essas medidas são provenientes de *Barthel Index*, *Timed Up & Go Test (TUG) Scores*, *Tinetti Balance Subscale* and *Emory Functional Ambulation Profile* (STEFFEN *et al.*, 2002).

Estudos recentes vêm averiguando suas correlações entre os métodos computadorizados com os não-computadorizados, tais como Lojoie et al (2002) e Lison *et al.* (1996). Lajoie, Girard, Guay (2002) ao correlacionar a instabilidade postural latero-lateral e antero-posterior, obtida através da plataforma de força Kistler, com a EEB, encontraram uma baixa correlação ( $r \leq 0,39$ ) e diferença significativa de  $p < 0,05$ . Lison e Brouwer (1996) que correlacionou o teste de equilíbrio na plataforma de força Máster com a EEB, encontrando uma relação inversa ao correlacionar o equilíbrio estático entre os testes. Mas, ao correlacionar o equilíbrio dinâmico, averiguou um coeficiente de correlação significativo entre os testes, tendo um nível de correlação de  $r \geq 0,45$  e de diferença significativa de  $p \leq 0,05$ .

A EEB foi traduzida para o português e adaptada transculturalmente para sua utilização no Brasil (MIYAMOTO *et al.*, 2004). A versão brasileira da EEB apresentou alta confiabilidade intra e inter observadores (ICC 0.99 e 0.98 respectivamente) comprovando a sua utilidade para avaliação do equilíbrio de idosos brasileiros (MIYAMOTO *et al.*, 2004).

A EEB atende a várias propostas, como a descrição quantitativa da habilidade de equilíbrio funcional, monitoramento das mudanças no equilíbrio, acompanhamento do progresso dos pacientes e avaliação da efetividade das intervenções na prática clínica (THORBAHN, NEWTON, 1996).

### **2.5.2 *Clinical Test for Sensory Interaction in Balance (CTSIB)***

Shumway-Cook e Horak (1986) com objetivo de identificar a integridade do uso da informação sensorial para orientação espacial e para coordenar as estratégias de movimento postural, desenvolveram o Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB), também chamado de Teste de Organização Sensorial. Este teste avalia o equilíbrio estático sob a combinação de condições sensoriais visuais (olhos abertos, olhos fechados e conflito visual) e da superfície de apoio (normal e orientação imprecisa). As seis condições sensoriais resultantes ajudam na identificação da informação sensorial em que o paciente primariamente confia em sua orientação espacial e, também, das situações de conflito sensorial que provocam instabilidade.

Os mesmos autores descreveram uma mensuração para a avaliação clínica do controle postural. Este estudo foi desenvolvido para avaliar a correlação entre oCTSIB e o teste de organização sensorial da posturografia dinâmica, bem como estudar as medidas clínicas adicionais de equilíbrio estático e dinâmico que podem ser úteis na avaliação e controle dos pacientes com distúrbios de equilíbrio. Além de fornecer resultados úteis para estudos clínicos de reabilitação vestibular e outras modalidades de tratamento médico ou cirúrgico que são promovidas para o tratamento de distúrbios vestibulares (SHUMWAY-COOK, HORAK, 1986).

### **2.5.3 *Functional Reach Test (FRT)***

*Functional Reach Test (FRT)* é um teste simples e de boa confiabilidade interaplicadores. A proposta é identificar as alterações dinâmicas do controle postural.

O sujeito é posicionado pé, com o ombro direito próximo a uma parede, sem encostá-lo, com o braço fletido a 90°, onde se encontra uma régua nesta altura. É solicitado ao sujeito que realize uma flexão anterior do braço a 90° com os dedos da mão em flexão. Nessa posição, o comprimento do membro superior direito do paciente é registrado na régua, sendo o ponto de

referencia a cabeça do terceiro metacarpo. Após esse procedimento, pede-se ao paciente que faça a tentativa de alcançar algum objeto à frente, sem compensar dando passos à frente, elevando o calcanhar ou efetuar qualquer outra estratégia compensatória. O resultado do teste é representado pela média, após três tentativas, da diferença entre a medida na posição final e a inicial registrada na régua. O alcance é medido através de uma régua rígida de 121 cm. Deslocamentos menores do que 15 cm indicam fragilidade do paciente e risco de quedas (BERG *et al.*, 1992).

#### **2.5.4 Escala de equilíbrio de Tinetti**

A escala de equilíbrio de Tinetti foi desenvolvida por Tinetti em 1986, sendo semelhantemente à EEB desenvolvida em 1989. Este teste consiste em uma escala de desesseis tarefas que são avaliadas por meio da observação do examinador, as quais cada uma é atribuída pontos de zero a dois para quantificar o desempenho das tarefas, totalizando no máximo 48 pontos. A escala pode ser dividida em duas partes. Na primeira, possui nove itens que avalia o equilíbrio, tal como na posição sentada, levantando, tentativas de levantar, assim que levanta, equilíbrio em pé, teste dos três tempos, olhos fechados, girando 360° e sentando. Na segunda parte, possui tarefas que avaliam as características da marcha, tais como início da marcha, comprimento e altura dos passos, simetria dos passos, continuidade dos passos, direção, tronco e distância dos tornozelos. Esta escala tem o escore máximo de 28 pontos, sendo considerado que um escore menor de dezenove pontos indica risco cinco vezes maior de quedas. Portanto, quanto menor a pontuação, maior a probabilidade do risco de queda (KAUFFMAN *et al.*, 2001; FREITAS *et al.*, 2002). Tinetti (1986) relatada que um escore abaixo de dezenove pontos e entre 19 e 24 pontos representam, respectivamente, um alto e moderado risco de quedas.

Segundo Tinetti (1996), a mobilidade é a habilidade de se locomover em um ambiente, sendo uma função complicada e composta de múltiplas manobras. Estas manobras, por sua vez, dependem de uma integração de múltiplas características: físicas, cognitivas e psicológicas.

A escala de equilíbrio de Tinetti requer um tempo aproximado de 10 minutos para a sua aplicação, porém não é específica para medir capacidade de ajuste postural e equilíbrio (PERRACINI, 1998; WHITNEY *et al.*, 1998).

### 2.5.5 *Timed Up and Go (TUG)*

O *Timed Up and Go (TUG)* é uma versão modificada do teste original *Get up and Go test* (MATHIAS *et al.*, 1986), o qual foi desenvolvido para avaliar o equilíbrio, risco de quedas e capacidade funcional de idosos (PODSIADLO, RICHARDSON, 1991).

O TUG a sua realização e consiste na observação do sujeito enquanto este se levanta de uma cadeira com as costas apoiadas no encosto, caminha três metros em linha reta, realiza um giro de 180°, retorna à cadeira e se senta apoiando a coluna no encosto da cadeira. Este percurso é cronometrado em segundos e o desempenho do sujeito é graduado conforme o tempo despendido (PODSIADLO, RICHARDSON, 1991).

A classificação dos indivíduos é realizada de acordo com o tempo necessário para a finalização da tarefa da seguinte maneira: até 10 segundos é o tempo considerado normal para adultos saudáveis, independentes e sem risco de quedas; entre 11-20 segundos é o esperado para idosos frágeis ou com deficiências, com independência parcial e com baixo risco de quedas; acima de 20 segundos indica déficit importante da mobilidade física e risco de quedas (PODSIADLO, RICHARDSON, 1991).

No entanto, Morris *et al.* (2007), encontrou diferentes sensibilidades e especificidades para diferentes pontos de corte; sendo que para 10 segundos o teste apresentou sensibilidade de 95%, mas uma especificidade baixa de 11%; em 15 segundos a sensibilidade foi de 71,8% e a especificidade foi de 42,6%. A especificidade de 94% ocorreu com ponto de corte de 40 segundos, mas a sensibilidade diminuída de 20%. Os indivíduos com desempenho superior a 40 segundos certamente terão episódios de queda frequentes, enquanto que aqueles com desempenho inferior a 10 segundos dificilmente irão ser submetidos à queda.

Este instrumento mostra excelente confiabilidade intra-observadores e inter-observadores (ICC= 0.99). A validade concorrente foi avaliada comparando-se com a *Berth Balance Scale* ( $r = -0,81$ ), velocidade de marcha (Pearson  $r = -0,61$ ) e o Índice de Barthel ( $r = -0,51$ ), apresentando uma moderada a boa correlação entre os testes (PODSIADLO, RICHARDSON, 1991).

Lin *et al.* (2004) estudaram quatro testes de avaliação do equilíbrio funcional de idosos e observaram que sujeitos com idade avançada, com histórico de quedas no ano anterior, que faziam uso de dispositivos de auxílio à marcha e que apresentavam dificuldades nas AVD's



realizaram o teste em um tempo maior. Tempos elevados para a realização do TUG foram significativos para prever a ocorrência de quedas e declínio nas AVD's, identificando indivíduos com déficit da capacidade funcional.

### **2.5.6 *Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC)***

O teste *Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC)* foi desenvolvido por Powell e Myers em 1982, que mensura a confiança no equilíbrio dos indivíduos independentes durante a realização de atividades específicas, incluindo as extra-domiciliares (POWELL; MYERS, 1995).

A ABC contém 16 questões sobre a confiança dos idosos em desenvolverem determinadas atividades relacionadas com o seu equilíbrio. A resposta é avaliada pela escala visual analógica de 0-100 (zero: nenhuma confiança e 100: total confiança) (BHALA, 1982). Powell e Myers (1995) aplicaram a escala em 60 idosos que apresenta confiabilidade de 0.92 ( $p < 0.001$ ). No entanto, ainda não foi traduzida e nem validada na Língua Portuguesa.

### **2.5.7 Estabilometria**

O equilíbrio estático do corpo humano parado na postura ereta não existe, pois acontecem pequenos movimentos do corpo, chamados de oscilações corporais (WEERDT & SPAEPEN, 2001). Esta oscilação do corpo durante a postura ereta é usualmente investigada, utilizando-se uma plataforma de força (DUARTE & MOCHIZUKI, 2001). É um equipamento de medição, composto por transdutores responsáveis pela transformação da força aplicada em sinal elétrico, tornando possível a aquisição de dados nos testes biomecânicos específicos. A medida que se pisa sobre a plataforma de força, a força aplicada sobre ela é detectada pelos sensores e os sinais elétricos são amplificados e registrados em um computador. Esse instrumento é comumente utilizado para medir as forças de reação do solo envolvidas no movimento humano, possibilitando a interpretação do movimento através de variáveis mecânicas.

Segundo Winter (1995) e Duarte (2000), a partir das componentes de força de reação do solo e das componentes do momento de força, é possível obter uma importante grandeza mecânica para análise do movimento humano chamado centro de oscilação de pressão (COP). O COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte

e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade. Quando um indivíduo assume a postura ortostática sobre a plataforma de força, o COP pode ser avaliado e seus movimentos tornam-se indicadores de estabilidade. O COP é uma medida de deslocamento e é influenciado pela posição do centro de oscilação da gravidade (COG). Esta grandeza é classicamente associada aos estudos de controle postural por causa de sua relação com o COG. Entretanto, o COG e COP são distintos. O deslocamento do COG é causado pelo movimento dos segmentos corporais e o deslocamento do COP é provocado pela variação da força de reação do solo, pela aceleração do COG, pelo momento de inércia do corpo e pelos torques musculares aplicados no tornozelo. A oscilação do COG é a grandeza que indica o balanço do corpo, e a grandeza COP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COG e indica a posição do vetor resultante da força de reação do solo.

No estabilograma pode-se observar a representação da trajetória do COP durante a postura em pé quase-estática (Figura 3). O dado do COP se refere a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma. Essas duas coordenadas são identificadas em relação à orientação do indivíduo que se encontra sobre a plataforma: direção ântero-posterior (AP) e direção médio-lateral (ML). (BARELA, DUARTE, 2006; ZATSIORKY, DUARTE, 2000).

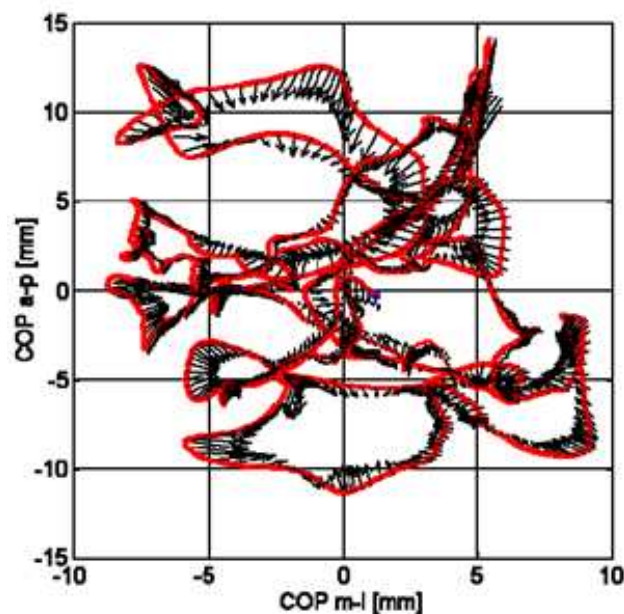


Figura 3 – Estabilograma representativo durante a postura ortostática em repouso.

Fonte: Zatsiorsky VM, Duarte M. Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Control*, 2000, 2(x): 185-200.

Para Winter (1995) e Mochizuki (2002), na direção AP, ocorrem três estratégias do controle postural: estratégia do tornozelo, estratégia do quadril e estratégia do passo (já mencionada no item 2.4). Winter (1995) e Mochizuki (2002) relatam que os ajustes na direção ML são desenvolvidos pelos abdutores e adutores do quadril, através da compensação/transferência de peso corporal entre os apoios e pelo aumento das forças horizontais no apoio.

Segundo Baratto (2002), os testes na plataforma de força são divididos em posturografia estática e dinâmica. Na posturografia estática, os sujeitos permanecem sob a plataforma de força com os olhos fechados ou abertos e as oscilações espontâneas do corpo são mensuradas por meio da trajetória do COP. Na dinâmica, a postura dos sujeitos é perturbada por diversas técnicas para avaliar como os sistemas sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial) e motor respondem às perturbações produzindo ajustes posturais.

Dentre os parâmetros avaliados da trajetória do COP, encontram-se desvio-padrão e amplitude total em cada direção, área, medidas da frequência de oscilação, constante de difusão (RAYMAKERS *et al.*, 2003; CARPENTER *et al.*, 2000). A trajetória de deslocamento do COP, sua amplitude, velocidade, área de oscilação, assim como as medidas de variabilidade, o desvio padrão e o desvio quadrático médio (RMS) da amplitude do COP têm sido usados em estudos clínicos e experimentais para mensurar o equilíbrio (GENTHON e ROUGIER, 2004; GANDRA *et al.*, 2003; BIRMINGHAM *et al.*, 2001; MOCHIZUKI, 2001).

Yagi (1989) relata que há um aumento significativo da área da elipse, a velocidade do COP e os deslocamentos máximos em AP e ML com o avanço da idade. Entre estas variáveis do COP, a área da elipse foi considerada um bom parâmetro preditor de diferenças entre grupos com déficit de equilíbrio. O mesmo foi relatado por Ferdjallaha *et al.* (2002) que consideram a área de oscilação e os máximos deslocamentos do COP como parâmetros efetivos para monitorar as oscilações posturais. Para Cornilleau-Pérès *et al.* (2004), a velocidade do COP e o RMS são comumente usados como variáveis de análise, sendo a velocidade a medida mais acurada para avaliar a contribuição da visão no controle postural, enquanto o RMS dá uma medida da amplitude. Karlsson e Fryberg (2000) afirmam que entre as variáveis do COP a velocidade média do COP<sub>AP</sub> foi aquela com melhor correlação com testes de equilíbrio clínicos.

### 2.5.8 Estabilograma de Difusão do Centro de Oscilação de Pressão (COP)

Atualmente, outros métodos de análise da trajetória do COP estão sendo utilizados para analisar suas características. De acordo com Collins e De Luca (1995b), a técnica de posturografia tradicional pode não oferecer uma sensibilidade para detectar déficit do equilíbrio postural, pelo fato de que o deslocamento do COP durante a postura ortostática não se comporta como um fenômeno estacionário. O comportamento inicial do COP não se apresenta semelhante algum tempo após o seu início. Neste sentido, Prieto *et al.* (1996) relata que a mensuração tradicional de quantificar a trajetória do COP, sob a suposição em uma série cronológica estacionária, não é muito sensível para detectar alterações do controle postural. Assim, a literatura vem se referindo sobre a atividade estocástica como um aspecto marcante a respeito do comportamento do COP.

Collins e De Luca (1993), comenta que os movimentos do COP durante a postura ortostática devem ser entendidos como provenientes de mecanismos determinísticos e estocásticos. Estes autores definem o componente estocástico do COP como um processo que apresenta elementos randômicos, não previsíveis e relacionados com a atividade muscular. O determinístico seria um componente previsível, onde o estado final pode ser predito a partir do estado inicial do sistema, ou seja, a partir de um ponto onde foi projetado o COP dentro da base de suporte. Assim, poderia-se determinar o ponto seguinte onde estariam sendo aplicadas as forças.

Durante a postura ereta os dois tipos de comportamento do COP estariam presentes. Neste contexto, Newell *et al.* (1996) afirmam que o sinal típico do COP não é estacionário em ambos os domínios (tempo e frequência). Os mesmos autores acrescentam que este comportamento não-estacionário pode ter uma variedade de implicações sobre a veracidade de outras propriedades estatísticas. Estudos de Collins e DeLuca (1993) e de Newell *et al.* (1993) caracterizaram o comportamento do COP dinâmico, numa série de tempo e reportaram inconsistência na natureza estocástica do COP que pode ser uma variedade de artefatos do sinal processado ou uma característica estática numa série de tempo, denominado como *stabilogram diffusion analysis* (análise do estabilograma de difusão – SDA).

Collins e De Luca (1993) relatam que este método de análise mensura o comportamento do sinal do COP descrevendo suas propriedades evolucionárias do fractal e do tempo do COP e

pressupõem informações adicionais sobre a natureza do sistema de controle postural. Esta técnica tem mostrado sensibilidade para manipulações das variáveis relacionadas ao equilíbrio postural, incluindo idade, visão, torque muscular e propriocepção. Além disto, tem sido usada para desenvolver um modelo conceitual para o controle postural (COLLINS *et al.*, 1995; COLLINS e DE LUCA, 1995a; PRIPLATA *et al.*, 2003; RILEY *et al.*, 1997; TANAKA *et al.*, 2002).

Collins e De Luca (1993) referem que a curva de estabilograma de difusão do COP apresenta duas regiões, uma após um curto intervalo de tempo e outro após um longo intervalo de tempo. Estas regiões parecem implicar na existência de um esquema de controle que consiste em um mecanismo *open-loop* (circuito aberto, para escalas do curto intervalo) e de um mecanismo do *close-loop* (circuito fechado, para escalas de longo intervalo) para manter o equilíbrio postural. Sendo que são separadas por um período crítico, após o qual a inclinação do gráfico passa por mudanças consideráveis. Três parâmetros posturográficos são extraídos destas regiões (Figura 4): o Coeficiente de difusão efetivo que irá refletir o nível de atividade estocástica do sistema de controle postural ao longo do eixo AP e ML do plano de suporte; Expoente de Hurst que avalia a probabilidade do COP deslocar-se para longe ou perto de um relativo ponto de equilíbrio; e a coordenada do ponto crítico que se refere à região de transição que separa o curto e o longo intervalo de tempo (MITCHELL *et al.*, 1995).

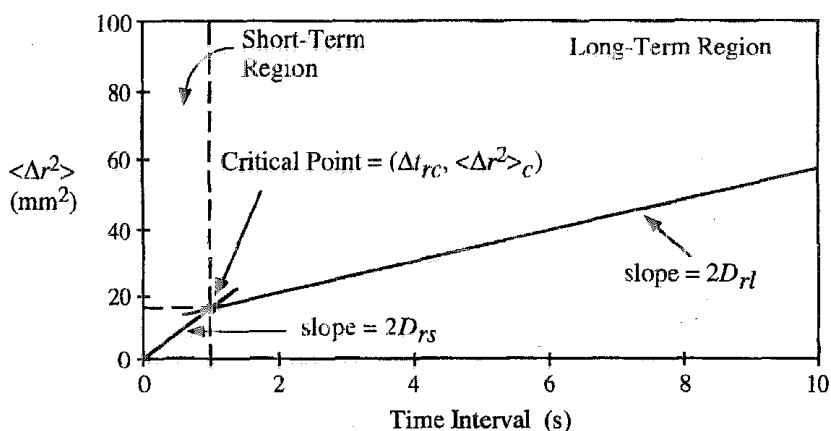


Figura 4 -- Estabilograma de difusão.  
Fonte: Nolan, Kerrigan (2003).

Collins, De Luca (1993); Zatsiorsky e Duarte (2000) e Frank *et al.* (2001), propõem que o mecanismo em circuito aberto (*open-loop*) opera sem o *feedback* sensorial, ou seja, não possibilita controle direto, não permitindo a influência do sistema nervoso central, portanto não

utiliza *feedback*. Desta forma, este mecanismo estaria na dependência da tensão (rigidez) muscular, apresentando um alto nível de atividade estocástica, com alta variabilidade do posicionamento do centro de pressão. O mecanismo em circuito fechado (closed-loop) necessita de *feedback* para fazer os ajustes e correções necessárias durante a manutenção da postura por meio do sistema visual, vestibular e somatosensorial. Este tipo de mecanismo pode ser controlado diretamente pelo sistema nervoso central e o comportamento se apresenta de maneira mais determinística e previsível.

Chiari *et al* (2000), Collins e De Luca (1994) afirmam que no curto intervalo de tempo, o COP apresenta correlação positiva com comportamento randômico (*random –walk*), tendendo a mover ou se deslocar de um relativo ponto de equilíbrio. Entretanto, no longo intervalo tempo, este apresenta uma negativa correlação com o comportamento randômico; isto é, tende a retornar para um relativo ponto de equilíbrio. Neste contexto, no curto intervalo de tempo, onde se localiza o coeficiente de difusão de curto intervalo (DST), funciona o controle circuito-aberto caracterizado pelo comportamento de persistência, atividade estocástica mais elevada e alta variabilidade do posicionamento do COP. No longo intervalo de tempo, onde se localiza o coeficiente de difusão de longo intervalo (DLT), o qual está correlacionada com os mecanismos de *feedback*, sendo caracterizado pelo comportamento de anti-persistência, baixo nível de atividade estocástica e diminuição da variabilidade do posicionamento do COP, consistindo em maior controle do sistema postural. Assim, é interessante comentar que o expoente de Hurst (H) avalia a probabilidade do COP se deslocar para longe ou perto de um relativo ponto de equilíbrio, sendo que valores entre  $0,5 < H < 1$  estão associados a um comportamento persistente, isto é, apresentam correlação positiva com comportamento randômico (*random–walk*) (CHIARI *et al.*, 2000; COLLINS e DE LUCA 1994). Os expoentes de Hurst com os valores menores do que 0.5 estariam associados negativamente com o comportamento randômico, apresentando um comportamento anti-persistente, ou seja, tendendo a retornar para um relativo ponto de equilíbrio (COLLINS; DE LUCA, 1994; MITCHELL *et al.*, 1995; NEWMAN *et al.*; 1996; CHIARI *et al.*, 2000; NOLAN; KERRIGAN, 2004).

Collins e De Luca (1993, 1994) relatam que o deslocamento tem um comportamento persistente para intervalos de até 1s (correlação positiva) e para intervalos de 1s a 10s foi observado um comportamento de anti-persistência (correlação negativa ou anti-correlação). Baseado nos limites da base de suporte durante a postura quase-estática, os autores propuseram a

hipótese de que o processo deveria saturar na região de 10 a 30s, isto é, nenhuma correlação de longo alcance para intervalos de tempo acima de 30s foi esperada durante a postura quase-estática.

Newell *et al.* (1996) e Perteka (2000) discutem a existência de um ponto crítico separando dois circuitos (circuito-aberto/ circuito-fechado), os autores, justificam que há muita informação disponível em uma escala de tempo inviabilizando a presença de dois processos organizados em torno de um ponto discreto do tempo. Entretanto, Collins e De Luca (1993) e Newell *et al.* (1996), em estudos com indivíduos em diferentes faixas-etárias utilizando o modelo análise de difusão do estabilograma encontraram dados que confirmaram as tendências previstas. A área do COP aumenta com a idade e os valores de difusão inicial eram maiores em idosos e em crianças e não foram influenciados pela retirada da visão. Entretanto, os autores expõem que se realmente existe um ponto crítico demarcando regiões em circuito aberto e em circuito fechado, ele é um ponto a ser discutido.

Laughton *et al.* (2003) encontraram um aumento da atividade muscular em indivíduos idosos e inferiram este fenômeno ao aumento do balanço postural em um curto intervalo de tempo, e conseqüentemente ocorre o comprometimento da habilidade de manter a estabilidade postural. Além disto, os autores verificaram que indivíduos idosos ativam três vezes mais o músculo tibial anterior e apresentam maior contração do vasto-lateral e do bíceps quando comparados com sujeitos jovens. Os mesmos autores inferem que a postura flexionada típica do idoso desloca o centro de gravidade anteriormente à base de sustentação. Desta forma, a ativação dos músculos posteriores nos idosos é uma tentativa de impedir o deslocamento anterior. Entretanto, a correlação positiva entre atividade do bíceps postural e o aumento do balanço em curto intervalo parecem indicar que esta estratégia é ineficaz em manter a estabilidade postural neste período. Os autores acrescentam ainda que este aumento pode estar relacionado à perda de força muscular inerente ao processo de envelhecimento, na qual a fraqueza dos músculos vasto lateral e bíceps femoral podem comprometer a habilidade de corrigir o deslocamento do centro de gravidade e impedir de forma eficaz uma queda. A estratégia de manter estes músculos em estado ativado é uma tentativa de fornecer a estabilidade adicional sob circunstância de fraqueza aumentada do músculo.

Contudo, apesar de vários trabalhos serem discutidos na literatura, não estão esclarecidos quais os parâmetros do COP são mais efetivos na indentificação do controle do equilíbrio e do risco de queda.



## **MÉTODO**

Neste capítulo, será abordado o método empregado, incluindo a caracterização da pesquisa, a seleção dos sujeitos, os instrumentos, as variáveis, os procedimentos de coleta e análise de dados.

### **3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA**

Com a finalidade de investigar algumas características biomecânicas do equilíbrio em idosos e os fatores de risco à queda, esta pesquisa caracteriza-se por ser descritiva do tipo observacional analítico caso-controle, pois busca definir parâmetros sobre equilíbrio dinâmico e estático em portadores de osteoartrose de joelho e sobre sua relação ao grau de comprometimento articular, níveis de dor, incapacidade funcional e histórico de queda, e comparar com indivíduos não comprometidos pela osteoartrose de joelho (CERVO; BERVIAN, 1999).

### **3.2 LOCAL**

O estudo foi realizado no laboratório de Biomecânica no Centro de Ciência da Saúde e Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) e no ambulatório clínico do setor de Ortopedia e traumatologia do Hospital Regional da Universidade Federal de Santa Catarina, entre o período de 02 de julho a 29 de agosto de 2008.

### 3.3 SELEÇÕES DA AMOSTRA

Após aprovação do Comitê de Ética da Universidade do Estado de Santa Catarina (protocolo nº57/2007), os indivíduos foram selecionados pelo processo não-probabilístico do tipo intencional.

Inicialmente, os sujeitos foram avaliados por um médico especialista na área de ortopedia e traumatologia que diagnosticaram a OA de joelhos do compartimento tíbio-femural, de acordo com os critérios do Colégio Americano de Reumatologia e exame radiográfico do joelho, nas incidências antero-posterior (AP) e perfil, sendo classificado por meio da escala de graduação radiológica em osteoartrose de Kellgren e Lawrence. Sendo assim, os grupos formados foram:

- **Grupo OAJ c/queda:** 18 sujeitos portadores de osteoartrose de joelho do compartimento tíbio-femural, idade superior a 50 anos, que apresentaram exame radiográfico do joelho, e com histórico de queda;
- **Grupo OAJ s/queda:** 24 sujeitos portadores de osteoartrose de joelho do compartimento tíbio-femural, idade superior a 50 anos, que apresentaram exame radiográfico do joelho, e sem histórico de queda; e
- **Grupo Controle:** 22 sujeitos sem osteoartrose de joelho, idade superior a 50 anos, que não apresentaram sintomas ou achados radiológicos de osteoartrose de joelho.

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão para o grupo de portadores de osteoartrose de joelho com histórico de queda (Grupo OAJ c/queda):

- Adultos com osteoartrose do joelho idiopática com idade superior a 50 anos;
- Com histórico de queda pelo menos uma vez no último 12 meses;
- Exame de Raio-X do joelho realizado no prazo máximo de 6 meses.

- Deambulante sem auxílio na marcha por 6 metros

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão para o grupo de portadores osteoartrose de joelho e sem histórico de queda (Grupo OAJ s/queda):

- Adultos com osteoartrose do joelho idiopática com idade superior a 50 anos;
- Sem histórico de queda;
- Deambulante sem auxílio na marcha por 6 metros
- Exame de Raio-X do joelho realizado no prazo máximo de 6 meses.

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão para o grupo de indivíduos sem osteoartrose do joelho sem histórico de queda (Grupo Controle):

- Adultos sem osteoartrose do joelho com idade superior de 50 anos;
- Sem histórico de queda no último 12 meses;
- Sem sinal e sintomatologia clínica e/ou diagnóstico clínico de osteoartrose de joelho
- Deambulante sem auxílio na marcha por 6 metros

Foram adotados os seguintes critérios de exclusão para os grupos:

- Nos grupos com osteoartrose, aqueles indivíduos portadores de osteoartrose de joelho de causas secundárias;
- História de cirurgia nos últimos 12 meses de membro inferiores e coluna;
- Indivíduos que não deambularam por pelo menos 6 metros sem auxílio;
- Indivíduos que apresentaram escore inferior ou igual a 23 pontos no questionário Mini-Exame do Estado Mental – MEEM (ANEXO IV).

- Indivíduos com quadro álgico ou distúrbios músculo-esqueléticos que impediram a manutenção da posição ortostática pelo tempo determinado no estudo;
- Indivíduos que apresentaram distúrbios neurológicos tanto na avaliação fisioterapêutica com no diagnóstico clínico;
- Portadores de alterações vestibulares e cerebelares – avaliados pelos testes neurológicos clínicos (Romberg; dedo no nariz; pontar-errado; Guinada)
- Indivíduos submetidos ou que realizaram tratamento para melhora do equilíbrio.

### 3.4 INSTRUMENTOS

Nesta pesquisa, foram utilizados os seguintes instrumentos de medida:

#### **Ficha de Identificação (ANEXO I)**

A ficha de identificação teve como objetivo principal a caracterização dos sujeitos em relação aos dados pessoais.

#### **Ficha para os Dados Antropométricos (ANEXO I)**

A ficha de avaliação antropométrica serviu para anotações das medidas de estatura e massa corporal.

#### **Ficha de Avaliação Fisioterapêutica (ANEXO I)**

A ficha de avaliação fisioterapêutica foi utilizada para obtenção de informações sobre moléstias prévias e atuais, queixa principal de algum sintoma, tipo de atividade física praticante, resultados de exames clínicos, realizações de cirurgias prévias, uso de medicamentos e testes neurológicos para lesão cerebelar e vestibular (de acordo com item 3.5).

## Balança

Para verificação da massa corporal foi utilizada uma balança digital da marca Filizzola®, escalando em quilos e intervalos de 50 gramas.

## Estadiometro

Para verificação da estatura corporal dos sujeitos foi utilizado um estadiômetro, pertencente à própria balança utilizada, escalando em centímetros e intervalos de um milímetro, com registro mínimo de 96 centímetros e máximo de 192 centímetros.

## Cronômetro

Foi utilizado um cronômetro digital para a mensuração do tempo de execução do *Timed get up and to go test*.

## Escala Analógica de Dor (ANEXO III)

Para mensurar a severidade da dor foi utilizada a escala analógica de dor, que consiste em uma escala proposta pela Sociedade Brasileira do Estudo da Dor, com valores crescentes de 0 a 10, onde zero é ausência de dor e 10 a maior dor experimentada. Os valores foram anotados na ficha cadastral (CHESSWORTH *et al.*, 1989).

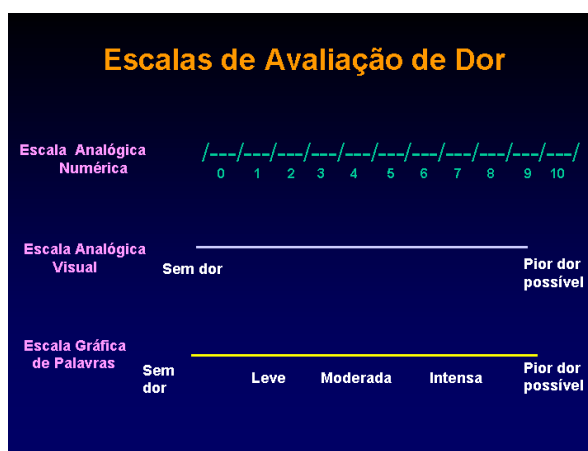


Figura 5 - Escala Visual Analógica

Fonte: <http://dtmedororofacial.wordpress.com/category/dor/page/2/>

### **WOMAC (Western Ontário and McMaster Universities) (ANEXO V)**

O WOMAC é um questionário de qualidade de vida (dor, rigidez articular e atividade física), específico para a avaliação de pacientes com osteoartrose. A versão do WOMAC para a Língua Portuguesa foi validada por LOPES *et al.*(2007).

A variável incapacidade foi classificada de acordo com o escore do WOMAC (amplitude de 0 A 100):

- Nenhuma incapacidade igual a 0;
- Incapacidade leve entre 0 a 25;
- Incapacidade moderada entre 26 e 50;
- Incapacidade grave entre 51 e 75;
- Incapacidade extrema acima de 76.

### **Mini-Exame do Estado Mental – MEEM (ANEXO IV)**

O MEEM é um instrumento utilizado para rastreamento inicial do estado mental, que avalia a presença de déficit cognitivo, envolvendo duas categorias de respostas, verbais e não verbais. O MEEM é composto por 30 questões categóricas. Os subtestes verbais medem, em particular, a orientação espaço-temporal, a memória imediata, a evocação e memória de procedimento, a atenção e a linguagem. Os subtestes não verbais medem a coordenação perceptivo-motora e a compreensão de instruções (FOLSTEIN *et al.*, 1975).

O teste requer poucos minutos para ser realizado, com uma escala de variação entre 0 a 30 pontos. A pontuação do teste classifica o déficit cognitivo em:

- 30 a 26, o indivíduo apresenta funções cognitivas preservadas;
- de 26 a 24, existe alteração não sugestiva de déficit; e
- 23 pontos ou menos, sugestão de déficit cognitivo (FOLSTEIN *et al.*, 1975).

A tradução do questionário MEEM foi realizada por Lourenço e Veras (2006) segundo os critérios propostos por Bertolucci *et al.* (1994) e por Almeida (1998). De acordo com os autores, alguns itens sofreram adaptações que preservavam as intenções da versão original proposta por Folstein *et al.*(1975) e melhor ajustamento às especificidades da cultura brasileira.

### **Escala de Equilíbrio de Berg (ANEXO VI)**

A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), validada por Miyamoto *et al.* (2004), foi utilizada para averiguar o equilíbrio dinâmico e estático das idosas e o risco de quedas considerando a influência ambiental na função. A EEB avalia o desempenho do equilíbrio funcional com 14 testes a habilidade do indivíduo de sentar, ficar de pé, alcançar, girar em volta de si mesmo, olhar por cima de seus ombros, ficar sobre apoio unipodal e transpor degraus. Tendo uma pontuação máxima de 56 pontos, cada teste possui cinco alternativas que variam de 0 a 4 pontos. Os pontos são baseados no tempo em que cada posição pode ser mantida, na distância em que o membro superior é capaz de alcançar a frente do corpo e no tempo para completar uma tarefa.

Atualmente, a EEB apresenta três diferentes pontos de corte para risco de quedas: 49 pontos (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997), 47 pontos (CHIU *et al.*, 2003) e 45 pontos (BERG *et al.*, 1992). Berg (1992) demonstrou que o melhor ponto de corte para prever quedas foi em 45 pontos, onde obteve a melhor combinação de dois fatores, isto é, o escore da EEB e a história do auto-relato de queda, demonstrando sensibilidade de 91% e especificidade de 82%. No estudo de Thorbahn e Newton (1996), a pontuação de corte no valor de 45 pontos da escala de Berg na predição de quedas de idosos da comunidade, apresenta uma alta especificidade de 96% e baixa sensibilidade 53%. Entretanto, para o mesmo valor de corte, Riddle e Straford (1999) calcularam uma especificidade de 90,0% e sensibilidade de 64,0%, mostrando utilidade dessa escala na identificação dos que não caem. Harada *et al.*(1995) encontraram sensibilidade de 91% e especificidade de 70% da EEB para prever o risco de queda no ponto de corte de 48 pontos. Shumway-Cook *et al.* (1997), Thorbahn e Newton (1996), com o objetivo de desenvolver um modelo preditivo de quedas entre idosos com e sem histórico de quedas, evidenciaram o ponto de corte em 49 pontos apresentou a melhor sensibilidade (91%) e especificidade (85%) com auto-relato de desequilíbrio. Gonçalves (2006), também evidenciou que a melhor variável simples para predizer risco de quedas foi à pontuação de corte 49 pontos, que mostrou uma sensibilidade de 77% e especificidade de 86%. Diante dos resultados dos estudos prévios, este estudo adotou o ponto de corte de 49 pontos como indicador de alto risco à queda.

A BBS foi traduzida para o português e adaptada transculturalmente para sua utilização no Brasil (MIYAMOTO *et al.*, 2004). A versão brasileira da BBS apresentou alta confiabilidade

intra e inter observadores (ICC 0.99 e 0.98 respectivamente) comprovando a sua utilidade para avaliação do equilíbrio de idosos brasileiros (MIYAMOTO *et al.*, 2004).

### ***Timed get up and go test (TUG)***

O teste *TUG* cronometrado avalia a mobilidade e o equilíbrio dos sujeitos. O teste quantifica em segundos a mobilidade funcional através do tempo que o indivíduo realiza a tarefa, ou seja, em quantos segundos ele levanta de uma cadeira padronizada com apoio e braços e de aproximadamente 42 cm de altura e braços de 62 cm de altura, caminha 3 metros, vira, volta rumo à cadeira e senta novamente, em linha reta.

De acordo com Arnold e Faulkner (2007), Shummway-Cook *et al.* (2000); Podsiadlo, Richardson (1991), este teste avalia o risco de queda considerando o tempo de execução. Neste teste, é estimado desempenho normal para adultos saudáveis um tempo de até 10 segundos; para idosos frágeis ou com deficiência um desempenho entre 10,01 e 20 segundos; acima de 20,01 segundos é necessária avaliação mais detalhada do indivíduo para verificar o grau de comprometimento funcional. No entanto, para os mesmo autores, um desempenho acima de quatorze segundos indicaria risco elevado de quedas. Desta forma, este estudo adotou o parâmetro acima de 14 segundos como indicador de alto risco à queda. A pontuação do teste classifica o nível de risco de queda em:

- inferior a 10 segundos: o indivíduo apresenta baixo risco de queda;
- 10,01 a 13,99 segundos: o indivíduo apresenta moderado risco de queda;
- superior a 14 segundos: o indivíduo apresenta alto risco de queda (Arnold; Faulkner, 2007, Shummway-Cook *et al.*, 2000; Podsiadlo; Richardson, 1991).

### **Plataforma Chattecx Balance System Kin-Com**

Para avaliar as variáveis do COP ântero-posterior e médio-lateral, foi utilizada a plataforma Chattecx Balance System Kin-Com® da Chattanooga Group. Este sistema mensura a força de reação vertical através de quatro transdutores (*strain gauges*). Este tipo de sensor detecta



pequenas variações de deformação em uma de suas dimensões gerando alterações na resistência elétrica dos elementos sensores, que são ligados em um circuito elétrico na configuração de Ponte de Wheastone, resultando em uma diferença de tensão elétrica proporcional a força aplicada (WINTER, 1995). A sensibilidade dos *footplates* calibrados é 0,5mv/N, com linearidade de 0,2 por cento (LEVINE *et al.*, 1996). O equipamento possui uma frequência pré-determinada de 100Hz, sendo os sinais analógicos dos transdutores amplificados e convertidos em sinais digitais pelo próprio software do sistema.

### Plataformas

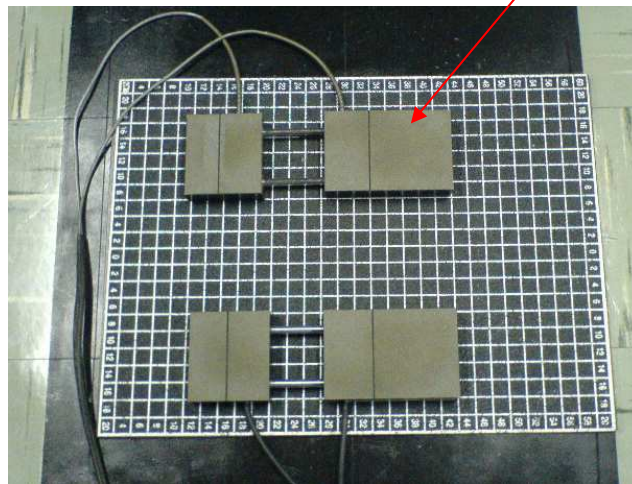


Figura 6 - Plataforma de Força Balance System  
Fonte: Autor

Neste equipamento, as medidas de força de reação vertical são obtidas através de quatro células de força, duas para o pé esquerdo (anterior e posterior) e duas para o pé direito (anterior e posterior). A parte anterior e posterior de cada plataforma pode ser separada gradualmente para se adaptar adequadamente no tamanho do pé de cada indivíduo. Ao indivíduo permanecer em pé, a plataforma detecta a variação e a distribuição da força peso sobre as quatro plataformas, permitindo mostrar as flutuações do deslocamento do peso que afeta a quantidade e direção da oscilação na direção anterior- posterior e medial-lateral.

Cada um dos quatro transdutores de força armazena dados analógicos, que são amplificados e convertidos em dados digitais. Estes dados são transformados pelo software para as coordenadas ( $x_i$ ,  $y_i$ ) do centro de pressão  $i$ . Este sistema gera informações sobre o índice de

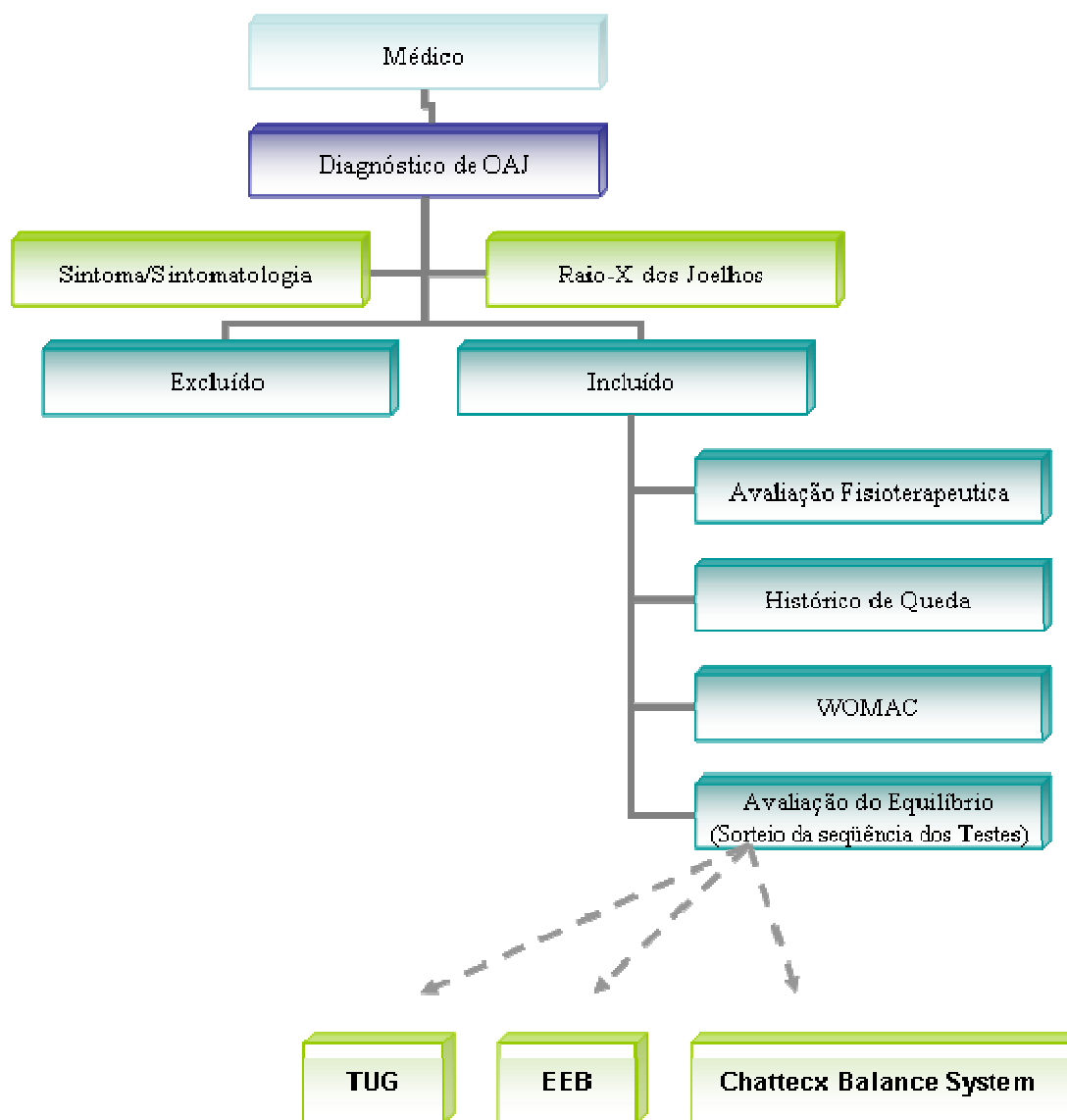
oscilação, a amplitude máxima de oscilação em centímetros do centro de pressão no plano frontal (medial-lateral) e sagital (anteriorposterior) e a porcentagem da distribuição do peso de cada parte anterior e posterior dos pés.

### 3.5 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

Com a finalidade de assegurar a qualidade do estudo, serão controladas as seguintes variáveis, conforme segue:

- a) **Condição Física:** a coleta não foi realizada no sujeito que se apresentou cansado, referindo fadiga ou que realizou atividade física antes da coleta de dados.
- b) **Ambiente de coleta:** os sujeitos do estudo realizaram as coletas antropométricas, preenchimento de questionário, as coletas das variáveis do COP (Balance System) em um ambiente silencioso, livres de ruídos ou qualquer perturbação que possa interferir nos testes.
- c) **Vestimenta:** os sujeitos foram orientados a permanecer com a menor quantidade de roupa possível, e, em caso de cabelos compridos, estes foram soltos.
- d) **Silêncio:** no momento da coleta de dados foi impedido a circulação de pessoas no local da análise, sendo emitidas apenas as verbalizações necessárias para o entendimento do sujeito durante as coletas.

### 3.6 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DOS DADOS



**Figura 7 - Organograma de Coleta de Dados**

Fonte: Dados do Autor

Para realização da coleta de dados foram adotados os seguintes procedimentos:

Fase 1: Antes de começar a coleta de dados, os sistemas das plataformas Chattecx Balance System foram calibrados e testados previamente, conforme o manual do fabricante.

Fase 2: Diagnóstico clínico por médico especialista.

Os critérios utilizados no exame clínico foram idade superior a 50 anos, rigidez matinal inferior a 30 minutos ou presença de crepitação durante a realização de movimento ativo (ALTMAN *et al.*, 1986).

Fase 3: Após a confirmação do diagnóstico, os indivíduos foram convidados a participar do estudo e informados de forma verbal e escrita dos procedimentos a serem submetidos no estudo, conforme estabelece o Comitê de Ética.

Fase 4: Está relacionada com o sujeito, sendo subdivida em duas etapas:

#### 1ª Etapa - Preparação do Sujeito

##### a) Anamnese:

Foram anotados os dados pessoais, bem como foi realizada a avaliação dos exames clínicos recentes.

Nesta fase, também, foi realizada a confirmação do grau de comprometimento articular por meio da análise da progressão radiográfica do joelho com OA do compartimento tíbio-femural, seguindo a classificação de Kellgren-Lawrence (ANEXO II), adotada oficialmente pela Organização Mundial de Saúde (OMS), realizado pelo médico especialista e pelo fisioterapeuta, com a seguinte interpretação e classificação:

- ausente (grau 0),
- questionável diminuição do espaço articular e possível labiação osteofitária (grau I);
- presença de osteófitos e diminuição duvidosa do espaço articular (grau II);
- diminuição do espaço articular, osteófitos, certo grau de esclerose e eventual deformidade óssea (grau III);
- grande osteófitos, marcada diminuição do espaço articular, nítida esclerose subcondral e deformidades ósseas (grau IV) (TODA; SEGAL, 2002).

##### b) Avaliação Fisioterapêutica.

Após a anamnese, os sujeitos foram submetidos a uma avaliação fisioterapêutica. Esta avaliação constou de questionamento a respeito de queixas de sinais e sintomas patológicos, cirurgias prévias realizadas, doenças do sistema músculo-esquelético, como também cardiovascular e neurológico e histórico de queda.

Nesta fase, também foram aplicados os questionários de WOMAC (ANEXO V) e MEEM (ANEXO IV).

No final da avaliação, foram realizados os testes neurológicos cerebelares: Teste de Romberg e Teste Dedo no Nariz. Os testes dos nervos cranianos Guinda e Apontar Errado, para verificação de lesão vestibular. Todos os testes foram realizados conforme descrito por Cipriano (1999).

#### c) Avaliação dos Dados Antropométricos:

Para aquisição da massa corporal, o indivíduo foi posicionado descalço e com pouca roupa sobre a balança. O sujeito permaneceu em pé sobre a plataforma da balança, com os braços ao longo do corpo em uma atitude tranqüila (ALVAREZ, PAVAN, 1999). O peso foi registrado em quilo (kg) e gramas (g). O valor encontrado foi registrado em uma ficha individual.

Para aquisição da estatura, o sujeito posicionou-se ereto com a cabeça sem inclinação e sem rotação com olhar para o horizonte. A partir do estadiômetro, o esquadro foi deslizado até a parte superior da cabeça, mantendo-o em posição horizontal. A seguir, o esquadro foi fixado e o sujeito liberado. Foi executada a leitura do milímetro mais próximo.

#### e) Avaliação do Equilíbrio

Após a avaliação fisioterapêutica, os sujeitos foram encaminhados para o local da análise, trajando o mínimo de roupa possível, sendo recomendado a utilização de uma bermuda ou short de malha, uma camiseta ou regata. No caso de cabelo comprido, foi aconselhado soltá-los. Foi realizada seleção aleatória simples para ordenar o primeiro teste a ser realizado. Foram aplicados os seguintes testes:

### 1) Escala de Equilíbrio de Berg

Para realização do teste, os sujeitos foram orientados a não utilizar nenhum meio de auxílio para suporte do peso corporal (como bengala, muleta, andador) para realizar as tarefas, caso fosse necessário, o sujeito seria excluído da amostra. Antes dos sujeitos executarem as 14 tarefas de que a escala é composta, foi demonstrada cada tarefa e/ou foi dada as instruções de como realizar cada tarefa de acordo como descrita na escala. A tarefa foi pontuada de acordo com categoria mais adequada nas opções de cada tarefa. Nos casos onde foi necessária supervisão durante a realização do teste, o examinador permaneceu bem próximo do sujeito ou foi permitida a utilização de apoio externo ou subsídio do examinador. Os sujeitos foram orientados em conseguir manter o equilíbrio o máximo possível durante a realização das tarefas. Para as tarefas, tal como apoio unipodal ou a alcance anterior com auxílio do membro superior, a escolha do membro que iria executar ficou ao critério do sujeito (MIYAMOTO *et al.*, 2004).

Para realização deste teste, foram utilizados cronômetro, fita métrica de 200 cm, um objeto de 5 cm de altura, um banco com altura de 15 cm, uma cadeira com apoio para membros superiores, de aproximadamente 42 cm de altura e com braços de 62 de altura, e uma cadeira sem apoio para membros superiores de aproximadamente 42 cm de altura.

### 2) *Timed get up and to go test (TUG)*

O teste *TUG* foi realizado com o uso de calçados habituais. No teste, o sujeito parte da posição inicial com as costas apoiadas na cadeira, e é instruído a se levantar, andar um percurso linear de 3 metros até um ponto pré-determinado marcado no chão, regressará e tornará a sentar-se apoiando as costas na mesma cadeira, levantando os membros inferiores, em linha reta. O sujeito foi instruído a não conversar durante a execução do teste e realizá-lo numa velocidade habitual auto-selecionada, de forma segura.

O teste iniciou após o sinal de partida representado simultaneamente pela flexão do braço esquerdo do avaliador e pelo comando verbal "vá" (instante em que inicia a cronometragem). A cronometragem foi parada somente quando o sujeito colocar-se novamente na posição inicial sentado com as costas apoiadas na cadeira, levantando os membros inferiores, após executar a trajetória em ambos os sentidos, desativando dispositivo de disparo. O tempo foi registrado em

segundos e anotado na ficha do paciente. Foi executada uma tentativa de familiarização. Após, foram executadas três tentativas do teste e a média destas foi registrada. Os sujeitos que necessitaram de alguma ajuda de instrumento auxiliar para suporte do peso corporal (como bengala, muleta, andador), foram excluídos da amostra.

### 3) Avaliação do equilíbrio na plataforma Chattecx Balance System Kin-Com

Os sujeitos permaneceram em repouso na posição ortoestática, descalços, em cima da plataforma de força Chattecx Balance System Kin-Com. Receberam orientações para assumirem uma postura ortostática com os membros superiores ao longo do corpo, pés paralelos com 10 cm de afastamento, sem ultrapassar a largura do ombro, com olhar dirigido à frente, cabeça reta, sem inclinação lateral e sem olhar para baixo, permanecer o mais imóvel possível (OLIVEIRA, 2006, OLIVEIRA, 2007a).

A mensuração do equilíbrio foi executada primeiramente com os olhos abertos. Os sujeitos focaram em uma área circular com o diâmetro de cinco centímetros, a uma distância de dois metros à frente. Posteriormente, os sujeitos foram orientados a focar a área circular, novamente e fechar olhos.

Antes do início da aquisição, por meio da plataforma, foi utilizado um tempo de descarte de 15 segundos, para o período de adaptação e evitar a presença do componente transitório do COP, (CAPENTER *et al.*, 2000; DANION *et al.*, 1999; MOCHIZUKI *et al.*, 1999; COLLINS, DE LUCA, 1993). Após, foi realizada a aquisição dos dados pela plataforma com um tempo de aquisição de 25 segundos, com frequência de aquisição de 100Hz (CLAIR, RIACH, 1996; KARLSSON, FRYKBERG, 2000). Foram realizadas três tentativas intercaladas para cada condição de olhos abertos e fechados, a qual foi realizada de modo aleatório, havendo um tempo de descanso entre os procedimentos de um minuto.

### 3.7 LIMITAÇÃO DO ESTUDO

O tempo de aquisição das variáveis estabilométricas e tradicionais do COP foram limitados em 25 segundos devido à configuração do software do Chattecx Balance System®. Além disto, este estudo foi limitado por não avaliar a propriocepção da articulação do joelho.

### 3.8 PROCESSAMENTOS DOS DADOS

Os dados obtidos na ficha cadastral, dados sócio-demográficos, de saúde física, antropométricos, histórico de queda, questionário de WOMAC, estado de saúde mental (MEEM), escala analógica de dor, do exame de imagem, tempo de execução do teste TUG e escore da escala de equilíbrio de Berg (EEB) foram registrados em planilha do software Microsoft Excel.

Segundo Gabriner *et al.* (1993) e Rogend *et al.* (2003) o equipamento Balance System não mensura força de reação horizontal e, desta forma, não tem capacidade de calcular momento. Desta forma, os dados referentes ao equilíbrio postural, obtidos por meio do Balance System (COB), foram convertidos em COP. Esta conversão seguiu a fórmula proposta por Gabriner *et al.* (1993), que calcula uma estimativa do COP na direção ântero-posterior e médio-lateral a partir dos dados do Balance System. A fórmula considera a força vertical aplicada em cada plataforma (antepé e retropé) e o centro geométrico das células de carga do Balance System, da seguinte forma:

$$COP_{ml} = \frac{(Fr - Fl) - \left(\frac{D_{ml}}{2}\right)}{Fr + Fl}$$

Onde: Fr refere-se à força aplicada na célula de carga no lado direito, Fl é a força aplicada no lado esquerdo, Dml é a distância entre o centro da célula de carga direita e esquerda e COP ml é o deslocamento médio-lateral.

$$COP_{ap} = \frac{(Fa - Fp) - \left(\frac{D_{ap}}{2}\right)}{Fa + Fp}$$



Onde:  $F_a$  refere-se à força aplicada na célula de carga anteriormente,  $F_p$  é a força aplicada posteriormente,  $D_{ap}$  é a distância entre o centro da célula de carga anterior e posterior e  $COP_{ap}$  é o deslocamento antero-posterior.

Para o gerenciamento dos parâmetros de aquisição, armazenamento e processamento dos dados referentes ao Centro de Pressão (COP) foi utilizado o Software Matlab 6.5 (APÊNDICE II), com finalidade de analisar o comportamento do estabilograma de difusão do COP por meio da rotina *random walks* estabelecida neste mesmo programa, desenvolvida pelo Professor Doutor Marcos Duarte da Universidade de São Paulo - USP.

Com a finalidade de possibilitar simetria e curtose da curva de normalidade, as variáveis do estabilograma de difusão do COP no sentido antero-posterior (AP) e médio lateral (ML) foram processadas pela função logarítmica ( $\log_{10} = y$ ). Para análise estatística, foi adotado o menor valor da estabilograma de difusão do COP e o maior valor absoluto das variáveis o COP.

A variável incapacidade será classificada de acordo com o escore do WOMAC são apresentados em escala Likert, que varia de 0 a 100, distribuídos da seguinte forma: nenhuma igual a 0; leve entre 0 a 25; moderada entre 26 e 50; grave entre 51 e 75; extrema acima de 76 (ETHGEN *et al.*, 2002).

O estado mental foi classificado conforme o escore obtido pelo MMSE da seguinte maneira: de 30 a 26 pontos, o indivíduo apresenta funções cognitivas preservadas, de 26 a 24 pontos, existe alteração não sugestiva de déficit e 23 pontos ou menos, sugestão de déficit cognitivo (FOLSTEIN, FOLSTEIN e MCHUGH, 1975).

Foi obtido o Índice de Massa Corpórea (IMC) através da fórmula:  $\text{Peso (Kg)} / \text{Altura}^2 (\text{m}^2)$ . Após o cálculo do IMC, os sujeitos foram classificados seguindo o nível de corte proposto por ACSM (2003) em adultos. Esta classificação considera como desnutrição menor de 18,5  $\text{Kg/m}^2$ , Eutrofico entre 18,5 e 24,9  $\text{Kg/m}^2$ , sobrepeso entre 25 e 29,9  $\text{Kg/m}^2$ , obesidade superior a 30  $\text{Kg/m}^2$ .

Após, os dados foram organizados em planilhas do software Microsoft Excel para cada variável do estudo.

### 3.9 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

A partir do banco de dados criado foram realizados os seguintes tratamentos estatísticos:

- Para caracterizar a amostra foi utilizada a estatística descritiva (média, desvio-padrão, porcentagem, frequência);
- Para avaliação da distribuição normal das variáveis foi realizada a assimetria e curtose da curva da normalidade, histograma e o teste de Shapiro-Wilk.
- Para comparar as variáveis qualitativas sócio-demográficas e clínicas entre os grupos foi utilizado o teste Qui-quadrado.
- Para identificação das diferenças significativas entre os grupos, nas médias das variáveis antropométricas, cronológicas, tradicionais do COP (COPap, COPml, VELap, VELml, índice de oscilação) e do estabilograma de difusão do COP, escore de EEB, tempo do TUG, foi utilizada ANOVA *one-way* seguida do teste “*Post-Hoc* de Tukey”.
- Para comparar a média do escore do questionário WOMAC, índice da escala visual analógica entre o grupo OAJ c/queda e OAJ s/queda foi utilizado o teste U de Mann-Whitney.
- Para correlacionar o escore da escala de Berg com níveis de dor, grau de incapacidade (escore do questionário de WOMAC), grau de comprometimento articular do joelho, utilizou-se a correlação de Spearman, no grupo OAJ c/queda e OAJ s/queda.
- Para correlacionar o *timed up to go test* com níveis de dor, grau de incapacidade, grau de comprometimento articular, utilizou-se a correlação de Spearman, no grupo OAJ c/queda e OAJ s/queda.
- Para correlacionar as variáveis do COP tradicional com níveis de dor, grau de incapacidade, grau de comprometimento articular, utilizou-se a correlação de Spearman, no grupo OAJ c/queda e OAJ s/queda.
- Foi utilizado para análise o pacote estatístico SPSS *Statistics* Software versão 15.0 para todos os procedimentos, com nível de significância de 5% ( $p < 0.05$ ).

## RESULTADOS

Este capítulo foi organizado de acordo com os objetivos específicos do estudo. Portanto, inicia-se este capítulo com a caracterização dos sujeitos da pesquisa e a descrição das medidas clínicas, em seguida, a análise dos comportamentos das variáveis do estabilograma de difusão e do COP tradicional em indivíduos portadores de osteoartrose de joelho com e sem histórico de queda e indivíduos saudáveis e sua relação com as variáveis clínicas.

### 4.1 CARACTERÍSTICA SÓCIO-DEMOGRÁFICA E CLÍNICA DOS SUJEITOS

Os resultados mostraram não haver diferença significativa na idade e altura entre o grupo osteoartrose com queda (OAJ<sub>Q</sub> foi de 63.12± 3.3 anos; 1.57 ±0.02m), grupo osteoartrose sem queda (OAJ<sub>SQ</sub> - 61.22± 2,3anos, 1.62 ±0.02 m); e do grupo controle (GC - 65.61 ±1.8 anos, 1.50 ±0.08 m). A média da massa corporal e do índice de massa corporal (IMC) apresentou diferença significativa nos grupos de osteoartrose (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) em comparação com o GC (Tabela 2).

Tabela 1 - Dados Cronológicos e Antropométricos dos Grupos

	FREQUÊNCIA (S)			ρ
	OAJ <sub>Q</sub>	OAJ <sub>SQ</sub>	GC	
<b>Idade (ano)</b>	63.12 (±3.3)	61.22 (±2.3)	65.61 (±1.8)	Ns
<b>Massa corporal (kg)</b>	80.45 (±3.2)	83.13 (±3.3)	65.47 (±2.9) * ▲	<0.001
<b>Altura (m)</b>	1.57 (±0.02)	1.62 (±0.02)	1.50 (±0.08)	Ns
<b>Índice de massa corporal (IMC)</b>	32.61 (±1.14)	31.41 (±1.26)	26.24 (±1.01)* ▲	0.001

Legenda: \* diferença significativa entre o OAJ<sub>Q</sub> e o GC (ρ<0.05);

▲ diferença significativa entre o OAJ<sub>SQ</sub> e o GC(ρ<0.05)

Ao analisar o estado nutricional dos sujeitos, os grupos OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) apresentaram maior prevalência de sujeitos obesos (OAJ<sub>Q</sub>= 61,1%; OAJ<sub>SQ</sub>= 54,2%) do que o GC (13,6%) (Tabela 3).

Tabela 2 - Estado Nutricional dos Grupos

	FREQUÊNCIA (%)			p
	OAJ <sub>Q</sub>	OAJ <sub>SQ</sub>	GC	
<b>Eutrofico</b>	0	1 (4,2%)	11 (50,0%)	0.002
<b>Sobrepeso</b>	7 (38,9%)	10 (41,7%)	8 (36,4%)	
<b>Obesidade</b>	11 (61,1%)	13 (54,2%)	3 (13,6%)	

Nas demais variáveis demográficas da amostra, observou-se diferença significativa ( $p=0.001$ ) apenas na prática de atividade física regular, onde os grupos com osteoartrose (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) mostraram maior prevalência de sujeitos não-praticante do que o grupo GC (Tabela 4).

Tabela 3 - Características dos Dados Pessoais de cada Grupo

		FREQUÊNCIA (%)			p
		OAJ <sub>Q</sub>	OAJ <sub>SQ</sub>	GC	
<b>Sexo</b>	Feminino	17 (94,4%)	15 (62,5%)	17 (77,3%)	0.323
	Masculino	1 (5,6%)	9 (37,5%)	5 (22,7%)	
<b>Raça</b>	Branca	17 (94,4%)	22 (91,7%)	21 (95,5%)	0.785
	Negra	1 (5,6%)	1 (4,2%)	1 (4,5%)	
	Parda	0	1 (4,2%)	0	
<b>Estado civil</b>	Casado	14 (77,8%)	19 (79,2%)	12 (54,5%)	0.485
	Divorciado	1 (5,6%)	1 (4,2%)	4 (18,2%)	
	Viúvo	3 (16,7%)	3 (12,5%)	5 (22,7%)	
	Solteiro	0	1 (4,2%)	1 (4,5%)	
<b>Escolaridade</b>	Analfabeto	3 (16,7%)	1 (4,2%)	2 (9,1%)	0.102
	Ensino fundamental incompleto	8 (44,4%)	10 (41,7%)	4 (18,2%)	
	Ensino fundamental completo	5 (27,8%)	6 (25%)	2 (9,1%)	
	Ensino médio completo	1 (5,6%)	5 (20,8%)	7 (31,8%)	
	Superior Completo	1 (5,6%)	2 (8,3%)	6 (27,3%)	
<b>Atividade física regular*</b>	Pós-graduado	0	0	1 (4,5%)	<0,001
	Praticante	5 (27,8%)	9 (37,5%)	19 (86,4%)	
	Não-praticante	13 (72,2%)	15 (62,5%)	3 (13,6%)	

Legenda: \* – diferença significativa.

Em relação aos problemas de saúde, os indivíduos portadores de OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) relataram maior prevalência de enfermidade que os sujeitos do GC, tendo diferença significativa

apenas nas doenças do sistema músculo-esquelético e/ou tecido conjuntivo ( $p < 0.001$ ). Entretanto, a maioria dos sujeitos relatou algum tipo de enfermidade (OAJ<sub>Q</sub> - 94.4%; OAJ<sub>SQ</sub> - 70.8%; GC - 63.6%). As doenças mais prevalentes na amostra total, assim como nos três grupos, foram as doenças do sistema osteoarticular e/ou tecido conjuntivo (53,1%), doenças do aparelho circulatório (45,3%) e doenças endócrinas nutricionais e/ou metabólicas (21,9%). Dentre as doenças classificadas pelo CID, os grupos com histórico de quedas tiveram maior frequência de casos para as doenças do aparelho circulatório e doenças endócrinas nutricionais e/ou metabólicas, embora sem diferença significativa em relação ao grupo sem queda (Tabela 5).

Tabela 4 - Problema de saúde relatado pelos Grupos e sua classificação de acordo com o CID (OMS, 2000)

	FREQÜÊNCIA (S)			$\rho$
	OAJ <sub>Q</sub> #	OAJ <sub>SQ</sub> #	GC	
<b>Portadores De Enfermidades</b>	17 (94.4%)	17 (70.8%)	14 (63.6%)	0.068
<b>PROBLEMAS DE SAÚDE:</b>				
<b>Doenças endócrinas nutricionais e/ou metabólicas</b>	7 (38.9%)	4 (16.7%)	3 (13.6%)	0.116
<b>Doenças do sistema nervoso</b>	1 (5.6%)	3 (12.5%)	3 (13.6%)	0.684
<b>Doenças do ouvido e da apófise mastóide</b>	3 (16.7%)	5 (20.8%)	2 (9.1%)	0.543
<b>Doenças do aparelho circulatório</b>	10 (55.6%)	11 (45.8%)	8 (36.4%)	0.478
<b>Doenças do aparelho digestivo</b>	2 (11.1%)	2 (8.3%)	2 (9.1%)	0.953
<b>Doenças da pele e/ou do tecido subcutâneo</b>	2 (11.1%)	2 (8.3%)	0	0.306
<b>Doenças do sistema osteomuscular e/ou tecido conjuntivo*</b>	15 (83.3%)	16 (66,7%)	3 (13.6%)	<b>&lt;0.001</b>
<b>Doenças do aparelho geniturinário</b>	2 (11.1%)	1 (4.2%)	1 (4.5%)	0.603

Legenda: \* –diferença significativa. #excluída a enfermidade osteoartrose de Joelho.

A tabela 6 mostra as frequências dos medicamentos utilizados e da classificação dos medicamentos pelo ATC (WHO, 1992). Faziam uso constante de pelo menos um medicamento 77.8% do grupo OAJ<sub>Q</sub>; 75% do grupo OAJ<sub>SQ</sub> e 59.1% do GC. Entre os medicamentos mais utilizados, os grupos de osteoartrose (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) tiveram maior frequência de uso constante de medicamentos para o sistema músculo esquelético do que o grupo controle ( $p=0.001$ ), e o grupo OAJ<sub>Q</sub> apresentaram maior frequência para o trato alimentar e/ou metabólico do que o OAJ<sub>SQ</sub> e o GC ( $p=0.016$ ).

Tabela 5 - Uso constante de Medicamento pelos Grupos e sua classificação de acordo com o ATC (WHO, 1992)

CATEGORIAS		FREQÜÊNCIA (%)			$\rho$
		OAJ <sub>o</sub>	OAJ <sub>so</sub>	GC	
<b>MEDICAMENTOS</b>	Sim	14 (77.8%)	18 (75%)	13 (59.1%)	0.357
	Não	4 (22.2%)	6 (25%)	9 (40.9%)	
<b>USO DO MEDICAMENTO PARA:</b>					
<b>Trato alimentar e/ou metabólico*</b>		7 (38.9%)	2 (8.3%)	2 (9.1%)	<b>0.016</b>
<b>Sistema cardiovascular</b>		9 (50%)	14 (58.3%)	9 (40.9%)	0.498
<b>Sistema músculo esquelético*</b>		10 (55.5%)	10 (41.7%)	0	<b>0.001</b>
<b>Sistema nervoso</b>		2 (11.1%)	3 (12.5%)	3 (13.6%)	0.972
<b>Hormonais sistêmicos</b>		0	5 (20.8%)	5 (22.7%)	0.097
<b>Órgão sensoriais</b>		1 (5.6%)	0	1 (4.5%)	0.738
<b>Sistema genitourinário e hormônios sexuais</b>		0	0	1 (4.5%)	0.379

Legenda: \* – diferença significativa.

Nos demais dados clínicos, a amostra total e também a divisão por grupos revelaram que a maioria dos sujeitos relatou deficiência visual (62.5%, tendo maior relato para miopia), ausência de deficiência auditiva (90,6%) e tontura (87,5%), contudo não foi verificada diferença significativa entre os grupos (Tabela7).

Tabela 6 - Distribuição dos grupos quanto a alterações sensoriais

CATEROGIAS		FREQÜÊNCIA OU MÉDIA (% OU S)			$\rho$
		OAJ <sub>o</sub>	OAJ <sub>so</sub>	GC	
<b>Déficit visual</b>	Sim	10 (55.6%)	15 (62.5%)	15 (68.2%)	0.937
<b>Tipo</b>	Miopia	3 (16.7%)	6 (25 %)	8 (36.4%)	0.432
	Hipermetropia	2 (11.1%)	3 (12.5%)	2 (9.1%)	
	Miopia e hipermetropia	5 (27.8%)	5 (20.8%)	2 (9.1%)	
	Miopia e asfrigmatismo	0	1 (4.2%)	3 (13.6%)	
	<b>Uso de lente corretiva</b>		8 (44.4%)	12 (50%)	
<b>Estado da visão</b>	Bom	12 (66.7%)	19 (79.2%)	16 (72.7%)	0.597
	Regular	5 (27.8%)	5 (20.8%)	6 (27.3%)	
	Ruim	1 (5.6%)	0	0	
<b>Estado da audição</b>	Bom	16 (88.9%)	19 (19.2%)	18 (81.8%)	0.935
	Regular	1 (5.6%)	2 (8.3%)	2 (9.1%)	
	Ruim	1 (5.6%)	3 (12.5%)	2 (9.1%)	
<b>O uso do aparelho auditivo ajudaria melhorar sua audição?</b>		1 (5.6%)	4 (16.7%)	5 (22.7%)	0.325
<b>Déficit auditivo limita as AVD's</b>	Presente	1 (5.6%)	2 (8.3%)	2 (9.1%)	0.911
<b>Tontura</b>	Presente	2 (11.1%)	5 (20.8%)	1 (4.5%)	0.243

O auto-relato do medo de cair estava presente na maioria dos sujeitos com osteoartrose (OAJ<sub>Q</sub> = 94,4%; OAJ<sub>SQ</sub> = 70,8%) do que o GC (45,5%), evidenciando diferença significativa de  $\rho=0.009$  (Tabela 8).

Tabela 7 – Histórico de queda

CATEROGIAS		FREQUÊNCIA OU MÉDIA (% ou S)			$\rho$
		OAJ <sub>Q</sub>	OAJ <sub>SQ</sub>	GC	
<b>MEDO DE CAIR *</b>	Sim	17 (94.4%)	17 (70.8%)	10 (45.5%)	<b>0.004</b>
	Não	1 (5.6%)	7 (29.2%)	12 (54.5%)	
<b>MÉDIA DE OCORRÊNCIA DE QUEDA &lt; 12 MESES</b>		2.1 ( $\pm 0.5$ )	-	-	-
<b>RESTRIÇÕES APÓS A QUEDA</b>	Sim	6 (33.33%)	-	-	-
	Não	12 (66.67%)	-	-	-

Legenda: \* - diferença significativa

#### 4.2 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS DOS INDIVÍDUOS PORTADORES DE OSTEOARTROSE DE JOELHO

Todos os sujeitos com osteoartrose da articulação do joelho relataram queixa algica na região do joelho no dia da coleta, no OAJ<sub>Q</sub>, a média de dor foi de 5.8 ( $\pm 0.65$ ), causando restrições de suas AVD's em 77.8% dos sujeitos, enquanto que a média de dor no OAJ<sub>SQ</sub> foi de 5.7 ( $\pm 0.42$ ), tendo relato de restrição das suas AVD's em 70.8%. A intensidade e restrição das AVD's da dor não evidenciaram diferença significativa entre os dois grupos (Tabela 9).

Tabela 8 - Variáveis Clínicas dos Grupos

		OAJ <sub>Q</sub>	OAJ <sub>SQ</sub>	$\rho$
<b>Dor músculo-esquelética</b>	Joelho	18 (100%)	24 (100%)	-
	Lombar	8 (44.4%)	13 (54.2%)	0.378
	Ombro	2 (11.1%)	6 (25%)	0.233
	Outros	3 (16.7%)	7 (29.2%)	0.286
<b>Dor causa limitação atividade da vida diária (AVD's) da articulação do joelho</b>	Sim	14 (77.8%)	17 (70.8%)	0.443
	Não	4 (22.2%)	7 (29.2%)	
<b>Índice da escala analógica visual da dor na articulação do joelho</b>		5.8 ( $\pm 0.65$ )	5.7 ( $\pm 0.42$ )	0.712
<b>Média do escore do questionário de womac (s)</b>		50.61 ( $\pm 5.67$ )	44.91 ( $\pm 5.42$ )	0.479

Legenda: ns – não significativo.

O joelho mais acometido no dia da coleta no grupo OAJ<sub>Q</sub> foi o esquerdo (56.2%), enquanto no grupo OAJ<sub>SQ</sub> foi o direito (54.2%), não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Figura 4).

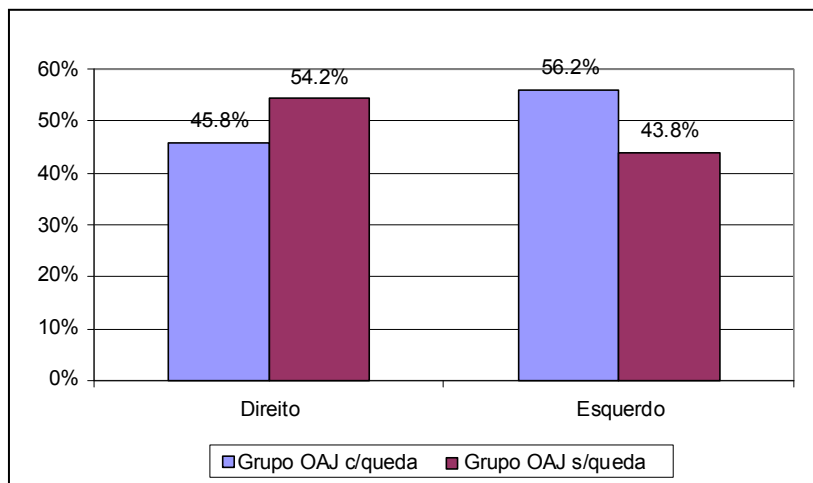


Figura 8 - Membro Mais Comprometido Sintomaticamente

Em relação ao grau de comprometimento articular (Figura 5), obtido pela graduação radiológica de Kellgren-Lawrence, 50% e 66,6% dos sujeitos com OAJ<sub>Q</sub> apresentaram graus 3 e 4, no joelho direito e esquerdo, respectivamente. No grupo OAJ<sub>SQ</sub>, 54,2% e 58,4% apresentaram graus 3 e 4, no joelho direito e esquerdo, respectivamente. Não foi verificada diferença significativa entre os dois grupos.

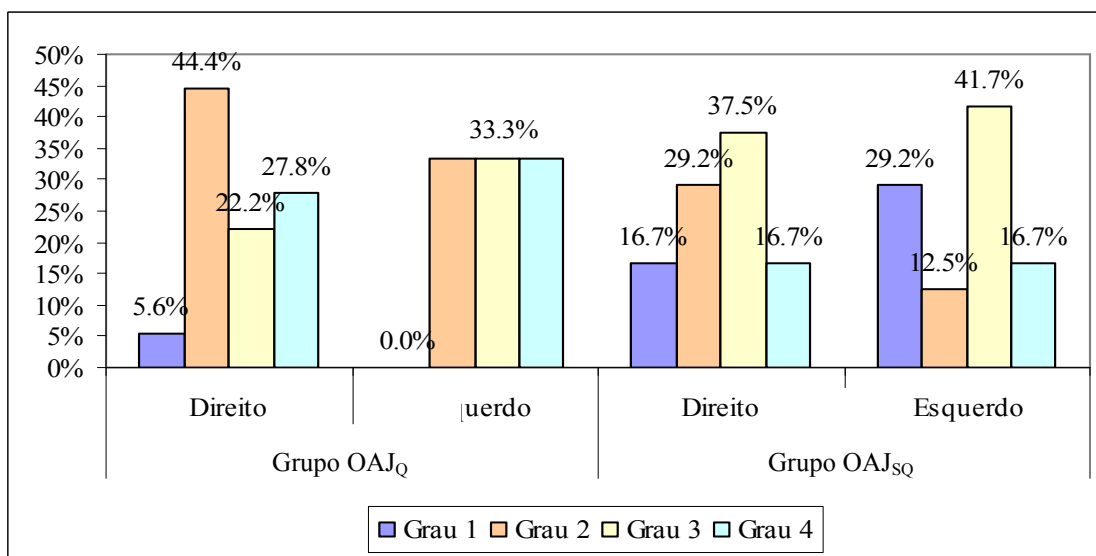


Figura 9 - Grau de Comprometimento Articular



Como observado na Figura 6, a maioria dos sujeitos com osteoartrose ( $OAJ_Q=55,6\%$  e  $OAJ_{SQ}=50\%$ ) apresentou incapacidade grave e severa, no entanto, não houve diferença estatisticamente significativa.

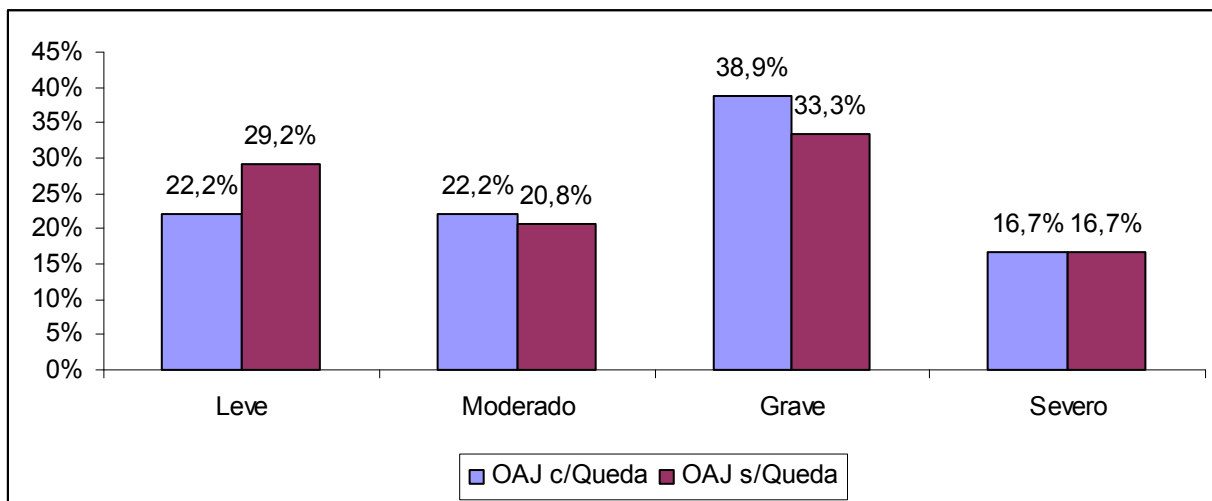


Figura 10 - Índice de Incapacidade Funcional

#### 4.3 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO DINÂMICO

Em relação ao equilíbrio dinâmico, por meio *timed TUG*, os resultados evidenciaram diferença significativa ( $p<0.001$ ) entre os grupos. O *post hoc test* Tukey indicou que o grupo  $OAJ_Q$  ( $16.32 \pm 1.12s$ ) foi mais lento que os grupos  $OAJ_{SQ}$  ( $13.07 \pm 0.91s$ ) e o GC ( $9.59 \pm 0.45s$ ), apresentando diferença significativa de  $p=0.027$  e  $p<0.001$  entre estes grupos, respectivamente. Também se constatou que o grupo  $OAJ_{SQ}$  foi mais lento que o GC, havendo diferença significativa entre eles ( $p=0.011$ ) (Figura 7).

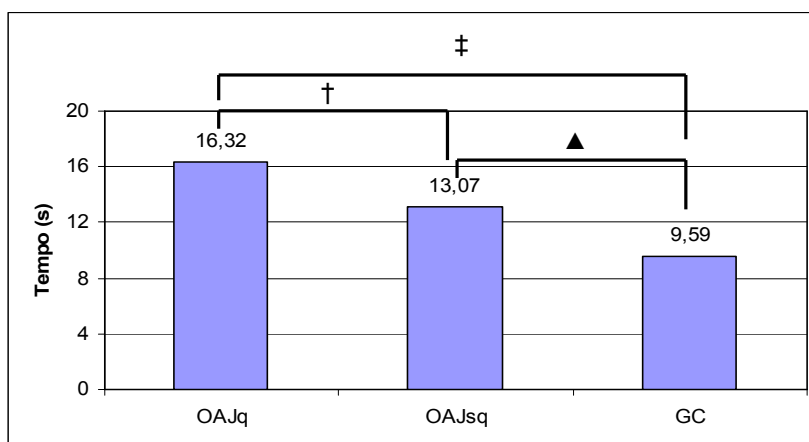


Figura 11 - Desempenho do Timed Get Up and to Go Test dos grupos.

Legenda: † Tempo de execução do TUG no grupo OAJ<sub>Q</sub> significativamente maior do que o OAJ<sub>SQ</sub> ( $\rho=0.027$ );  
 ‡ Tempo de execução do TUG no grupo OAJ<sub>Q</sub> significativamente maior do que o grupo GC ( $\rho<0.001$ );  
 ▲ Tempo de execução do TUG no grupo OAJ<sub>SQ</sub> significativamente maior do que o grupo GC ( $\rho=0.011$ ).

Na avaliação do equilíbrio dinâmico e estático por meio da EEB, os resultados evidenciaram diferença significativa ( $\rho<0.001$ ) entres os grupos. O *post hoc test* Tukey indicou que o grupo OAJ<sub>Q</sub> ( $46.7 \pm 1$  pontos) apresentou menor pontuação do que os grupos OAJ<sub>SQ</sub> ( $49.7 \pm 0.9$  pontos) e o GC ( $54.2 \pm 0.4$  pontos), apresentando diferença significativa de  $\rho=0.036$  e  $\rho<0.001$  entre estes grupos, respectivamente. Também constatou que o grupo OAJ<sub>SQ</sub> teve pontuação menor que o GC, havendo diferença significativa de  $\rho=0.001$  (Figura

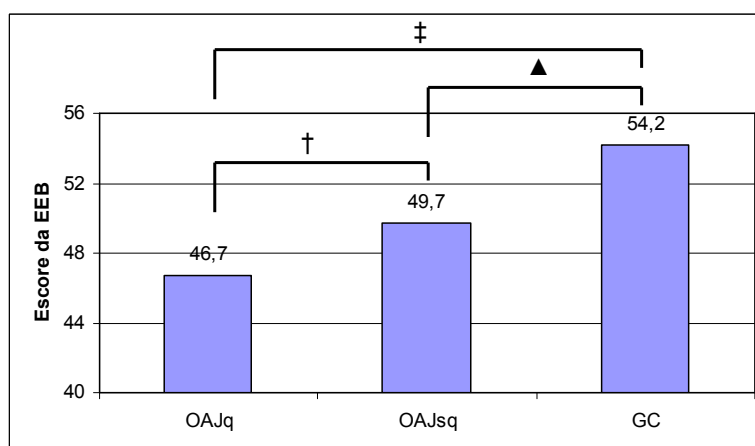


Figura 12 - Comparação do Escore da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)

Legenda: ‡ escore de BERG no GC significativamente maior do que no grupo OAJ<sub>Q</sub>;  
 ▲ escore de BERG no GC significativamente maior do que no grupo OAJ<sub>SQ</sub>;  
 † escore de BERG no OAJ<sub>Q</sub> significativamente maior do que no grupo OAJ<sub>SQ</sub>

#### 4.4 COMPORTAMENTO DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO

Ao analisar o comportamento das curvas médias da establograma de difusão no sentido ântero-posterior (AP) dos grupos, na figura 9, nas condições olhos abertos e fechados, os indivíduos com OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) apresentaram curvas médias superiores do que o GC. Ao comparar a curva média entre os grupos OAJ com e sem relato de queda, na situação com olhos abertos o grupo OAJ com relato de queda apresentou curva média superior ao do grupo sem relato de queda. Entretanto, na situação sem estímulo visual, tantos os indivíduos com OAJ com e sem relato de queda tiveram as curvas médias similares.

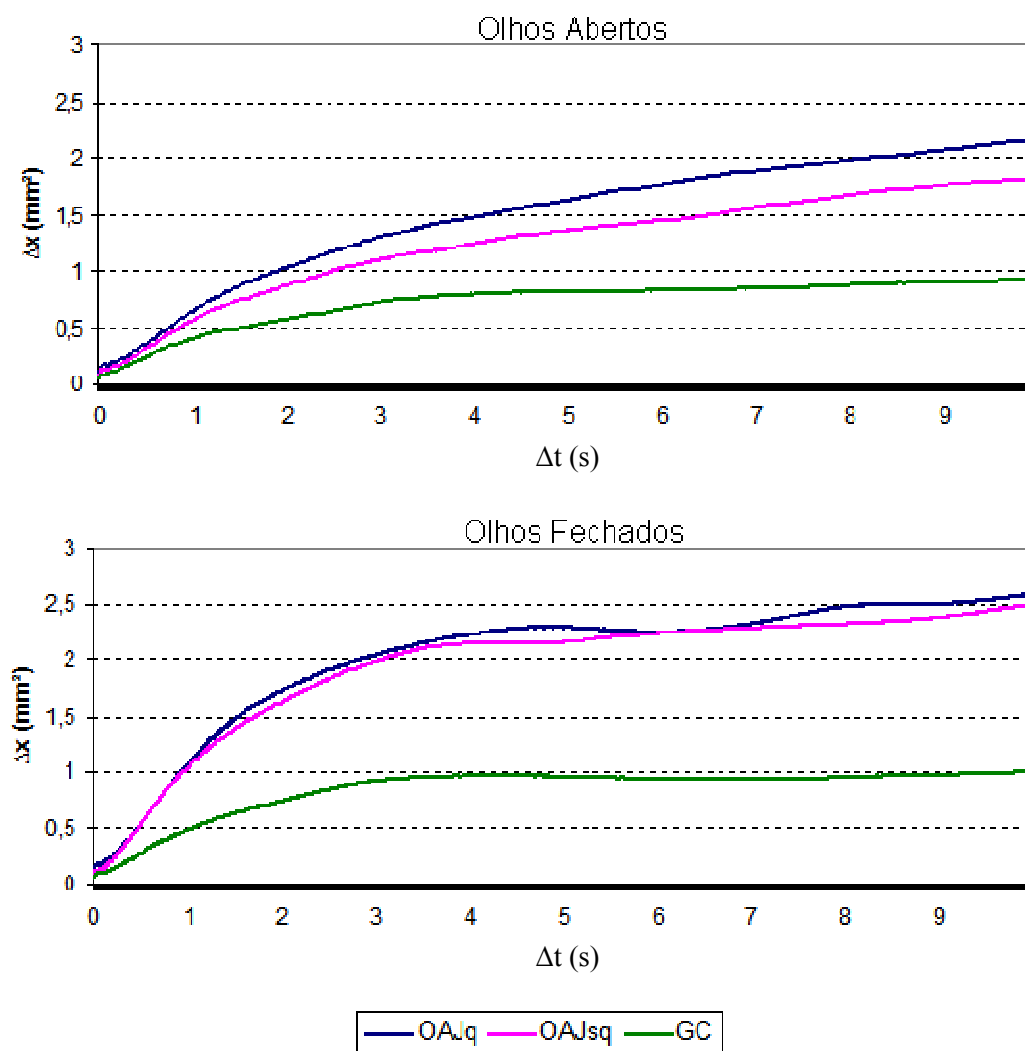


Figura 13 - Curva média do establograma de difusão na direção AP nas duas condições visuais

Ao avaliar o comportamento das curvas médias da estabilograma de difusão no sentido médio-lateral (ML) dos grupos, nas figuras 10, nas condições olhos abertos e fechados, os indivíduos com OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) apresentaram curvas médias superiores ao do GC. Entretanto, em ambas nas condições, nota-se que o grupo OAJ<sub>SQ</sub> teve sua curva média do estabilograma muito próxima do grupo com OAJ<sub>Q</sub>. Na situação de olhos fechados, o GC apresentou curva bem próxima dos grupos OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>).

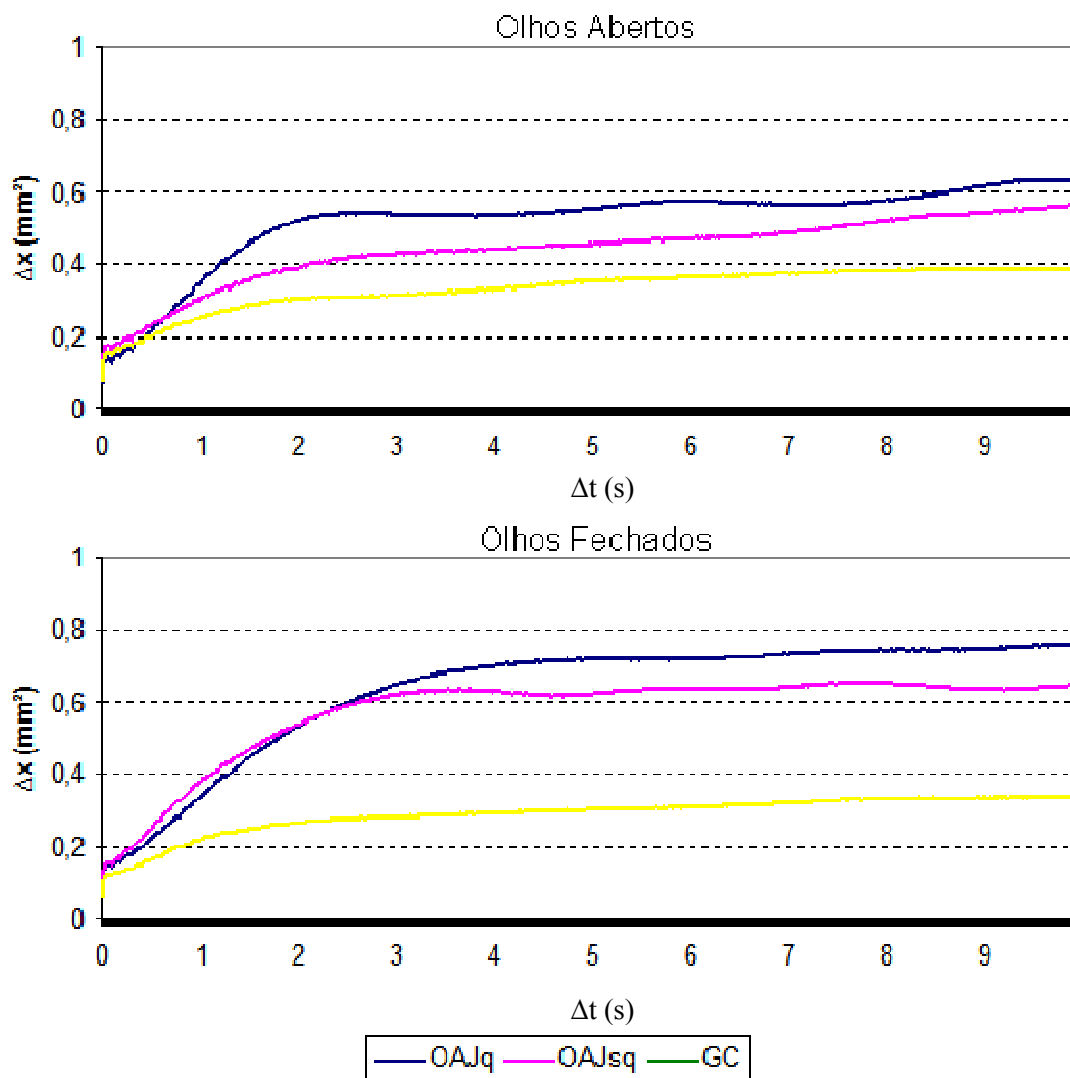


Figura 14 - Curva média do estabilograma de difusão na direção ML nas duas condições visuais

#### 4.5 VARIÁVEIS DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO

Como evidenciado nas tabelas 9 e 10, os valores médios das variáveis do grupo OAJ<sub>Q</sub> foram próximas do grupo OAJ<sub>SQ</sub>. Assim, ao analisar aos valores médios do coeficiente de difusão na região de curto intervalo de tempo (DST), longo intervalo de tempo (DLT) e posição do ponto crítico ( $\Delta x^2$ ), pode-se observar que os valores médios maiores foram dos indivíduos com osteoartrose (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) em relação ao GC, apresentando diferença estatisticamente significativa, nestas variáveis.

Tabela 9 - Caracterização das variáveis do establograma de difusão no sentido AP com olhos abertos.

VARIÁVEL	GRUPOS	$\bar{X}$	S	$\rho$
DLT AP (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0.09	0.04	0.003
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0.09	0.02	
	GC <sup>‡▲</sup>	0.02	0.01	
DST AP (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0.31	0.08	0.006
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0.29	0.04	
	GC <sup>‡▲</sup>	0.19	0.08	
HLT AP (adc)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0.25	0.03	0.987
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0.27	0.03	
	GC	0.25	0.03	
HST AP	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0.26	0.04	0.396
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0.26	0.04	
	GC	0.31	0.03	
$\Delta x^2$ AP(mm <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0.51	0.10	0.004
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0.51	0.08	
	GC <sup>‡▲</sup>	0.25	0.08	
$\Delta r^2c$ AP(s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0.94	0.19	0.658
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0.83	0.12	
	GC	0.92	0.14	

Legenda: OAJ – osteoartrose de joelho; DST - curto intervalo de tempo; DLT- longo intervalo de tempo; HLT – expoente de Hurst longo intervalo de tempo; HST – expoente de Hurst em curto intervalo de tempo;  $\Delta x^2$  – posição do ponto crítico;  $\Delta r^2c$  – instante do ponto crítico,  $\rho$  - nível de significância do teste de ANOVA *one-way*.

‡ diferença significativa entre o grupo OAJ c/queda e controle ( $\rho < 0.05$ );

▲ diferença significativa entre o grupo OAJ s/queda e controle ( $\rho < 0.05$ );

Tabela 10 - Caracterização das variáveis do establograma de difusão no sentido AP com olhos fechados.

VARIÁVEL	GRUPOS	$\bar{X}$	S	$\rho$
DLT AP (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,07	±0,03	0.001
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,08	0,02	
	GC <sup>‡▲</sup>	0,01	±0,01	
DST AP (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,48	±0,13	0.004
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,59	±0,01	
	GC <sup>‡▲</sup>	0,22	±0,06	
HLT AP	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,16	±0,02	0.664
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,19	±0,02	
	GC	0,18	±0,03	
HST AP	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,33	±0,04	0.693
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,33	±0,03	
	GC	0,36	±0,03	
$\Delta x^2$ AP(mm <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	1,30	±0,52	0.007
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	1,03	±0,02	
	GC <sup>‡▲</sup>	0,44	±0,16	
$\Delta r^2 c$ AP(s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,84	±0,16	0.908
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,96	±0,17	
	GC	0,86	±0,13	

Legenda: OAJ – osteoartrose de joelho; DST - curto intervalo de tempo; DLT- longo intervalo de tempo; HLT – expoente de Hurst longo intervalo de tempo; HST – expoente de Hurst em curto intervalo de tempo;  $\Delta x^2$  – posição do ponto crítico;  $\Delta r^2 c$  – instante do ponto crítico.  $\rho$  - nível de significância do teste de ANOVA *one-way*.

‡ diferença significativa entre o grupo OAJ c/queda e controle ( $\rho < 0.05$ );

▲ diferença significativa entre o grupo OAJ s/queda e controle ( $\rho < 0.05$ );

Ao analisar as variáveis do sentido ML nas Tabelas 12 e 13, nas condições olhos abertos e olhos fechados, pode-se averiguar que as variáveis do coeficiente de difusão não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Tabela 11 - Caracterização das variáveis do estabilograma de difusão no sentido ML com olhos abertos.

VARIÁVEL	GRUPOS	$\bar{X}$	S	$\rho$
DLT ML (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,02	±0,009	0.315
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,02	±0,004	
	GC	0,01	±0,004	
DST ML (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,18	±0,06	0.124
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,11	±0,02	
	GC	0,08	±0,02	
HLT ML	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,13	± 0,02	0.101
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,17	± 0,02	
	GC	0,20	±0,02	
HST ML	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,11	±0,02	0.341
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,11	±0,03	
	GC	0,17	±0,03	
$\Delta x^2$ ML(mm <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,51	±0,12	0.537
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,38	±0,05	
	GC	0,35	±0,12	
$\Delta r^2c$ ML(s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,98	±0,17	0.658
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,99	±0,14	
	GC	1.16	±0,16	

Legenda: OAJ – osteoartrose de joelho; ML- sentido médio-lateral ; DST - curto intervalo de tempo; DLT- longo intervalo de tempo; HLT – coeficiente de Hurst longo intervalo de tempo; HST – coeficiente de Hurst em curto intervalo de tempo;  $\Delta x^2$  – posição do ponto crítico;  $\Delta r^2c$  – instante do ponto crítico;  $\rho$  - nível de significância do teste de ANOVA *one-way*.

Tabela 12 - Caracterização das variáveis do estabilograma de difusão no sentido ML com olhos fechados.

VARIÁVEL	GRUPOS	$\bar{X}$	S	$\rho$
DLT ML (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,02	±0,006	0.460
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,02	±0,006	
	GC	0,01	±0,003	
DST ML (mm <sup>2</sup> /s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,17	±0,03	0.215
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,12	±0,02	
	GC	0,10	±0,02	
HLT ML	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,13	±0,02	0.328
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,15	±0,03	
	GC	0,19	±0,02	
HST ML	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,11	±0,02	0.100
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,12	±0,02	
	GC	0,20	±0,04	
$\Delta x_c$ ML(mm <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,57	±0,02	0.403
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,38	±0,05	
	GC	0,37	±0,10	
$\Delta t_c$ ML(s)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	1,02	±0,22	0.562
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	1,02	±0,15	
	GC	1,19	±0,18	

Legenda: OAJ – osteoartrose de joelho; ML- sentido médio-lateral ; DST - curto intervalo de tempo; DLT- longo intervalo de tempo; HLT – coeficiente de Hurst longo intervalo de tempo; HST – coeficiente de Hurst em curto intervalo de tempo;  $\Delta x^2$  – posição do ponto crítico;  $\Delta t^2c$  – instante do ponto crítico;  $\rho$  - nível de significância do teste de ANOVA *one-way*.

#### 4.6 VARIÁVEIS COP TRADICIONAL

Ao comparar as variáveis do COP na condição de olhos abertos, o máximo deslocamento do COP<sub>ap</sub> entre o grupo OAJ<sub>Q</sub> com o GC e OAJ<sub>SQ</sub> e o GC, verificou-se diferença estatisticamente significativa ( $\rho=0.03$  e  $\rho<0.001$ , respectivamente). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos OAJ c/queda e s/queda. Em relação às demais



variáveis do COP tradicional ( $COP_{ml}$ ;  $VEL_{ap}$ ,  $VEL_{ml}$ , área da elipse), os resultados não evidenciaram diferenças significativas entre os grupos (Tabela 14).

Tabela 13 - Comparação das variáveis do equilíbrio quase-estático na condição de olhos abertos

Variáveis	Grupo	$\bar{X}$	S	$\rho$
$COP_{AP}$ (mm)	Grupo OAJ <sub>Q</sub> *	2,6	±0,26	0.001
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub> *	3,1	±0,32	
	GC	1,6	±0,15	
$COP_{ml}$ (mm)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	3,2	±0,5	0.072
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	3,1	±0,5	
	GC	1,8	±0,3	
$VEL_{ap}$ (mm/s <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	17,2	±2,2	0.085
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	16,0	±1,3	
	GC	12,1	±1,5	
$VEL_{ml}$ (mm/s <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	13,6	±2,1	0.204
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	12,6	±1,8	
	GC	9,4	±1,2	
Área da elipse (cm <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	0,93	±0,1	0.163
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	0,98	±0,2	
	GC	0,66	±0,7	

Legenda:  $\rho$  - nível de significância do teste de ANOVA *one-way*.

\* diferença significativa entre o Grupo OAJ c/queda e Controle de  $p < 0.05$

Na situação com olhos fechados, os resultados evidenciaram que os grupos de OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) tiveram maiores valores do deslocamento máximo do  $COP_{ap}$  ( $p=0.03$  e  $p<0.001$ , respectivamente),  $VEL_{ap}$  ( $p=0.03$  e  $p=0.02$ , respectivamente) e área de elipse ( $p=0.03$  e  $p=0.05$ , respectivamente) do que no grupo GC. Além disto, o grupo OAJ<sub>Q</sub> apresentou maior  $VEL_{ml}$  do que o GC ( $p=0.02$ ) (Tabela 15).

Tabela 14– Comparação das Variáveis do equilíbrio quase-estático na condição de olhos fechados

Variáveis	Grupo	$\bar{X}$	S	$\rho$
COP <sub>ap</sub> (mm)	Grupo OAJ <sub>Q</sub> *	1,9	±0,28	< 0.001
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub> *	2,4	±0,24	
	GC	1,1	±0,13	
COP <sub>ml</sub> (mm)	Grupo OAJ <sub>Q</sub>	2,9	±0,4	0.265
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	3,3	±0,6	
	GC	2,1	±0,3	
VEL <sub>AP</sub> (mm/s <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub> *	20,0	±2,1	0.009
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub> *	20,0	±1,7	
	GC	13,0	±1,7	
VEL <sub>ml</sub> (mm/s <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub> *	14,6	±1,6	0.023
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub>	12,4	±1,2	
	GC	9,2	±1,1	
Área da elipse (cm <sup>2</sup> )	Grupo OAJ <sub>Q</sub> *	1,05	±0,12	0.019
	Grupo OAJ <sub>SQ</sub> *	1,00	±0,08	
	GC	0,69	±0,08	

Legenda:  $\rho$  - nível de significância do teste de ANOVA *one-way*.

\* diferença significativa com o grupo controle de  $p < 0.05$

#### 4.7 CORRELAÇÕES DAS VARIÁVEIS CLÍNICAS COM OS TESTES FUNCIONAIS DE EQUILÍBRIO

Ao correlacionar o desempenho do teste funcional de equilíbrio da EEB com o nível de incapacidade funcional (escore de Womac) e o grau mais comprometedor de degeneração da articulação do joelho, evidenciaram correlações moderadas e negativas com o teste. Além disto, a correlação do nível de intensidade de dor com a EEB, indicou uma correlação fraca e negativa significativa (Tabela 16).

Em relação à correlação entre o teste de equilíbrio dinâmico *TUG* e as variáveis clínicas, foram verificadas correlações moderada e positiva com o escore de Womac e grau mais comprometedor da OAJ. Ao analisar a correlação com o nível de dor, esta apresentou fraca correlação positiva com o teste, mas significativa (Tabela 16).

Tabela 15 - Correlação do desempenho dos testes de equilíbrio funcional com as variáveis clínicas

Variáveis Correlacionadas		R	P
	Dor*	-0.224	0.017
EEB	Escore de Womac*	-0.606	0.000
	Grau de OAJ*	-0.533	0.000
	-----		
	Dor*	0.205	0.030
Timed TUG	Escore de Womac*	0.561	0.000
	Grau de OAJ*	0.529	0.000

Legenda: EEB – Escala de Equilíbrio de Berg; TUG- teste *up to go*; OAJ- Osteoartrose de joelho; \* - significativo.

#### 4.8 CORRELAÇÕES DAS VARIÁVEIS CLÍNICAS COM AS VARIÁVEIS DO COP

Na tabelas 17, os resultados evidenciaram, na condição de olhos abertos, que existe relação significativa do escore de Womac com a VELml ( $r=0.41$ ), VELap ( $r=0.32$ ) e área da elipse ( $r=0.33$ ), no entanto, estas relações são classificadas como fracas.

Tabela 16 - Correlação entre as variáveis do COP tradicional com olhos abertos e variáveis clínicas.

Variáveis Correlacionadas		R	$\rho$
COPml	Escore de Womac	0.26	0.106
	Dor	0.05	0.745
	Grau de OAJ	0.09	0.565
VELml	Escore de Womac*	0.41	0.001
	Dor	0.01	0.996
	Grau de OAJ	0.15	0.376
COPap	Escore de Womac*	0.31	0.050
	Dor	0.08	0.609
	Grau de OAJ	0.19	0.241
VELap	Escore de Womac*	0.32	0.047
	Dor	0.08	0.616
	Grau de OAJ	0.09	0.567
Área da elipse	Escore de Womac*	0.33	0.041
	Dor	0.03	0.849
	Grau de OAJ	0.12	0.479

Legenda: COPml: centro de oscilação postural no sentido médio-lateral; VELml: velocidade média no sentido médio-lateral; COPap: centro de oscilação postural no sentido antero-posterior; VELap: velocidade média no sentido antero-posterior; OAJ: osteoartrose de joelho; \* - significativo.

Ao analisar as correlações entre as variáveis tradicionais do COP, na condição de olhos fechados, com diferentes níveis de dor, escore de Womac e grau de OAJ, não foram evidenciadas correlações significativas (Tabela 18)

Tabela 17 - Correlação entre as variáveis do COP tradicional com olhos fechados e variáveis clínicas.

Variáveis Correlacionadas		R	$\rho$
COPml	Dor	0.11	0.502
	Escore de Womac	0.29	0.093
	Grau de OAJ	0.21	0.203
VELml	Dor	0.24	0.38
	Escore de Womac	0.11	0.491
	Grau OAJ	0.01	0.953
COPap	Dor	0.25	0.131
	Escore de Womac	0.15	0.353
	Grau de OAJ	0.02	0.905
VELap	Dor	0.05	0.742
	Escore de Womac	0.16	0.165
	Grau de OAJ	0.04	0.806
Área da elipse	Dor	0.08	0.593
	Escore de Womac	0.24	0.142
	Grau de OAJ	0.07	0.669

Legenda: COPml: centro de oscilação postural no sentido médio-lateral; VELml: velocidade média no sentido médio-lateral; COPap: centro de oscilação postural no sentido antero-posterior; VELap: velocidade média no sentido antero-posterior; OAJ: osteoartrose de joelho.

## DISCUSSÃO

Esta pesquisa focalizou a capacidade funcional do joelho, equilíbrio funcional e quase-estático em indivíduos com osteoartrose de joelho (OAJ) com e sem relato de ocorrência de queda em menos de dozes meses; analisando-os comparativamente por meio de três tipos de instrumentos: questionário respondido pelo próprio sujeito (dados de auto-relato), teste de observação direta do desempenho e teste da análise biomecânica do equilíbrio quase-estático na plataforma Chattecx Balance System®. Foram, também, investigados os dados sócio-demográficos, antropométricos, de saúde física, estado clínico e psicocognitivo subjetivos dos sujeitos. No final, foram averiguadas as associações existentes entre a capacidade funcional, intensidade do quadro algico e o grau de osteoartrose do joelho com os dados dos testes de equilíbrio funcionais (*TUG* e o escore da escala de equilíbrio de BERG), das variáveis do COP tradicionais.

Existem uma grande variedade de fatores e processos fisiopatológicos da enfermidade que ocorrem durante o envelhecimento do ser humano, os quais podem resultar em perda funcional e causar aumento do risco de quedas. Desta forma, este estudo teve como primeiro objetivo específico analisar o perfil sócio-demográfico-clínico dos sujeitos.

### 5.1 CARACTERÍSTICA SÓCIO-DEMOGRÁFICA E CLÍNICA DOS SUJEITOS

Os resultados mostraram diferença entre os sujeitos com OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) e os sujeitos do grupo controle em relação à massa corporal e ao índice de massa corporal (IMC). Assim, ao analisarmos o estado nutricional por meio do IMC, notou-se que quase a totalidade dos portadores de OAJ encontrava-se acima da massa corporal ideal para sua altura, sendo

considerados obesos. Por outro lado, os sujeitos do grupo controle, no qual a metade apresentou massa corporal ideal para sua altura, foram considerados eutróficos.

Neste estudo, os grupos OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub> tiveram IMC médio de 32.61Kg/m<sup>2</sup> e 31.41Kg/m<sup>2</sup>, respectivamente. Este resultado vai de encontro aos estudos epidemiológicos que têm mostrado de maneira consistente que pessoas obesas apresentam risco aumentado para o desenvolvimento da OA de joelho, em relação às não-obesas, assim como relatam, que o aumento da prevalência da OAJ está diretamente associado com o aumento do IMC (RADOMINSKI, 1998; GELBER *et al.*, 1999; JANSSEN; MARK, 2006). Neste contexto, Felson (1996a) relata que os indivíduos com IMC entre 30 e 35Kg/m<sup>2</sup> apresentam risco quatro vezes maior para desenvolvimento da OAJ do que os indivíduos com IMC menor que 25Kg/m<sup>2</sup>. Portanto, o IMC é considerado um dos fatores etiológicos responsáveis pelo desenvolvimento das doenças músculo-esqueléticas (JANSSEN, MARK, 2006).

Diversos fatores (sociodemográficos, hereditários, clínicos, metabólicos e de estilo de vida) estão associados à osteoartrose. O sobrepeso e a obesidade, por meio do mecanismo de sobrecarga mecânica, estão associados principalmente à osteoartrose das articulações de suporte – tal como, no joelho - (MANNINEN *et al.*, 1996; FELSON *et al.*, 1997) e a redução do peso está associada à diminuição do risco de progressão da doença (FELSON *et al.*, 1992).

Vários estudos vêm demonstrando relação significativa entre a obesidade e incapacidade funcional (FELSON *et al.*, 1992; MESSIER, 1994; MANNINEN *et al.*, 1996; FELSON *et al.*, 1997; CREAMER *et al.*, 2000; JANSSEN; MARK, 2006). Esta associação, reforçada com evidente gradiente dose-resposta, pode revelar dois mecanismos, um por meio etiológico, e outro por uma causalidade reversa, uma vez que os indivíduos com OAJ tendem a ser mais inativos, e, portanto, têm maior índice de massa corporal (MACHADO *et al.*, 2004). Deste modo, ao investigar a prevalência da prática de atividade física entre os grupos, neste estudo, verificou-se que a maioria dos portadores de OAJ (OAJ<sub>Q</sub> – 72,2%; OAJ<sub>SQ</sub>- 62,5%) não era praticante de atividade física regular, enquanto que 86,4% do GC praticavam regularmente algum tipo de atividade física com frequência superior a três vezes por semana. Sendo assim, os resultados deste estudo indicam que portadores de OAJ são mais propensos a inatividade física do que os não portadores, podendo favorecer o aumento da prevalência da obesidade desta população.

Os resultados deste estudo mostraram maior prevalência das enfermidades no sistema músculo-esqueléticas nos sujeitos com OAJ do que nos sujeitos do grupo controle. Neste

contexto, Radominski (1998), por meio do IMC e das pregas cutâneas, relatou a existência da associação da obesidade com dor lombar e, principalmente, com hérnia discal. Conforme as considerações do mesmo autor, a dor articular é um sintoma muito freqüente e agravante em indivíduos com excesso de peso, por acarretar sobrecarga mecânica aos ossos e às articulações, desempenhando importante papel na patogênese, nas manifestações clínicas e na evolução das doenças musculoesqueléticas, tal como osteoartrose no joelho, no quadril e na coluna lombar. Conseqüentemente, ao averiguar os medicamentos regularmente utilizados pelos sujeitos do estudo, notou-se a prevalência maior dos medicamentos para patologias músculo-esqueléticas, ou seja, anti-inflamatórios, analgésicos e relaxantes musculares.

Machado (2004) relata que a OAJ teve associação significativa e negativa em relação às variáveis sexo (masculino), escolaridade e renda familiar. Ao analisar o nível escolar entre os grupos, neste estudo, notou-se que a maioria dos portadores de OAJ havia estudado até o ensino fundamental completo, ao contrário do grupo controle, onde a maioria estudou além do ensino médio. Segundo Perlini (2000), a falta de instrução, associada a fatores sociais, culturais e econômicos, constitui-se em barreira que dificulta a conscientização sobre a necessidade de cuidados com a saúde, o tratamento adequado e a manutenção de um estilo de vida exposto aos fatores de risco de agravamento das enfermidades.

Adicionalmente, alguns estudos (RUBENSTEIN, JOSEPHSON, 2003; REYES-ORTIZ *et al.*, 2005), consideraram como fatores de risco para quedas e dependência funcional, relato de doenças crônicas, uso de medicamentos, relato de fraturas anteriores, problemas de visão, problemas auditivo, tontura e medo de cair. Em relação aos problemas de visão, auditivo e tontura, não houve diferença estatística entre os grupos, neste estudo. No entanto, ao investigar a preocupação em cair, verificou-se que 94,4% dos sujeitos com OAJ e com historico de queda, 70,8% com OAJ e sem historico de queda e 45,5% do controle relataram medo de cair durante a realização das suas ADV's. Os portadores de OAJ tiveram uma prevalência maior, talvez devido aos sintomas e comprometimento da capacidade funcional pela enfermidade, principalmente, em relação à dor, fraqueza muscular e rigidez da articulação. Desta maneira, o medo leva a insegurança, dependência nas atividades de vida diária, restrição nas atividades sociais e conseqüente diminuição de autonomia ao longo do tempo.



## 5.2 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS DOS INDIVÍDUOS PORTADORES DE OSTEOARTROSE DE JOELHO

Os resultados deste estudo mostraram não haver diferença na intensidade de dor no dia da coleta entre sujeitos do grupo OAJ<sub>Q</sub> (5.8) e OAJ<sub>SQ</sub> (5.7). Segundo Coimbra *et al.* (2004), a dor é considerada o principal sintoma da OA, contudo, apresenta flutuações durante o dia, na maioria das vezes com agravamento ao movimento da articulação comprometida e ao final do dia. Entretanto, em estágios mais avançados da doença (grau III e IV), pode ocorrer ao repouso e durante a noite. Dor e eventuais episódios de efusão articular podem levar a uma inibição da unidade motora, resultando em uma diminuição da ativação muscular e, portanto, em redução na força e na velocidade de contração muscular. Esse mecanismo, conhecido como “inibição reflexa”, impede o músculo de produzir força máxima, contribuindo assim para a fraqueza muscular, especialmente observada no quadríceps de pacientes com OA (SANTOS *et al.*, 2007; McNAIR *et al.*, 1996), podendo dessa forma comprometer as AVD's tal como a locomoção, agachamento, subir e descida de escada, entre outras.

Em relação ao grau de comprometimento articular, os resultados deste estudo mostraram maior prevalência do grau III e grau IV em ambos os grupos de OAJ. Estes achados corroboram aqueles encontrados por Bennel *et al.* (2003) e Tan *et al.* (1995), que também encontraram estes graus de comprometimento articular. Contudo, em um estudo longitudinal com 321 indivíduos portadores de OAJ, Hochberg *et al.* (1995), encontraram incidência de 14% de osteoartrose grau 3 ou 4, valor bem inferior OA encontrado neste estudo, o qual constatou que 50% e 66,6% dos sujeitos com OAJ<sub>Q</sub> apresentaram graus 3 e 4, no joelho direito e esquerdo, respectivamente; e o grupo OAJ<sub>SQ</sub>, 54,2% e 58,4% apresentaram graus 3 e 4, no joelho direito e esquerdo, respectivamente.

Os resultados do questionário de WOMAC mostraram que os sujeitos do grupo OAJ<sub>Q</sub> (50,1 pontos) teve maior pontuação que os sujeitos do grupo OAJ<sub>SQ</sub> (44,91 pontos), no entanto não houve diferença significativa, sendo que a maioria dos sujeitos com OAJ relatam limitações nas suas AVDs. As maiores dificuldades relatadas foram no ato de sentar e levantar da cadeira e/ou vaso sanitário, subir e descer escadas e/ou degraus, se agachar, entre e sair do carro, levantar da cama, realizar as tarefas domésticas, enfim todos os movimentos que envolvem maior amplitude

de movimento da articulação do joelho para sua execução, mostrando a seriedade da incapacidade funcional da amostra selecionada.

Além disso, a maioria dos sujeitos com OAJ apresentaram nível de incapacidade grave ou severa. O grau III e grau IV da OAJ são definidos com sendo o maior comprometimento da capacidade funcional da articulação do joelho nos portadores, pois nesta fase da enfermidade a degeneração já provocou diminuição de espaço articular, grandes ósteofitos e esclerose subcondral, sendo que, no grau IV se identifica deformidades ósseas, frouxidão capsular, hipermolidade ou instabilidade em parte da amplitude de movimento (KISNER; COLBY, 1998), edema, dor (MALY *et al.*, 2006; BENNELL *et al.*, 2003; McNAIR *et al.*, 1996), fraqueza muscular (CREAMER *et al.*, 2000; O'REILLY *et al.*, 1998; TAN *et al.*, 1995; TEIXEIRA; OLNEY, 1995) e perda da propriocepção articular (CAMARGOS *et al.*, 2004; PEIXOTO, 2004).

A manutenção da capacidade funcional é um requisito fundamental para o envelhecimento saudável e pode ter importantes implicações para a qualidade de vida destes sujeitos, por estar relacionada com a aptidão de ocupar-se com o trabalho até idades mais avançadas e/ou com atividades agradáveis (Rosa *et al.*, 2003), torna-se necessário investigar a relação entre o nível de capacidade funcional e o risco de queda e o equilíbrio postural, pois a queda é uns dos maiores preditores de incapacidade funcional, essencialmente na população idosa. Desta maneira, o próximo item a ser discutido é o equilíbrio dinâmico nos sujeitos com OAJ.

### 5.3 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO DINÂMICO

Os resultados mostraram que o grupo OAJ<sub>Q</sub> teve desempenho inferior nos testes de equilíbrio funcional (escore de EEB baixo, e *TUG* superior) em comparação com os grupos OAJ<sub>SQ</sub> e GC. Da mesma forma, o grupo OAJ<sub>SQ</sub> apresentou desempenho inferior em relação ao GC. Portanto, os resultados indicaram que o teste *TUG* e EEB foram sensíveis e específicos indicadores do risco de queda para esta população.

Os sujeitos com OAJ foram mais lentos no teste *TUG test* (OAJ<sub>Q</sub> =16.32s e OAJ<sub>SQ</sub> =13.07s) do que os sujeitos do grupo controle (9.59s), indicando que os sujeitos com OAJ<sub>Q</sub> apresentaram maior risco à queda do que os sujeitos dos grupos OAJ<sub>SQ</sub> e controle. Além disso,

sujeitos do grupo OAJ<sub>SQ</sub> são mais suscetíveis a sofrer queda do que o GC. O resultado deste estudo foi congruente ao estudo de Alencar *et al.* (2007), que ao analisar o desempenho do *TUG test* em idosos caidores e não-caidores portadores de OAJ, verificou que o grupo caidor (13.65s) mostrou pior desempenho do que o grupo não-caidor (10.22s). O estudo de Sun *et al.* (2006), também mostrou que os sujeitos com OAJ (12.9s) foram mais lentos do que os sujeitos sem OAJ (9.14s). Entretanto, no estudo de Alencar *et al.* (2007) o grupo OAJ não caidor apresentou baixo risco à queda, ao contrário deste estudo e do Sun, nos quais os grupos OAJ com queda apresentaram moderado risco à queda.

Thrane *et al.* (2007), compararam o desempenho do *TUG* entre homens caidores (13.0s) e não-caidores (11.1), encontrando diferença significativa entre eles. Em relação às mulheres, os resultados mostraram não haver diferença significativa no teste entre aquelas caidoras (13.0s) e não-caidoras (13.9s). O autor concluiu que existe associação entre o *TUG* e a histórico de queda para homens, mas não para mulheres.

Morris *et al.* (2007) ao investigar a eficácia dos testes de equilíbrio para predispor o risco à queda em idosas com história de faturas da coluna vertebral, com e sem histórico de queda, averiguou que entre os testes de equilíbrio *TUG*, *timed 10 m walk*, *TURN180*, *tandem walk*, *sit-to-stand chair*, o teste *TUG* foi o melhor teste preditor para identificação ao risco à queda nesta população.

O *TUG* tem uma boa confiabilidade do reteste em diferentes condições (STEFFAN *et al.*, 2002; MORRIS *et al.* 2001), e é sensível o suficiente para indicar a melhora do equilíbrio em pacientes com artrite reumatóide que se submete ao treinamento de resistência muscular dos extensores e flexores do joelho (McMEEKEN *et al.*; 1999). Günter *et al.* (2000), relata que o *TUG* identificou 71.2% dos idosos caidores e não-caidores. Luukinen *et al.* (1995) recomenda o uso do *TUG*, pelo fato que a velocidade da marcha reduzida é um fator de risco de grande peso para quedas.

Shumway-Cook *et al.* (2000) ao investigar a influência da tarefa cognitiva e tarefa manual dos membros superiores no desempenho do teste *TUG* entre idoso caidores e não-caidores, verificou que tanto no teste *TUG*, *TUG* com tarefa cognitiva e o *TUG* com tarefa manual, os idosos caidores foram mais lentos do que os idosos não-caidores. A tarefa cognitiva e a manual aumentaram significativamente o tempo para finalizar o teste *TUG* em ambos os grupos. Nos idosos com histórico de queda o *TUG* cognitivo e o manual aumentaram 25% e 22%, e nos

idosos sem histórico de queda 16% e 15%, respectivamente, comparando com o desempenho *TUG*, sugerindo que a diferença encontrada não foi somente influenciada pela idade dos sujeitos, mas também pelo estado de equilíbrio.

Shumway-Cook *et al.* (2000) relata que o teste apresenta uma sensibilidade de 87% para identificar caidores múltiplos e uma especificidade de 87% para comparações com indivíduos saudáveis quando ocorre desempenho superior a 13.5 segundos. O mesmo autor em outro estudo anterior (1997), concluiu que indivíduos com tempo superior a 14 segundos apresentaram alto risco de queda, indicando este tempo como ponto do corte para identificação ao risco de queda.

Contudo, a comparação com outros estudos não pode ser realizada, devido a não padronização da metodologia aplicada no teste (BOULGARIDES, 2003; JANSSEN, 2002; SIGGEIRSDOTTIR *et al.*, 2002; PODSIADLO; RICHARDSON, 1991), tal como altura da cadeira, inclinação do encosto, presença ou ausência do apoio dos membros superiores, permissão do auxílio dos membros superiores para se levantar e sentar, o comando oferecido ao indivíduo durante o teste, os sapatos que foram usados ou não, até mesmo o tipo de amostra. Entretanto, o *TUG* mostrou que os sujeitos com OAJ são mais lentos para finalizar o teste, principalmente aqueles com história prévia de queda, indicando ser um instrumento preditor para identificar o nível de risco à queda nestes indivíduos.

Os resultados demonstram que os grupos OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) tiveram desempenho inferior do equilíbrio funcional por meio da EEB do que o grupo controle, apresentando diferença significativa. Além disso, o desempenho do grupo OAJ<sub>Q</sub> foi mais baixo do que o grupo OAJ<sub>SQ</sub>, evidenciando diferença significativa entre os grupos.

A EEB é muito utilizada para identificar o nível de probabilidade de queda em idosos ou em sujeitos com desordens neurológicas (BROWNE, HARE, 2001). Contudo, o único estudo encontrado na literatura que teve a finalidade de comparar o equilíbrio funcional, por meio da EEB, entre portadores de OAJ e não portadores foi o estudo de Sun *et al.*(2006), que verificou que os portadores de OAJ apresentaram desempenho inferior ao comparar com o grupo sem a enfermidade, resultado semelhante ao encontrado nesse estudo.

Os resultados evidenciaram que os sujeitos com OAJ<sub>Q</sub> possuem pior equilíbrio funcional do que os sujeitos com OAJ<sub>SQ</sub>. Este achado vai de encontro com diversos estudos prévios, os quais evidenciaram que os idosos que caem pontuam significativamente menos na EEB do que os

idosos sem relato de quedas (MACKINTOSH *et al.*, 2006; SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997; LAJOIE *et al.*, 2002; CHIU *et al.*, 2003; LAJOIE, GALLAGHER, 2004, THORBAHN; NEWTON, 1996).

Ao se adotar como critério de corte 49 pontos, como a maioria dos autores (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997; THORBAHN; NEWTON, 1996; GONÇALVES, 2006; HARADA *et al.*, 1995) os sujeitos dos grupos OAJ apresentaram maior probabilidade à queda do que os sujeitos do controle, sendo a probabilidade de queda decrescente entre os grupos, ou seja grupo de OAJ<sub>Q</sub> são mais suscetíveis a sofrer queda do que o grupo de OAJ<sub>SQ</sub>, e este é mais suscetível a queda do que o grupo GC.

O equilíbrio é um importante componente para realização das AVD's. Vários fatores podem ser responsáveis pelo desequilíbrio observados nos sujeitos com OAJ neste estudo. Estudos têm demonstrando que a fraqueza muscular dos membros inferiores (principalmente do quadríceps), redução da ativação de número de fibras musculares, aumento do tempo de latência de recrutamentos das fibras musculares e o déficit proprioceptivo da articulação do joelho são as causas primordiais para o desequilíbrio postural destes sujeitos (PAI *et al.*, 1997; WEESEL, 1996). Uma vez que essas circunstâncias afetam de forma significativa o desempenho da coordenação neuromuscular automaticamente, a manutenção do equilíbrio na posição ortostática estará prejudicada (ELLENBECKER, 2002) e, conseqüentemente, a execução das tarefas funcionais não será adequada, aumentando a probabilidade de queda. Neste contexto, estudo como de Perracini e Ramos (2002) evidenciou forte associação entre o estado funcional e a presença de quedas, sugerindo que o prejuízo da capacidade funcional parece ter um papel preponderante na interação multicausal de quedas.

Diante do exposto, estudos relatam que os portadores de OAJ apresentaram redução da sua confiança ao executar suas atividades de vida diária (AVD's), tais como levantar e sentar da cadeira, permanecer em pé em apoio unipodal, subir e descer escadas, agachar-se e caminhar ao redor de casa (TAMEGUSHI *et al.*, 2008; Oliveira, 2007b; MARX *et al.*, 2006). Assim, predispõem a estes indivíduos a temer a queda e levando a sua inabilidade, e não somente medo da queda, mas também com medo seja incapaz de se levantar uma vez que caia. Uma vez que a baixa autoconfiança em realizar as atividades do dia-a-dia, pelo medo de cair, tendem a ter um comprometimento progressivo da capacidade funcional ao longo do tempo (PERRACINI; RAMOS, 2002). Neste contexto, estudos relatam a existência da associação do déficit na realização das tarefas e a ocorrência de quedas, mostra que a perda da capacidade funcional está

relacionada com a fragilidade e pré-dispõe o idoso ao evento queda (YAP *et al.*, 2003; ROSA *et al.*, 2003), havendo necessidade de investigar melhor sobre o assunto.

#### 5.4 COMPORTAMENTO DA CURVA DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO

Os resultados deste estudo evidenciaram que os portadores de OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>), tanto na direção AP como ML, em ambas as condições, apresentaram curvas médias superiores do estabílograma de difusão do que os sujeitos saudáveis. Estes resultados estão de acordo com aqueles obtidos por Raymakers *et al.* (2005), Maurer *et al.* (2004) e Mitchell *et al.* (1995), os quais constaram que as curvas médias, em ambas as direções, são superiores aquelas apresentadas por sujeitos saudáveis da mesma faixa etária. Resultado similar foi encontrado por Oliveira (2007b), que ao analisar a curva média em portadores de OAJ e sujeitos saudáveis, na condição de olhos abertos, constatou que os portadores de OAJ apresentam maior curva média do que os sujeitos saudáveis, em ambas as direções.

No entanto, ao comparar as curvas médias do estabílograma de difusão, neste estudo, notou-se comportamento distinto nas duas condições entre os sujeitos com e sem histórico de queda. Na condição de olhos abertos, o grupo OAJ<sub>Q</sub> apresentou maior curva do que o OAJ<sub>SQ</sub>, tanto na direção AP como ML. Mas, na condição de olhos fechados, os grupos OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub> apresentaram curvas médias similares, em ambas as direções. Norris *et al.* (2005), na condição de olhos abertos, encontraram curvas médias superiores para indivíduos idosos com alto risco de quedas quando comparados a idosos saudáveis e adultos jovens saudáveis, havendo diferença entre idosos caidores e não-caidores e entre caidores e adultos jovens. Os autores sugerem que os caidores têm a tendência de apresentarem curvas médias superiores do que os não caidores.

Estudos que analisaram o comportamento da curva média do estabílograma de difusão constataram que durante o processo de envelhecimento a curva média aumenta com a idade, havendo diferença significativa da área da curva entre os adultos jovens, meia-idade e idosos saudáveis (VIERIRA *et al.*, 2008; LACOUR *et al.*, 2008; NORRIS *et al.*, 2005; HSIAO-WECKSLER *et al.*, 2003; LAUGHTON *et al.*, 2003).

Com base neste estudo e dos estudos prévios, verifica-se que a curva do estabílograma é superior em condições em que a estabilidade está teoricamente diminuída, indicando que nas

condições de diminuição do equilíbrio, maior é a curva do establograma de difusão. Assim, neste estudo, os indivíduos com OAJ, independentemente do relato de queda, apresentam maiores curvas média do establograma de difusão do que os sujeitos saudáveis, sugerindo elevação do risco de queda nesta população.

## 5.5 VARIÁVEIS DO ESTABILOGRAMA DE DIFUSÃO EM INDIVÍDUOS COM E SEM OAJ

Neste estudo os portadores de OAJ (OAJQ e OAJSQ) apresentaram maior valor na DST e DLT do que os sujeitos do grupo controle, evidenciando déficit nos mecanismos de informação aferente da propriocepção.

A variável DST informa ao sistema nervoso central a posição e movimento da articulação, permitindo comparar os estados estáticos com os estados dinâmicos, equilíbrio com desequilíbrio (COLLINS; DE LUCA, 1994; MITCHELL *et al.*, 1995; NOLAN; KERRIGAN, 2004). Esta informação proprioceptiva é capaz de influenciar o tônus muscular, controle motor e percepções cognitivas ou consciência cinestésica (ELLENBECKER, 2002), no qual o déficit na aferência proprioceptivo sensorial resultou no déficit do *feedback* do controle motor durante o intervalo de longo-período (DLT) comprometeu à habilidade em manter a estabilidade postural. Assim, uma vez a propriocepção nos portadores de OAJ esteja afetada, aumentará a atividade estotástica do COP – o qual foi evidenciando o aumento do deslocamento do COP<sub>ap</sub> na análise tradicional da posturografia – e poderá colocar estes indivíduos em situações de risco à queda.

O aumento da atividade AP em sujeitos portadores de OAJ, verificado neste estudo, poderia refletir uma tentativa de manter os movimentos da direção ML potencialmente estável, segundo Mitchell *et al.* (1995), onde os sujeitos com OA utilizam deslocamentos e ajustes na direção AP, por meio de dois mecanismos de controle postural, *open-loop* (circuito aberto) e *close-loop* (circuito fechado), como uma estratégia compensatória que objetiva neutralizar os efeitos dos movimentos restritos na direção ML.

Alguns autores (COLLINS; DE LUCA, 1994; MITCHELL *et al.*, 1995; NEWMAN *et al.*, 1996; NOLAN; KERRIGAN, 2004), propõem que a região de curto intervalo de tempo corresponde ao mecanismo em circuito aberto que não possibilita controle direto, ou seja, não pode ser

influenciado pelo sistema nervoso central, portanto não utiliza *feedback*, desta forma, estaria na dependência da tensão (rigidez) muscular. Os mesmos autores concluem que uma consequência seria o comprometimento da habilidade individual de manter a estabilidade postural, podendo estar relacionado à perda de força muscular inerente ao processo de envelhecimento, e, que a estratégia de manter estes músculos em estado ativado é uma tentativa de fornecer a estabilidade adicional sob circunstância de fraqueza aumentada do músculo, o que é presenciado nos portadores de OAJ uma fraqueza dos grupos musculares que envolvem o joelho, essencialmente o grupo muscular do quadríceps.

Os achados concordam parcialmente com aqueles encontrados por Oliveira (2007b) que constatou, nos portadores de OAJ, maiores valores das DST do que os sujeitos saudáveis, nas direções AP e ML. No entanto, neste estudo não foi verificada diferença dos parâmetros no sentido ML. Um fator plausível para esta diferença, talvez fosse o fato que este estudo evitou adquirir dados sobre o período do COP transitório, não coletando os 15 segundos iniciais após os sujeitos assumir a posição para aquisição dos dados.

Segundo os estudos que analisaram a característica da curva do estabilograma de difusão do COP em indivíduos com a doença de Parkinson, evidenciaram que os parkinsonianos apresentam maior valor de DST (BOSEKA *et al.*, 2005; RAYMAKERS *et al.*, 2005; MAURER *et al.*, 2004; MITCHELL *et al.*, 1995) e de DLT (MAURER *et al.*, 2004; MITCHELL *et al.*, 1995) do que idosos saudáveis. Boseka *et al.* (2005) relata que os idosos com Parkinson exibiram maior nível de atividade muscular em comparação com os idosos saudáveis, a qual resultou no aumento da atividade estoscática (oscilação postural) nos parkinsonianos. Além disso, Raymakers *et al.* (2005) evidenciou que a variável DST é influenciada pela idade, estado de saúde de idosos parkinsonianos e geriátricos, condição visual (comparação entre olhos abertos e fechados) e a propriocepção (superfície de espuma).

Em relação ao histórico de queda, este estudo não constatou diferença significativa do DST e DLT entre os sujeitos com OAJ caídores e OAJ não-caídores, podendo ser explicado talvez pelo fato que os grupos de OAJ apresentaram homogeneidade do quadro clínico. Portanto, independentemente do histórico de queda, ambos os grupos de OAJ tem déficit na detecção sensorial e no *feedback* proprioceptivo, afetando de forma negativa o equilíbrio corporal, contribuindo para o aumento da probabilidade de risco à queda nestes indivíduos.



Raymakers *et al.* (2005) relatam que o DST pode ser mais um preditor ao risco de queda do que qualquer outro parâmetro, sugerindo que esta variável pode ser uma indicação que a percepção da propriocepção dos membros inferiores é particularmente essencial para manutenção do equilíbrio dos portadores de OAJ. Neste sentido, Norris *et al.* (2005) em estudo sobre controle postural em indivíduos jovens, idosos com baixo risco de queda e com alto risco de queda, classificando encontraram valores maiores do DST, em ambas as direções, para idosos com alto risco de queda do que os de baixo risco de queda. No entanto, embora Laughton *et al.* (2003), tenham mostrado que os idosos caidores possuem maior valor do DST, na direção AP, do que os adultos jovens, não evidenciaram diferenças no controle postural entre idosos caidores e não-caidores e entre idosos não-caidores e adultos jovens saudáveis.

Estudos que analisaram o efeito do processo de envelhecimento na curva do estabilograma de difusão (LERVIK, LEDIN, 2007; BOSEKA *et al.*, 2005; NORRIS *et al.*, 2005; LAUGHTON *et al.*, 2003; HSIAO-WECKSLER *et al.*, 2003), sugerem que o avanço da idade aumenta a instabilidade postural no intervalo de curto-período (DST). Contudo, Raymakers *et al.* (2005) não evidenciaram a influência do processo de envelhecimento nos parâmetros do DST.

Em relação ao DLT, autores relatam que este parâmetro não sofre influência do processo de envelhecimento (LERVIK, LEDIN, 2007; NORRIS *et al.*, 2005; LAUGHTON *et al.*, 2003; HSIAO-WECKSLER *et al.*, 2003; PRIPLATA *et al.*, 2003; RAYMAKERS *et al.*, 2005), portanto não pode-se considerá-lo como preditor de alteração de equilíbrio, sendo necessário desenvolvimento de estudo para maior esclarecimento.

Peterka (2000), Collins e De Luca (1994), propõem que a região de longo intervalo de tempo corresponde ao mecanismo em circuito fechado que consiste com modelo utilizado para descreve o comportamento da postura ortostática como um pêndulo-invertido. Este modelo coloca que os desvios angulares da posição ortostática (sinal do erro angular) são detectados pelo sistema sensorial e esta informação sensorial é usada para gerar os torques musculares corretivos para compensar os distúrbios posturais. Neste sentido, Peterka (2000) relata que o DST é muito parecido com a função fisiológica mensurada que pode se produzida pela seleção *feedback* do controle motor que representa a dinâmica corporal com um pendulo invertido. O controlador *feedback* produz um torque muscular corretivo proporcional a instabilidade postural, velocidade angular da instabilidade e a integral do ângulo de instabilidade (controlador PID), na fase de longo período. Desta forma, a dinâmica do sistema é determinada pela regulação contínua do

circuito fechado da dinâmica corporal (efeito de inércia), desde que a inércia corporal é fixada em uma determinada situação (PETERKA, 2000).

Lacoura *et al.* (2008) relata que os idosos utilizem o controle do mecanismo circuito aberto para intervalo de longo tempo (DLT), fazendo uso dos mecanismos de *feedback* do circuito fechado com maior atraso comparado com adultos jovens. Tais alterações na interação temporal do controle do mecanismo circuito aberto e circuito fechado, para o mesmo autor, são suportadas pela observação do aumento do tempo de reflexo, diminuição da propriocepção e fraqueza muscular, relatados como comuns conseqüências do processo de envelhecimento e da fisiopatologia da OAJ.

Peterka (2000) e Laughton *et al.* (2003) constataram o aumento da estabilidade do curto-período ocorreu quando a força compensatória é gerada pela proporção da oscilação ou da velocidade corporal que estava diminuída, ou quando o tempo de atraso devido detecção sensorial – transmissão, processamento e ativação muscular – estava aumentado, o que foi visto neste estudo que os portadores de OAJ apresentam maior valor de DST. Tais alterações podem ocorrer nos indivíduos em baixa condição de diminuição de força muscular (co-ativação) ou com declive na velocidade de condução nervosa (PETERKA, 2000), os quais ambos ocorrem na fisiopatologia da OAJ (WEGENER *et al.*, 1997; PAI *et al.*, 1997; WEESEL, 1996). Assim, Laughton *et al.* (2003) conclui que o aumento da atividade muscular pode ser responsável pelo aumento da atividade estocástica do DST e, conseqüentemente, pode comprometer a capacidade do indivíduo de manter a estabilidade postural, aumentando o risco de queda. Desta forma, existe a necessidade de realização de estudos que investiguem o papel da função muscular nos parâmetros do estabilograma de difusão em sujeitos com OAJ.

Boseka *et al.* (2005), mostrou que o processo de envelhecimento e a doença de Parkinson aumentam a atividade estocástica no curto-intervalo do COP, resultando no aumento da atividade muscular ao redor das articulações dos membros inferiores. Além disto, o aumento da atividade estocástica nos parkinsonianos, durante a condição de olhos fechados, é devido ao aumento de forças geradas pelos músculos, que estão envolvidos na estabilidade postural.

No entanto, Laughton *et al.* (2003) relata que não está esclarecido se o aumento da atividade muscular é um fator contribuinte para o aumento da oscilação postural ou se a diminuição da ativação muscular é uma compensação para o aumento da oscilação postural. No entanto, Newman *et al.* (1996) refere que a estabilidade postural é ideal dentro da amplitude

média da atividade muscular, sendo que em amplitude muito alta ou muito pequena da ativação muscular ocasiona instabilidade postural. Então, a diminuição da ativação muscular (diminuição de força), pode resultar em maior oscilação corporal, o qual pode esta associada com aumento da amplitude da ativação muscular compensatória e co-ativação muscular. Similarmente, o aumento da amplitude da atividade muscular pode também resultar em maiores atividade estocástica, tendo resultado o aumento da oscilação postural.

Neste contexto, autores relatam que os portadores de OAJ apresentam déficit na propriocepção da articulação do joelho, fraqueza muscular dos membros inferiores (principalmente do quadríceps), redução da ativação de número de fibras musculares, aumento do tempo de latência de recrutamentos das fibras musculares e déficit no ajuste dinâmico da rigidez muscular por meio da co-ativação muscular para o controle de estabilidade articular do joelho (AQUINO *et al.*, 2004; CAMARGOS *et al.*, 2004; WENEGER *et al.*, 1997; PAI *et al.*, 1997; WEESEL, 1996); estes indivíduos são submetidos à grande instabilidade postural, podendo refletir nos parâmetros do DST e DLT. Desta forma, podendo aumentar o risco de queda nesta população, por meio do aumento da atividade estotástica do COP, pelo atraso da detecção sensorial e na respostas do controle postural adequada para estabilização da oscilação postural. Estas circunstâncias, associadas com o processo de envelhecimento, poderá aumentar a atividade estocástica dos parâmetros DST e DLT nesta população, a qual poderá afetar de forma negativa a confiança dos indivíduos com OAJ ao realizar as AVD's, tornando-os mais inativos prejudicando mais ainda os mecanismos do controle motor da estabilização do equilíbrio corporal, consequentemente favorecendo ainda mais o risco à queda.

Em relação ao coeficiente de Hurst, este estudo não constatou diferença significativa entre os sujeitos com OAJ (OAJQ e OAJSQ) e os saudáveis, tanto para curto-período (HST) quando para longo-período (HLT), em ambas as direções e condições. Entretanto, este resultado é controverso ao encontrado por Oliveira (2007b), o qual indica que os portadores de OAJ tiveram maior valor do HST, na direção ML, do que sujeitos saudáveis. É possível que esta diferença nos resultados entre os dois estudos supracitados seja devido ao método de análise utilizado, já mencionado anteriormente.

Os resultados indicaram a comparação entre os indivíduos com OAJ<sub>Q</sub>, OAJ<sub>SQ</sub>, não apresentou diferença nos valores dos expoentes de Hurst, em ambos os intervalos. Este achado foi controverso com o estudo de Norris *et al.* (2005) que evidenciou que os idosos de alto risco

apresentaram maior valor do expoente de coeficiente de HST, em ambas direções, do que os idosos baixo risco.

Estudos investigaram o efeito do processo de envelhecimento constataram que o HST aumenta (COLLINS *et al.*, 1995a; HSIAO-WECKSLERA *et al.*, 2003) e o HLT sofre redução com o avanço da idade (NORRIS *et al.*, 2005; COLLINS *et al.*, 1995a; VIEIRA *et al.*, 2008; HSIAO-WECKSLERA *et al.*, 2003; PRIPLATA *et al.*, 2003). Entretanto, Lervik e Ledin (2007) não encontraram diferença significativa dos valores do HLT e HST entre idosos e adultos jovens.

É interessante comentar que o expoente de Hurst (H) avalia a probabilidade do COP se deslocar para longe ou perto de um relativo ponto de equilíbrio, sendo que valores entre  $0,5 < H < 1$  estariam associados a um comportamento persistente, isto é, apresentaram correlação positiva com comportamento randômico (random-walk) (CHIARI *et al.*, 2000; COLLINS e DE LUCA 1994). Os expoentes de Hurst com os valores menores do que 0.5 estariam associados negativamente com o comportamento randômico, apresentando um comportamento anti-persistente, ou seja, tendendo a retornar para um relativo ponto de equilíbrio.

Neste estudo, os expoentes de hurst de curto intervalo (HST), em ambas as direções e condições visuais, apresentaram comportamento anti-persistente para os três grupos ( $H < 0,5$ ). Estes resultados estão de acordo com os encontrados por Oliveira (2007b), que verificou que ambos os sujeitos com e sem OAJ, apresentaram HLT menor de 0.5, em ambas as direções e HST menor de 0.5, na direção ML. Este tipo de comportamento também foi demonstrado por Collins e De Luca (1994) para a variável HST, na direção ML, em idosos saudáveis. Entretanto, Vieira *et al.* (2008); Norris *et al.* (2005) e Hsiao-Weckslera *et al.* (2003) constataram que os adultos jovens e idosos saudáveis exibiram comportamento persistente, apresentaram valor de HST maior do que 0,5.

Em relação aos expoentes de Hurst de longo intervalo (HLT), neste estudo, nas ambas as direções e condições visuais, os três grupos apresentaram comportamento anti-persistente ( $H < 0,5$ ), sendo de acordo com a literatura que relata a ocorrência este tipo de comportamento na região de longo-período em adultos jovens e idosos saudáveis (VIEIRA *et al.*, 2008; LERVIK, LEDIN, 2007; NORRIS *et al.*, 2005; PRIPLATA *et al.*, 2003; HSIAO-WECKSLERA *et al.*, 2003).

Entretanto, o significado da alteração dos expoentes de Hurst, é incerto, uma vez que, segundo Riley *et al.* (1997), Collins e De Luca (1994), a correlação positiva em curto intervalo de tempo está associado a um comportamento exploratório, em um longo intervalo de tempo,

apresenta uma correlação negativa e está associado a um comportamento performático, ou seja, tem a tendência de se estabilizar encontrando o centro do equilíbrio, necessitando de mais estudo. Peterka (2000) relata que em seus resultados indicaram que o tempo de atraso do *feedback* não é um fator essencial na determinação do comportamento de persistência, logo do ponto crítico, deste que os parâmetros de controle do *feedback* possam se ajustados para fornecer o controle estável, sem ter a curva do estabilograma de difusão bipartida.

Em relação à fase de intermediação entre o intervalo de curto e longo-período, este estudo constatou diferença significativa do valor do  $\Delta x^2$  entre os sujeitos com OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) e os sujeitos saudáveis. O mesmo foi evidenciado por Tanaka *et al.* (2002), relatam que maiores valores do  $\Delta x^2$  nos adultos jovens com pior capacidade em manter o equilíbrio unipodal, sugerindo que o grupo de alto risco utilizou uma maior área da sua base de suporte mais rapidamente do que o de baixo risco. No entanto, este estudo não evidenciou diferença do instante do ponto crítico  $\Delta r^2c$  entre os sujeitos com OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) e os sujeitos saudáveis. Este achado vai de acordo com Oliveira (2007b), que não evidenciou diferença significativa do  $\Delta r^2c$  entre os sujeitos com e sem OAJ.

Nos estudos que analisaram em sujeitos com Parkinson, como de Maurer *et al.*(2004), constatou que pacientes com Parkinson, independentemente do tipo de tratamento submetido e sem tratamento, tiveram maior valor  $\Delta x^2$ , e os sujeitos com Parkinson sem tratamento apresentaram maior  $\Delta r^2c$ , em relação aos sujeitos saudáveis. O mesmo foi verificado Raymakers *et al.*(2005) em um estudo mais detalhado, verificou que os idosos com a doença de Parkinson apresentaram maior  $\Delta x^2$  e  $\Delta r^2c$  do que os idosos saudáveis. O mesmo autor evidenciou que o  $\Delta x^2$  teve influência da idade, saúde de idosos com Parkinson e geriátricos, condição visual (comparação entre olhos abertos e fechados) e da propriocepção (superfície de espuma); o  $\Delta r^2c$  teve influência da condição visual e pela tarefa cognitiva. Contudo, Mitchell *et al.* (1995) não encontrou diferenças significativas entre idosos geriátricos e portadores de Parkinson.

Estudos que observaram o efeito do processo de envelhecimento constataram a relação do aumento da idade com aumento do  $\Delta x^2$  (COLLINS *et al.*, 1995b; NEWELL *et al.*,1997; HSIAO-WECKSLER *et al.*, 2007; PRIPLATA *et al.*, 2003; NORRIS *et al.*, 2005). Collins *et al.*(1995b) constatou que os idosos tiveram aumentos significativos no instante do tempo do ponto crítico ( $\Delta r^2c$ ) comparados com adultos jovens. Entretanto, Hsiao-Weckslar *et al.*(2007) não evidenciou diferença significativa do  $\Delta r^2c$  ao comparar idosos saudáveis e adulto jovens.

Este estudo não identificou diferença das variáveis  $\Delta r^2c$  e  $\Delta x^2$  entre os sujeitos com OAJ<sub>Q</sub> e o OAJ<sub>SQ</sub>. O único estudo encontrado na literatura, neste assunto, foi de Norris *et al.* (2005), que encontraram valores maiores do  $\Delta x^2$  (amplitude do ponto crítico), em ambas as direções, e o  $\Delta r^2c$ , na direção AP, para idosos caidores do que não-caidores.

Neste sentido, Raymakers *et al.* (2003) afirmam que a informação oferecida pelo  $\Delta r^2c$  é incerta, sendo que esta variável parece ser significativamente influenciada pela informação visual e tarefas cognitivas, não podendo se afirmar que apresenta alterações com a idade ou influência por enfermidade. Os autores acrescentam, ainda, que em idosos saudáveis ou com distúrbios gerais ou específicos de mobilidade, o  $\Delta x^2$  apresenta diferenças significantes entre situações de teste e condição de saúde, necessitando de estudo para melhor esclarecimento desta variável.

Aparentemente, os estudos prévios parecem indicar que maiores valores de coeficientes de difusão com fatores do aumento da instabilidade postural, que desta forma, responderiam com maior atividade estocástica para o controle postural, aumentado o risco de queda. Os achados deste estudo sugerem que a natureza do processo de controle do COP é mais anti-persistente para os portadores de OAJ, tanto para o DST e DLT. Os grupos de OAJ tiveram maiores coeficiente de difusão de curto e longo intervalo, conseqüentemente exploraram sua base de suporte mais rapidamente e utilizaram uma área maior do que o grupo controle. Estes resultados sugerem que a diferença na capacidade do equilíbrio em sujeitos com OAJ está na relação ao mecanismo de controle do circuito aberto e nos mecanismos corretivos de *feedback* (circuito fechado) para manter o equilíbrio da postura ortostática.

O objetivo deste estudo foi compreender o comportamento do COP por meio do establograma de difusão porque os portadores de OAJ sofrem queda e/ou estabelecer o risco de queda em perspectiva. Entretanto, os estudos que permitem ter uma conclusão concreta a este respeito ainda são escassos, apesar do fato de que este método tem sido divulgado há mais de uma década, tendo ainda necessidade o desenvolvimento de futuros estudos em indivíduos com relato de queda e sem queda, como também, em portadores de distúrbios músculo-esquelético, tal com a OAJ, ou neurológicos.

## 5.6 VARIÁVEIS DO COP TRADICIONAL

Os resultados evidenciaram que os grupos OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) apresentaram maior deslocamento do COP<sub>ap</sub> do que o GC, em ambas as condições. Estes resultados estão de acordo com os encontrados por alguns autores (HAIBACH *et al.* 2008; OSTROWSKA *et al.* 2008; Oliveira, 2007b; MAURER *et al.*, 2003; NORRIS *et al.*, 2005; GRAVELLE *et al.*, 2002; HASSAN *et al.*, 2001) que ao avaliarem o comportamento do COP em sujeitos com OAJ verificaram maior deslocamento do COP em ambas as direções do que os sujeitos sem OAJ. Estes achados sugerem que esta população apresenta alterações no equilíbrio postural. Além disso, Haibach *et al.* (2008), Ostrowska *et al.* (2008), Maurer *et al.* (2003), Norris *et al.* (2005), Gravelle *et al.*, (2002) e Hassan *et al.* (2001) mostraram que sujeitos com alteração de equilíbrio apresentam maior deslocamento do COP, sendo mais suscetíveis a sofrerem quedas do que aqueles que apresentam menor variação do COP na postura quase-estática.

Os resultados encontrados por Oliveira (2007b), por meio da plataforma Chattecx Balance System, evidenciou maior deslocamento do COP<sub>ap</sub> nos portadores de OAJ. Hinman *et al* (2002), sem plataforma de força, e Hassan *et al* (2001), por meio do Balance Performance Monitor (SMSTechnologies, Harlow, Essex CM19 5TL), demonstraram que os portadores de OAJ possuem déficit da instabilidade postural na postura quase-estática em superfície firme em ambas direções de deslocamento (AP e ML), tanto na condição de olhos abertos e fechados. Kul-Panza e Berker (2006), por meio da pedobarografia (*PDM-S System*), indicaram que os portadores de OAJ tiveram maior deslocamento COP<sub>ml</sub>. Entretanto, Hurley *et al* (1997) e Masui *et al.* (2006), por meio da plataforma, não detectaram déficit do equilíbrio postural em sujeitos com OAJ, apesar do grupo OAJ apresenta maior deslocamento do COP do que o grupo controle. Uma plausível explicação para esta divergência nos resultados talvez seja diferença da metodologia aplicada nos estudos.

Estes autores verificaram que o grau de OAJ foi um fator significativo para o aumento da oscilação postural, sendo que para homens foi somente na condição de olhos fechados para as variáveis área da elipse e velocidade do COP; e para mulheres, nas condições olhos abertos e fechados, para a mesma variáveis.

Os resultados deste estudo não indicaram diferença significativa nas variáveis de deslocamento do COP<sub>AP</sub> entre o grupo OAJ<sub>Q</sub> e o OAJ<sub>SQ</sub>, indicando que ambos os grupos apresentaram similar alteração do equilíbrio postural, favorecendo o risco de queda nestes indivíduos.

Laughton *et al.* (2003) que não encontraram diferenças no máximo deslocamento do COP entre idosos caidores e não caidores e entre idosos caidores e adultos jovens saudáveis. Entretanto, Norris *et al.* (2005) verificaram valores significativamente maiores de deslocamento máximo do COP em AP e ML para indivíduos idosos com alto risco de queda quando comparados com idosos saudáveis e indivíduos jovens. Bergland *et al.* (2003 e 2004) Stel *et al.* (2003), Maki *et al.* (1994) e Lord *et al.* (1999) evidenciaram o aumento do COP<sub>ml</sub> em caidores. Os autores concluíram que o aumento do deslocamento máximo do COP indica pior condição do equilíbrio postural, aumentando probabilidade de risco de queda, sendo de acordo com os achados deste estudo.

Em relação à velocidade de deslocamento do COP<sub>ap</sub>, os sujeitos com OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>), na condição de olhos fechados, apresentaram maiores valores do que os sujeitos do grupo controle. Além disso, sujeitos caidores com OAJ, também, apresentaram maior velocidade do COP<sub>ml</sub> do que os sujeitos do GC. Entretanto, os resultados não indicaram diferenças entre os grupos OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>, uma explicação plausível de não evidenciar diferenças entre estes grupos pode ser pelo fato que eles apresentaram homogeneidade do quadro clínico.

Na literatura atual, somente dois estudos (MASUI *et al.*, 2006 e OLIVEIRA, 2007) analisaram a velocidade do COP em sujeitos com OAJ. MASUI *et al.* (2006) detectaram nos homens com OAJ maior velocidade média do COP<sub>total</sub>, na condição de olhos fechados, e nas mulheres com OAJ, em ambas as condições, do que os sujeitos sem OAJ. Oliveira (2007b) verificou maior velocidade do COP<sub>ml</sub> nos sujeitos com OAJ, na condição olhos abertos. Os autores concluíram que os portadores de OAJ têm tendência a ter maior velocidade de oscilação (MASUI *et al.*, 2006; OLIVEIRA, 2007).

Norris *et al.* (2005) também observaram velocidades do COP significativamente mais altas para idosos com alto risco de queda quando comparada com idosos e adultos jovens saudáveis. Pajala *et al.* (2008) averiguaram que os idosos caidores apresentaram maior velocidade média do COP<sub>ap</sub> do que os idosos dos que não sofreram queda. Os autores relatam que o aumento da velocidade do COP é um fator preditor a queda em idosos. Neste contexto,



Karlsson e Fryberg (2000) relataram que entre as variáveis do COP, a velocidade média de deslocamento do COP<sub>ap</sub> apresentou melhor correlação com testes de equilíbrio clínico, sendo um bom indicador de déficit do equilíbrio postural.

Os resultados indicaram que a área da elipse de deslocamento do COP foi maior para os grupos OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>) do que para o grupo controle. Entretanto, esta diferença só foi significativa na condição de olhos fechados. Estes resultados vêm de encontro aos achados de outros estudos (WEGENER *et al.*, 1997; HINMAN *et al.*, 2002; MASUI *et al.*, 2006), que também relataram o aumento da área da elipse do COP em indivíduos com OAJ. Entretanto, Wegener *et al.*(1997), como neste estudo, também, utilizou-se a plataforma de força Balance System, verificaram que os sujeitos com OAJ apresentam maior da área de elipse do COP do que os sujeitos sem OAJ, tanto nas condições de olhos abertos como fechados. Masui *et al.* (2006), por meio da plataforma de força GS-30 (Anima, Tokyo, Japan), detectaram maior área nos homens com OAJ na condição de olhos fechados; e nas mulheres com OAJ em ambas as condições, do que os sujeitos sem OAJ. Himann *et al.*(2002), avaliando sem plataforma de força, relataram que os portadores de OAJ tiveram maior área somente na condição de olhos abertos. O mesmo foi verificado por Hurley *et al.*(1997) ao utilizar a plataforma de força. Arokoski *et al.*(2006) não detectaram déficits do equilíbrio postural em portadores de AO de quadril, apesar destes apresentarem maior área de oscilação do que os sujeitos sem AO de quadril. Apesar da discordância entre os autores, todos afirmam que os sujeitos com OAJ possuem maior área de deslocamento do COP do que os sujeitos saudáveis, indicando piora do equilíbrio postural.

Estas divergências nos resultados podem ser explicadas pela diversidade encontrada na metodologia empregada nos estudos, pelo grau da patologia e o quadro clínico dos sujeitos que participaram dos estudos. Além disso, este estudo desprezou os primeiros quinze segundos do equilíbrio quase-estático, com a finalidade de eliminar o comportamento transitório do COP – sugerido por Carpenter *et al.*, 2000; Danion *et al.*, 1999; Mochizuki *et al.*,1999 e Vieira *et al.* (2008)–, o que não foi realizado nos outros estudos.

Os estudos relatam uma maior área de elipse do deslocamento do COP em idosos caidores (PAJALA *et al.*, 2008; HAIBACH *et al.*, 2008; MELZER *et al.*, 2004; TOOPER *et al.*,1993; THABA *et al.*, 1996). Tooper *et al.* (1993), Haibach *et al.* (2008) e Thaba *et al.* (1996) evidenciaram que a área da elipse do COP é maior em caidores do que não caidores, na condição de olhos abertos. Pajala *et al.*(2008) relataram que os idosos caidores apresentaram maior área do COP na condição de olhos

fechados do que os não-caidores. Melzer *et al.* (2004) evidenciaram que a área do COP foi maior em idosos caidores do que o não-caidores nas condições olhos fechados em superfície firme e olhos abertos na superfície instável, com base de suporte estreita. Os autores colocam que o aumento da movimentação do COP indica pior condição do equilíbrio postural, aumentando a risco de queda.

O controle postural é um processo complexo. A estabilidade postural requer integração adequada dos sistemas sensoriais periféricos, vestibular e visual, assim como adequada resposta do controle motor para manutenção do equilíbrio (HORAK *et al.*, 1989; STELMACH *et al.*, 1989; SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997 e 2000; JONES *et al.*, 2000). Estudos prévios relatam que o estado visual, a propriocepção periférica e a força muscular dos membros inferiores parecem ser importantes fatores determinantes do equilíbrio dos idosos (HURLEY *et al.*, 1997; KOLLEGER, 1992; LORD, 1991a; BARRETT *et al.*, 1991; McALINDON *et al.*, 1993). Entretanto, os estudos de equilíbrio em sujeitos com OAJ ainda têm de estabelecer a relação entre estes fatores. Como já mencionado no item anterior, vários autores relatam que diversidades de fatores mecânicos e suas associações podem ser responsáveis pelo déficit de equilíbrio observados nos grupos OAJ, entre eles: déficit da propriocepção do membro inferior (principalmente da articulação do joelho), déficit da força muscular – essencialmente da musculatura do quadríceps (MASUI *et al.*, 2006; ALENCAR *et al.*, 2007; HURLEY *et al.*, 1997; PAI *et al.*, 1997; BARRETT *et al.*, 1991; McALINDON *et al.*, 1993; HAYES; FALCONER, 1992; FISHER *et al.*, 1991), aumento do tempo de reação (HURLEY *et al.*, 1997); podendo serem considerados os mais importantes fatores preditores do desequilíbrio postural (HARRISON, 2004); influenciando nos resultados destes estudo, pois essencialmente a propriocepção e a força muscular dos membros inferiores, estão constantemente influenciando a sua capacidade funcional que conseqüentemente interfere na confiança dos portadores de OAJ na realização de sua ADV's.

Entre os fatores responsáveis pela diminuição da capacidade funcional dos sujeitos com OAJ, a fraqueza do quadríceps é uns dos preditores primordiais (ALENCAR *et al.*, 2007; HURLEY *et al.*, 1997, McALINDON *et al.*, 1993). Considerando que o músculo quadríceps é um preditor importante para estabilidade funcional do joelho (JOHANSSON, 1991), seu déficit poderá gerar sensação de fraqueza ao individuo, instabilidade, e diminuição da sua confiança ao realizar sua ADV's. Como conseqüência poderá acarretar o aumento do desequilíbrio postural, prejudicando na sua mobilidade e desempenho durante a realização de suas ADV's, conduzindo a

diminuição da sua independência funcional. Desta forma, tem-se a necessidade de desenvolver futuros estudos para esclarecer a influência destes fatores no risco à queda.

## 5.7 CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS CLINICA COM O TESTE DE EQUILIBRIO FUNCIONAL

Os resultados evidenciaram que os testes de equilíbrio funcional *TUG* e a *EEB* apresentaram moderada correlação com o nível de grau de *OAJ* e o escore de *WOMAC*, indicando que quando maior o comprometimento do grau de *OAJ* e a incapacidade funcional do sujeito, maior é sua predisposição a queda. Neste contexto, estudos que avaliaram o equilíbrio por meio de testes clínicos (BENNELL; HIMMAN, 2005; HARRISON, 2004; BENNELL *et al.*, 2003; HASSAM *et al.*, 2001; WENEGER *et al.*, 1997, HURLEY *et al.*, 1997) relataram que processos degenerativos do sistema musculoesquelético são causadores de incapacidade funcional, podendo provocar distúrbios na manutenção do equilíbrio postural, por consequência da queixa algica, diminuição de força muscular e alterações da propriocepção que invariavelmente acompanham esta patologia. Estes fatores interferem na realização de diversas atividades de vida diária, entre elas a mobilidade e as transferências.

Harrison *et al.*(2004) detectaram moderada correlação inversa entre o escore de *WOMAC* e o teste equilíbrio funcional de alcance anterior (FRT) e com os tempo de execução dos testes de mobilidade funcional (caminhada de 20m, subida e descida de 9 degraus, e sentar e levantar da cadeira). Hurley *et al.*(1997) relataram que o índice do questionário de Lequesne apresenta moderada correlação com a performance funcional, demonstrando que a avaliação objetiva da capacidade funcional reflete na investigação subjetiva da capacidade funcional do sujeito. Foley *et al.* (2006) relataram que o escore de *WOMAC* apresentou fraca associação com o risco de queda entre homens e mulheres de 50 a 60 anos.

Hurley *et al.*(1997) concluíram que os portadores de *OAJ* apresentam moderada correlação entre sua capacidade de contração máxima voluntária da musculatura do quadríceps e o tempo de desempenho funcional e fraca correlação com o índice de Lesquene – questionário de capacidade funcional para *OAJ*. Os autores constataram que o desempenho funcional e a força do quadríceps, associados, exercem uma influência de 45% no índice de Lequesne, ou seja, na

avaliação subjetiva da capacidade funcional do joelho. Os mesmos autores enfatizam que a fraqueza do quadríceps é determinante para incapacidade funcional em sujeitos com OAJ. O grupo muscular do quadríceps é essencial para a estabilização da articulação do joelho, assim o prejuízo da função sensoriomotora do quadríceps pode ocasionar no portador de OAJ sensação de fraqueza, instabilidade e, conseqüentemente, diminuição da sua confiança ao realizar as ADV's (JOHANSSON *et al.*, 1991). Desta maneira, redução da mobilidade funcional, aumenta a dificuldade para realizar ADV's, afetando negativamente a independência funcional.

No entanto, Harrison *et al.*(2004) não evidenciaram correlação do grau de OAJ com os desempenhos dos testes de FRT e mobilidade funcional. Foley *et al.*(2006), também, não observaram correlação significativa entre o grau de OAJ com o equilíbrio por meio da bateria de teste *Physiological Profile Assessment* (PPA), indicando que o grau de OAJ não é fator preditor ao risco de queda.

Em relação ao nível de dor relatado pelos grupos OAJ, os resultados mostraram fraca correlação com os testes de equilíbrio funcional. O mesmo foi averiguado por Foley *et al.* (2006) e Leveille *et al.* (2001) que, também, mostraram fraca correlação associação com o risco de queda nesta população. Harrison (2004) não evidenciou correlação entre o nível de dor em sujeitos com OAJ e o teste de equilíbrio FRT. Adicionalmente, Bennell e Hinman (2004) relataram que a dor causada no joelho, por meio de injeção intra-articular de solução de salina em indivíduos saudáveis, não mostrou correlação com o *Step test*. Com base nos resultados destes estudos e de outros, fica claro que o quadro algico não é indicador para o desequilíbrio postural funcional e o risco de queda.

Os resultados evidenciaram que a EEB apresenta moderada correlação inversa com o nível de grau de OAJ ( $r = -0.61$ ) e o escore de WOMAC ( $r = -0.53$ ), indicando que quando maior o comprometimento do grau de OAJ e a incapacidade funcional do sujeito, maior é sua predisposição a queda. Neste contexto, Lin e Woollacott (2005) referem que na população idosa a EEB apresenta boa correlação com a força muscular dos flexores e extensores das articulações do quadril, joelho e tornozelo; e como teste de sensação de vibração. Os mesmos autores comentam que na regressão a idade teve uma pequena contribuição ( $r^2 = 0.25$ ). Mas, quando a força dos planteflexores do tornozelo foi adicionada resultou uma melhora do  $r^2$  ( $r^2 = 0.63$ ), tornando o fator idade insignificante. Ao adicionar a força dos dorsiflexores do tornozelo junto com a força dos planteflexores na regressão, houve uma pequena melhorar do  $r^2$  ( $r^2 = 0.81$ ). Demonstrando que a

relação entre EEB e idade tornou-se insignificante quando a força muscular do tornozelo (plantiflexores e dorsiflexores) foi incluída na regressão. O mesmo foi observado por Daubney e Culham (1999) que concluiu que força muscular da articulação do tornozelo foi melhor preditor do escore na EEB do que a força muscular dos extensores e flexores do quadril e joelho; abdutores e adutores do quadril. Para os mesmos autores, o músculo dorsiflexor e eversor subtalar do tornozelo foram preditores no escore na EEB em 58%. O grupo plantiflexores e inversores subtalar foram preditores do desempenho no *TUG* em 48.4%. Além disto, a força do grupo plantiflexores foram os únicos preditores contribuinte no desempenho do FRT em 13%; e os dorsiflexores foram para o estado de queda em 17%. (DAUBNEY; CULHAM, 1999). Em outro estudo, Lord *et al.* (1991a), em indivíduos com idade entre 50 e 97 anos, relatou que a força muscular dos dorsiflexores do tornozelo foi fator preditor para identificação dos indivíduos com relato de quedas múltiplas e não-caidores. Os autores concluíram que a força muscular do tornozelo é melhor preditor da capacidade funcional do equilíbrio postural do que a idade.

Os testes de equilíbrios funcionais envolvem força muscular, agilidade, coordenação motora, propriocepção, amplitude de movimentos, entre outros. Considerando que estas circunstâncias se encontram prejudicados nos portadores de OAJ que geralmente apresentam, principalmente, comprometimento da força e da ativação das fibras musculares do quadríceps e da propriocepção da articulação do joelho (HURLEY *et al.*, 1997; PAI *et al.*, 1997; WESSEL, 1996), além da queixa álgica, poderá ocorrer desempenho negativo nestes testes. Estas alterações, em combinação com o processo de envelhecimento, podem ocasionar seriedade maior do desequilíbrio na população idoso com OAJ, comparado com idosos saudáveis da mesma faixa etária. Desta maneira, o próximo item a ser discutido é a correlação do quadro clínico com as variáveis da posturografia tradicional do COP nos sujeitos com OAJ.

## 5.8 CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS CLÍNICAS COM AS VARIÁVEIS COP TRADICIONAIS.

Os resultados evidenciaram, na condição de olhos abertos, fraca correlação significativa do escore de Womac com as variáveis  $VEL_{mi}$ , deslocamento máximo do  $COP_{ap}$  e área da elipse. Portanto, existe pouca associação entre a capacidade funcional e estabilidade postural, durante o equilíbrio quase-estático, havendo outros preditores, tal como a *feedback* proprioceptivo.

Feloy *et al.* (2006) e Hassan *et al.* (2001), constataram fraca correlação significativa do escore de Womac com a estabilidade postural. Foley *et al.* (2006), sugeriram que o questionário de Womac pode fazer parte da estratégia multidimensional para identificar o risco de queda nesta população. Apesar de utilizar outro questionário (Lequesne), por meio da mensuração da projeção do deslocamento do COG na vertical, Hurley (1997), encontrou fraca associação ( $r=0,32$ ) entre estabilidade postural e incapacidade funcional, relacionando déficit do equilíbrio e a incapacidade funcional com a redução da excitabilidade do motonêuronio do quadríceps e conseqüente fraqueza e diminuição da atividade proprioceptiva deste músculo. Por outro lado, Hinman *et al.* (2002), não observaram associação entre o escore de Womac e o grau de osteoartrose com as variáveis do COP na postura quase-estática.

Os resultados, deste estudo, mostraram que não houve associação entre a variável de nível de dor e grau de OAJ com as variáveis do COP, sugerindo que outros fatores possam estar influenciando na estabilidade postural desta população. Estes achados vão de encontro com estudos de Hinman *et al.* (2002) e Hall *et al.* (2006), que também não observaram correlação significativa entre o grau de OAJ com a estabilidade postural. No entanto, Kul-Panza e Berker (2006), por meio da pedobarografia (*PDM-S System*), observaram que o grau de OAJ teve fraca correlação com a  $COP_{ap}$  ( $r=0.29$ ) e  $COP_{ml}$  ( $r=0.31$ ), concluindo que quanto maior o agravamento da OAJ pior será a condição de equilíbrio, nesta população. O mesmo foi observado por Masui *et al.* (2006), que analisaram sujeitos saudáveis, com dor no joelho e sem OAJ, com OAJ sintomáticos e não sintomático por meio da plataforma de força GS-30 (Anima, Tokyo, Japan). Estes autores verificaram que o grau de OAJ foi um fator significativo para o aumento da oscilação postural, sendo que para homens foi somente na condição de olhos fechados para a variável área da elipse e velocidade do COP; e para mulheres, nas condições olhos abertos e fechados, para as mesmas variáveis.

Os achados contraditórios da literatura, talvez possam ser explicados pelas diferentes metodologias empregadas. No entanto, está bem esclarecido que o grau de OAJ não possui uma forte associação com os parâmetros do COP na postura quase-estática, existindo outras variáveis influenciando no aumento da oscilação postural nesta população, tais como a força muscular e a propriocepção (BENNELL; HINMAN, 2005; HASSAN *et al.*, 2001; JADELIS *et al.*, 2001; WEGENER, 1997).

Em relação à intensidade da dor, os achados deste estudo vão ao encontro dos resultados encontrados por Ekdahl (1992), que por meio da plataforma de força AMTI, não constatou

associação entre o nível de dor e a oscilação postural em sujeitos com artrite reumatóide. O mesmo foi verificado por Masui *et al.* (2006) que também não verificaram associação entre as variáveis áreas da elipse e velocidade do COP, nos sujeitos do sexo masculino. Contudo, estes autores constataram nos sujeitos do sexo feminino, na condição de olhos fechados, fraca associação entre a variável área da elipse com o nível de dor. Hassan *et al.* (2001) constataram fraca correlação positiva entre a estabilidade postural com a massa corporal ( $r=0.35$ ) e com o nível de dor ( $r=0.30$ ). Hinman *et al.* (2002) comenta que o aumento da severidade da dor foi associado com aumento do COPml ( $r=0.47$ ). Hall *et al.* (2006) evidenciaram associação entre a severidade da dor no joelho e a oscilação postural, havendo associação com as variáveis área da elipse do COP, deslocamento máximo do COP e COP<sub>ml</sub>.

Masui *et al.* (2006); Hall *et al.* (2006); Hinman *et al.* (2002) e Hassan *et al.* (2001) referem que a dor pode afetar negativamente a capacidade funcional do joelho, assim comprometendo a capacidade do indivíduo em manter seu centro de massa corporal na base de sustentação, o que não foi evidenciado neste estudo. É provável que a metodologia empregada neste estudo, especialmente em relação à forma e tempo de aquisição dos sinais do cop, seja a responsável pela divergência encontrada.

Neste contexto, Bennell e Hinman (2005) ao medirem variáveis estáticas e dinâmicas de deslocamento da oscilação corporal em AP e ML, pela indução de sensação álgica articular na articulação do joelho em idosos saudáveis, não encontraram relação entre o nível de queixa álgica e oscilação corporal. Da mesma forma, Hassan *et al.* (2002) que investigaram o efeito do alívio da dor por meio de anestésicos intra-articulares (injeção de bupivacaína) no equilíbrio em idosos com dor crônica no joelho, também não encontraram associação entre a estabilidade postural e o nível de dor. Sendo assim, os autores concluíram que o equilíbrio quase-estático não melhora com alívio da dor.

Adicionalmente, Hassan *et al.* (2002), mostraram que a disfunção causada pelo processo da OAJ, tal como piora do equilíbrio, não pode ser facilmente revertida em curto tempo pelo alívio da dor, bem como sugeriram que o desequilíbrio postural não resulta unicamente da dor aguda no joelho, mas de uma estimulação nociceptiva prolongada antes de afetar de forma negativa o equilíbrio postural. Para Bennell; Hinman (2005) e Hassan *et al.* (2002) é difícil diferenciar os efeitos específicos da dor dos efeitos do processo de OAJ.

Por outro lado, Jadelis *et al.* (2001) encontram associação entre o aumento do nível de dor com a piora do equilíbrio em sujeitos com OAJ, mas somente na presença de fraqueza muscular do quadríceps. Os autores sugerem que o grau de integridade de cada componente do sistema fisiológico contribui para o controle postural e é determinante se o déficit de equilíbrio ocorrerá no indivíduo. Em condições normais, o sistema de controle postural pode ser capaz de compensar todos os efeitos adversos da dor se os outros sistemas fisiológicos estão intactos. Entretanto, os autores concluíram que a combinação da dor com outra anormalidade, tal como a fraqueza muscular do quadríceps ou o déficit da propriocepção, pode conduzir ao aumento da instabilidade postural, nesta população. Outros autores (BENNELL; HINMAN, 2005, HASSAN *et al.*, 2002) sugerem que a falta de relação da dor ou alívio da dor na atividade proprioceptiva indica que os receptores proprioceptivos possam sofrer alteração na evolução da osteoartrose, entretanto, esta alteração não é devido a dor.

Para Arvidsson *et al.* (1986), a presença da dor pode causar inibição reflexa nos grupos musculares que envolvem o joelho, o qual pode comprometer efetivamente o tempo da resposta motora no controle postural, aumentando a oscilação do COP e a desordem do equilíbrio postural. Além disso, a dor pode conduzir a diminuição da descarga de peso na articulação afetada, comprometendo a capacidade do indivíduo em manter o seu centro de massa dentro da base de suporte (HURWITZ *et al.*, 2000).

Existem diversos possíveis preditores para o déficit postural em sujeitos com OAJ, mas para vários autores a fraqueza muscular e o déficit proprioceptivo podem ser os maiores contribuintes para alteração postural nesta população (BENNELL; HINMAN, 2005; HASSAN *et al.*, 2001; JADELIS *et al.*, 2001; KOLLEGER, 1992; LORD *et al.*, 1991). Na literatura está bem esclarecido que a força do quadríceps e a propriocepção são importantes para o controle do equilíbrio postural (HOLME, 1999; HENRY *et al.*, 1998; SZTURM; FALLANG, 1998). Interessantemente, estudos constataram que a análise de correlação e regressão demonstraram associação entre o aumento da instabilidade postural e redução da força do quadríceps (MESSIER *et al.*, 2002; HASSAN *et al.*, 2001; JADELIS *et al.*, 2001), porém não está claro a associação com a propriocepção.

Hassan *et al.* (2001) mostraram correlação fraca e inversa com a redução do máxima contração voluntária (MCV) do quadríceps ( $r = -0.30$ ) e com a redução da razão entre MCV/massa corporal ( $r = -0.40$ ). O mesmo autor, na análise de regressão mostrou que a presença da OAJ, obesidade, fraqueza do quadríceps são fracos preditores independentes do aumento da



instabilidade postural, exercendo influência de 47% sobre o COP<sub>ml</sub>. Hurley *et al.* (1997) não verificaram correlação entre estabilidade postural e propriocepção, justificando os resultados pela ação da propriocepção dos mecanorreceptores do tornozelo, músculos espinhais e receptores cutâneos do soleo, que têm importante contribuição na manutenção do controle postural estático, assim compensando a redução da propriocepção da articulação do joelho. Além disso, outros fatores podem estar influenciando o sistema visual e o sistema vestibular, e essencialmente, o estado de confiança e ansiedade do portador de OAJ em relação à preocupação de sofrer queda (HURLEY *et al.*, 1997).

Hugles *et al.*(1996) mostraram fraca correlação entre o escore da *Falls Efficacy Scale* (FES) e as variáveis deslocamento do trajeto do COP, área da elipse do COP, COP<sub>ml</sub>, na condição de olhos fechados, e COP<sub>AP</sub>, em ambas as condições visuais, concluindo que os sujeitos com aumento da instabilidade têm menos confiança na sua capacidade funcional para realização das AVD's. No entanto, os mesmos autores relatam que há necessidade de mais estudo que analise a influência do medo da queda no equilíbrio; pois o equilíbrio postural é um requisito fundamental para a execução adequada das ADV's.

Finalizando, nossos resultados mostraram que tanto o quadro clínico e a ansiedade dos portadores de OAJ em sofrer queda exercem influência no seu equilíbrio, na literatura encontra-se bem esclarecido a contribuição do sistema músculo-esquelético na manutenção do equilíbrio. Entretanto, a intensidade da dor, a capacidade funcional, o grau de comprometimento da OAJ e o IMC necessitam melhor esclarecimento quanto as suas contribuições no controle postural.

## CONCLUSÃO

O presente estudo indicou que os portadores de OAJ, independente de histórico de queda, são mais inativos em relação prática de atividade física, logo apresentaram IMC maior, sendo que quase a totalidade foi considerada obesa. Também, foram os que apresentaram maior comprometimento de enfermidade do sistema musculoesquelético, conseqüentemente, maior usos de medicamentos para estas enfermidades, em comparação aos sujeitos não portadores.

Em relação ao medo de sofrer queda, os portadores de OAJ, independente de histórico de queda, possuem maior preocupação em cair do que os sujeitos saudáveis, talvez devido aos sintomas e comprometimento da capacidade funcional pela enfermidade, principalmente, em relação à dor, fraqueza muscular e rigidez da articulação do joelho. Desta forma, ao comparar o quadro clínico entre os grupos de OAJ<sub>Q</sub> e o OAJ<sub>SQ</sub> apresentaram homogeneidade, sendo que mais da metade dos sujeitos dos respectivos grupos, tiveram seu nível de comprometimento articular da osteoartrose nos graus 3 e 4, provavelmente relacionados com o nível da incapacidade funcional, por meio do escore de Womac, classificado como grave e severo. Assim, tanto o grau de comprometimento articular e a incapacidade funcional podem estar influenciando na redução da confiança para realização das suas AVD's, aumentando a preocupação em sofrer queda.

Os resultados dos testes de equilíbrio mostraram que os sujeitos com OA e com histórico de queda apresentaram maior probabilidade de risco de queda do que os sujeitos com OA sem histórico de queda. Além disso, sujeitos portadores de OA, com e sem histórico de queda, apresentaram pior desempenho nos testes de equilíbrio do que os sujeitos do grupo controle.

Na análise do estabilograma de difusão e da posturografia tradicional, os resultados indicaram que, independente da histórico de queda, todos os sujeitos com OAJ apresentaram déficit do equilíbrio com tendência a sofrer queda.

Ao analisar a curva do estabilograma de difusão do COP, na análise do equilíbrio quase-estático, os sujeitos com OAJ<sub>Q</sub> apresentaram curvas similares a dos sujeitos OAJ<sub>SQ</sub>. Além disso, os sujeitos com OAJ mostraram curvas superiores a que os sujeitos do grupo controle, em ambas as direções e condições visuais. Adicionalmente, na condição de olhos fechados, as curvas dos sujeitos com OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>, na direção AP (pg. 84), ficaram quase sobrepostas, sugerindo que a curva do estabilograma poderia ser um indicador para detectar alterações de equilíbrio e para detectar o risco de queda nesta população, como sugere a literatura atual.

Ao comparar as variáveis do estabilograma de difusão entre os grupos, os portadores de OAJ (OAJ<sub>Q</sub> e OAJ<sub>SQ</sub>), tanto na condição de olhos abertos como fechados, apresentaram maiores valores do coeficiente de difusão na região de curto intervalo de tempo (DST), longo intervalo de tempo (DLT) e posição do ponto crítico ( $\Delta x^2$ ), na direção AP, do que os indivíduos saudáveis, sugerindo que os grupos OAJ necessitem um período maior para a detecção sensorial, para execução do processamento da transmissão neural, sensorial e ativação muscular.

Além disso, verificou-se maior atividade estocástica do COP nos sujeitos com OAJ, evidenciado pelo maior deslocamento do COP<sub>ap</sub>. Sendo assim, para adquirir estabilidade postural, os portadores de OAJ, levaram maior tempo para estabilizar o controle postural, utilizaram maior área da sua base de suporte e maior velocidade no deslocamento do COP do que os sujeitos do grupo controle. Adicionalmente, os resultados sugerem que, independente do histórico de quedas, sujeitos com OA possuem déficit de equilíbrio e maior probabilidade de quedas.

Na análise tradicional da posturografia, durante a análise do equilíbrio quase-estático, os grupos com OAJ apresentaram maior deslocamento e velocidade média de deslocamento do COP<sub>AP</sub>, em ambas as condições visuais, e maior área da elipse do COP, na condição de olhos fechados, do que os sujeitos do grupo controle. Além disso, os resultados mostraram que sujeitos OAJ apresentam maior deslocamento e velocidade do COP<sub>ap</sub> e área de elipse do COP, sendo mais suscetíveis a sofrerem quedas do que aqueles que apresentam menor variação do COP na postura quase-estática, como sugere a literatura atual.

Ao correlacionar as variáveis clínicas com os desempenhos do teste TUG e EEB, os resultados evidenciaram que quanto maior o comprometimento do grau de OAJ e a incapacidade funcional do sujeito, maior é a alteração no equilíbrio, mobilidade funcional e predisposição a queda. Contudo, o nível de dor não se mostrou bom parâmetro para detectar a alteração no

equilíbrio e mobilidade funcional dos portadores de OAJ, e conseqüentemente para a probabilidade de risco de queda nesta população.

Por fim, a capacidade funcional (score de WOMAC) mostrou que exerce pouca influência na estabilidade postural durante o equilíbrio quase-estático, sugerindo que não é bom parâmetro para detectar a alteração dos parâmetros do COP durante equilíbrio quase-estático em sujeitos com OAJ.

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ACSM. **Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição**. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2003.

ADAMS, J. C. F.; HAMBLEN, J. D. **Manual de ortopedia**. 14ed. São Paulo: Artes Médicas, 1994.

ADAMS, K.; O'SHEA, P.; O'SHEA, K. L. Aging: its effects on strength, power, flexibility, and bone density. **Strength Cond J**, 1999;21:65-77.

ADELMAN, A. M.; DALY, M. P. **Introduction. 20 Common Problems in Geriatrics**, International ed. McGraw-Hill Medical Publishing Division; 2001.

ALENCAR, M. A.; ARANTES, P. M. M.; DIAS, J. M. D.; KIRKWOOD, R. N.; PEREIRA, L. S. M.; DIAS, R.C. Muscular function and functional mobility of faller and non-faller elderly women with osteoarthritis of the knee. **Braz J Med Biol Res**. 2007, 40(2) : 277-83

ALEXANDER, N. B. Postural control in older adults. **J Am Geriat Soc**; 1994, 42: 93-108.

ALMEIDA, C. S. J.; SPOSITO, M. M. M.; IMAMURA, M.; LIANZA, S. Reabilitação do aparelho osteoarticular. *In*: LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001; 197-199.

ALVES, L.C.; LEIMANN, B. C. Q.; VASCONCELOS, M. E. L.; CARVALHO, M. S.; VASCONCELOS, A. G. G.; FONSECA, T. C. O.; *et al.* A influência das doenças na capacidade funcional dos idosos do município de São Paulo, Brasil. **Cad Saúde Pública**. 2007; 23(8):1924-30.

AMATUZZI, M. M CARAZZATO, J. G.; GREVE, J. M. A. **Reabilitação em Medicina do Esporte**. São Paulo: Roca, 2004.

ANACKER, S.L.; DI FABIO, R.P. Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. **Phys Ther**, 1992, 72(8): 575-83.

AQUINO, C.F.; VIANA, S.O.; FONSECA, S.T.; BRICIO, R.S.; VAZ, D.V. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. **R. bras. Ci. Mov.**, 2004, 12(2): 35-42

ARDEN, N.; NEVITT, M. C. Osteoarthritis: epidemiology. **Best.Pract.Res.Clin.Rheumatol**, 2006; 20(1):3-25

ARNOLD, C.M.; FAULKNER, R.A. The history of falls and the association of the timed up and go test to falls and near-falls in older adults with hip osteoarthritis. **BMC Geriatrics** 2007, 7:17.

AROKOSKIA, J.P.A.; LEINONENC, V.; AROKOSKIA, M.H.; AALTOE, H.; VALTONENF, H. Postural control in male patients with hip osteoarthritis. **Gait & Posture** 2006; 23: 45–50

ARVIDSSON, I.; ERIKSSON, E.; KNUTSSON, E. S. A.; ARNER, S. Reduction of pain inhibition on voluntary muscle activation by epidural analgesia. **Orthopedics** 1986; 9:1415–9.

ATRA, E. **Reumatologia básica**. São Paulo: Eléa Ciência Editorial, 1995.

BACARIN, T. A. ; SACCO, I.C.N.; KAGEYAMA, E.R.O.; YOGI, L.S.. Propriocepção na artroplastia total de joelho em idosos: uma revisão de literatura. **Rev. fisioter. Univ. São Paulo**; 2004, 11(2):96-104.

BAKER, S.P.; HARVEY, A.H. Fall injuries in the elderly. **Clinics in Geriatric Medicine** 1985;1(3):501-12.

BALASUBRAMANIAM R, W. A. The dynamics of standing balance. **Trends Cognitive Sci** 2002; 6(12): 531-6.

BALLARD, J. E.; MCFARLAND, C.; WALLACE, L.S.; HOLIDAY, D.B.; ROBERSON, G. The Effect of 15 Weeks of Exercise on Balance, Leg Strength, and Reduction in Falls in 40 Women Aged 65 to 89 Years. **JAMWA**. 2004;59 (4):255-261

BANEZ, C.; TULLY, S.; AMARAL, L.; KWAN, D.; KUNG, A.; MAK, K.; MOGHABGHAB, R.; ALIBHAI, S.M. Development, implementation, and evaluation of an Interprofessional Falls Prevention Program for older adults. **J Am Geriatr Soc.** 2008;56(8):1549-55.

BANKOFF, A. D. P. **Postura corporal: fatores biológicos da postura ereta: causas e conseqüências.** Brasília: Ministério da Saúde: Ministério da Educação e do Desporto, 1996.

BARAFF, L.J.; DELLA, P. R.; WILLIAMS, N. Practice guideline for the ED Management of falls in community – dwelling elderly persons. **Ann Emerg Med.** 1997; 30: 480-92.

BARATTO, L.; MORASSO, P.G.; RE, C.; SPADA, G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor Control.** 2002; 6(3):246-70.

BARCELLOS, C.; IMBIRIBA, L. A. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. **Rev Paulista Ed Fís.** 2002, 16(1): 43-52.

BARDY, B. G.; OULLIER, O.; BOOTSMA, R. J.; STOFFREGEN, T. A. Dynamics of human postural transitions. **J Exp Psychol,** 2002, 28(3): 499-514.

BARELA, A. M. F, Duarte. M. **Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana.** Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, 2006.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física.** 2000; Supl 3: 79-88.

BARONE, M.A.S.; SILVA, M.L., Efeitos da eletroacupuntura na osteoartrose, **Rev. Soc. Bras. Fis. Acup.** 2004, 1(5):26-31.

BARRETT, D.S.; COBB, A.G.; BENTLEY, G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. **J Bone Joint Surg Br** 1991;73(x):53-6.

BAYLISS, M.T.; ALI, S.Y. Studies on cathepsin B in human articular cartilage. **Biochem J,** 1978; 171:148

BELLAMY, N.; KIRWAN, J. Boers M. Brooks P. Strand V. Tugwell P, *et al.* Recommendations for a core set of outcome measures in future phase III clinical trials in knee, hip, and hand

osteoarthritis: consensus development at OMERACT III. **Journal of Rheumatology** 1997; 24(4):799-802.

BENJUYA, N.; MELZER, I.; KAPLANSKI, J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. **J Gerontol A Biol Med Sci** 2004;59: 166—71.

BENNELL, K.L.; HINMAN, R.S. Effect of experimentally induced knee pain on standing balance in healthy older individuals. **Rheumatology** 2005;44:378–381

BENNELL, K.L.; HINMAN, R.S.; METCALF, B.R.; CROSSLEY, K.M.; BUCHBINDER, R.; SMITH, M.; MCCOLL, G. Relationship of knee joint proprioception to pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. **J Orthop Res.** 2003; 21(5):792-7.

BERG, K. Balance and its measure in the elderly: A review. **Physiotherapy Canada** 1989;41(5):240-6.

BERG, K. O.; MAKI, B. E.; WILLIAMS, J. I.; HOLLIDAY, P. J.; WOOD-DAUPHINEE, S. L. Clinical measures of postural balance in an elderly population. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 1992, 73:1073 -1080,.

BERG, K.; WOOD-DAUPHINEE, S.L.; WILLIAMS, J.I.; MAKI, B.. Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. **Canadian Journal of Public Health** 1992;83(Suppl 2):S7-11.

BERG, W. P.; ALESSIO, H. M.; MILLS, E. M.; TONG C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. **Age and Ageing**, 1997, 26 (4):261-268.

BERGLAND, A.; JARNLO, G.B.; LAAKE, K. Predictors of falls in the elderly by location. **Aging Clin Exp Res**, 2003; 15(1): 43–50.

BERGLAND, A.; PETTERSEN, A.M.; LAAKE, K. Functional status among elderly Norwegian fallers living at home. **Physiother Res Int**, 2000; 5(1):33–45.

BERGLAND, A.; WYLLER, T.B. Risk factors for serious fall related injury in elderly women living at home. **Inj Prev** 2004; 10(5): 308–313.



BHALA, R.P.; O'DONNELL, J.; THOPPIL, E. Ptophobia: phobic fear of falling and its clinical management. **Phys Ther** 1982; 62(2):187-190.

BIRMINGHAM, T.B.; KRAMER, J.F.; KIRKLEY, A.; INGLIS, J.T.; SPAULDING, S.; VANDERVOORT, A. Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: effects on proprioception and postural control. *Rheumatology*, 2001, 40(3): 285-89

BISCHOFF, H. A.; STA HELIN, H. B.; MONSCH, A. U.; IVERSEN, M. D.; WEYH, A.; VON DECHEND, M.; AKOSI, R.; CONZELMANN, M.; DICK, W.; THEILER, R. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. **Age and Ageing** 2003; 32(3): 315–320.

BISKUP, B.G. **Predictors of Physical Performance Measures in Older Men**. Athesis submitted in partial fulfillment of the Degree of Master of Arts Department of Biological Science. Central Connecticut State University New Britain, Connecticut, 2003.

BONNET, C. S.; WALSH, D. A. Osteoarthritis, angiogenesis and inflammation. **Rheumatology**,2005, 44(1): 7-16

BOSEKA, M.; GRZEGORZEWSKIA, B.; KOWALCZYK, A.; LUBI'NSKIC, I. Degradation of postural control system as a consequence of Parkinson's disease and ageing. **Neuroscience Letters**. 2005; 376(3): 215-20.

BOULGARIDES, L.K.; MCGINTY, S.M.; WILLETT, J.A.; BARNES, C.W. Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. **Phys Ther**. 2003; 83(4): 328-39

BRANDON, L.J.; BOYETTE, L.W.; GAASCH, D.A.; LLOYD, A. Effects of lower extremity strength training on functional mobility in older adults. **J Aging Physical Activity** 2000; 8: 214-27.

BRAUER, S.G.; BURNS, YR, GALLEY P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. 2000;55(8):M469-76.

BROWNE, J.E.; O'HARE, N. J.. 'Review of the Different Methods for Assessing Standing Balance', **Physiotherapy**, 2001, 87: 489-495.

BUCHANAN, J.J.; HORAK, F.B. Vestibular loss disrupts control of head and trunk on a sinusoidally moving platform. **J Vestib Res.** 2001;11(6):371-89.

BUCHANAN, J.J.; HORAK, F.B. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behav Brain Res.** 2003, 143(2):121-40.

BUCHNER, D. M.; GURALNIK, J. M.; CRESS, M. E. The clinical assessment of gait , balance, and mobility in older adults. IN: RUBENSTEIN, L. Z., WIELAND, D., BERNABEI, R. **Geriatric assessment technology: the state of art. Springer Publishing Company.** New York, 1995: 75- 89.

BUCKWALTER, J.; MARTIN, J.; MANKIN, H. Synovial joint degeneration and syndrome of osteoarthritis. **Instr Course Lect.** 2000;49:481– 9.

BUCKWALTER, J.A.; STANISH, W.D.; ROSIER, R.N.; SCHENCK, R.C.; DENNID, D.A.; COUTTS, R.D. The increasing need for nonoperative treatment of patients with osteoarthritis. **Clin Orthop Relat Res**, 2001, 385(x): 36-45, 2001.

BULAT, T.; HART-HUGHES, S.; AHMED, S.; QUIGLEY, P.; PALACIOS, P.; WERNER, D.C.; FOULIS, P.. Effect of a group-based exercise program on balance in elderly. **Clin Interv Aging.** 2007;2(4):655-60.

BURNFIELD, J.M. Few CD, Mohamed OS, Perry J. Menz HB, Lord SR. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. **Clin Biomech**, 2004; 19(1):78-84.

CABRERA, M. A. S.; JACOB, F. W. Obesidade em idosos: prevalência, distribuição e associação com hábitos e co-morbidades. **Arq Bras Endocrinol Metab.** 2001; 45(5):494-501.

CAMARGOS, F.F.O.; LANA, D.M.; DIAS, R.C.; DIAS, J.M.D. Estudo da propriocepção e desempenho funcional em idosos comosteoartrose de joelhos. **Rev. Brasil.Fisiot.**, 2004, 8(1): 13-19.

CAMPBELL, A.J.; BORRIE, M.J.; SPEARS, G.F. Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. **J Gerontol** 1989; 44:112–7.

CAMPBELL, A.J.; ROBERTSON, M.C.; GARDNER, M.M.; NORTON, R.N.; TILYARD, M.W., BUCHNER, D.M. Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. **J Rheumat**1999; 28:289-93.

CARPENTER, M.G.; FRANK, J.S.; WINTER, D.A.; PEYSAR, G.W. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. **Gait Posture**. 2001;13(1):35-40.

CARRIE, A.; LAUGHTON, MARY. S.; KUNAL, K.; LEE, N.; JONATHAN, F. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait Posture**, 2003; 18:101-8.

CARTER, N.D.; KANNUS, P.; KHAN, K.M.. Exercise in the prevention of falls in older people: a systematic literature review examining the rationale and the evidence. **Sports Med** 2001;31:427-38.

CHANDLER, J.M.; HADLEY, E.C.. Exercise to improve physiologic and functional performance in old age. **Clin Geriatr Med**, 1996;12(4):761-84.

CHIARI, L.;ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are effected by anthropometry and foot placement. *Clin. biomech.* 2002, 17:666–77.

CHIU, A.Y.; AU-YEUNG, S.S.; LO, S.K.. A comparison of four functional tests in discriminating fallers from non-fallers in older people. **Disabil Rehabil**. 2003; 25(1):45-50.

CHO, C.; KAMEN, G. Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. **J Am Geriatr Soc**, 1998; 46(4): 426- 30.

CHO, C.Y.; GILCHRIST, L.; WHITE, S.. A Comparison between young and old adults in their ability to rapidly sidestep during gait when attention is divided. **Gerontology**. 2008;54(2):120-7.

CIPRIANO, J.J. **Manual Fotográfico de Testes Ortopédicos e Neurológicos**. 4ª edição. Editora: Manole. 2005

CLAIR, K. LE.; RIACH, C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech* .1996, 11: 176–178.

CLARKE, P.; GEORGE, L.K. The role of the built environment in the disablement process. **Am J Public Health**, 2005, 95(11):1933-1939.

COHEN, H. **Neurociência para fisioterapeutas: incluindo correlações clínicas**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2001.

COIMBRA, F. X.; SAMARA, A. M.; COIMBRA, I. B. Estudo da associação entre o índice de massa corpórea e osteoartrose de mãos. **Revista Brasileira de Reumatologia**. 2004; 44(3): 206-211

COIMBRA, I. B.; PASTOR, E. H.; GREVE, J. M. A.; PUCCINELLI, M. L. C.; FULLER, R.; CAVALCANTI, F. S.; MACIEL, F.; HONDA, E. Consenso brasileiro para o tratamento da osteoartrite (osteoartrose). **Rev Bras Reumatol**, 2002, 42(6):371-374

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J. Open loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center of pressure trajectories. **Exp. brain res**. 1993, 95:308-13.

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J.. Randon walking during quiet standing. **Physical Phys. rev. lett.** 1994, 73(5):

COLLINS, J.J.; DE LUCA, C.J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Exp. Brain Res**. 1995a; 103: 151–63.

COLLINS, J.J.; DE LUCA, C.J.; BURROWS, A.; LIPSITZ, L.A. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Exp. Brain Res**. 1995b, 104:480–92.

COOPER, C.; SNOW, S.; MCALINDON, T.E.; KELLINGRA, Y.S.; STUART, B.; COGGON, D.; DIEPPE, P.A. Risk factors for the incidence and progression of radiographic knee osteoarthritis. **Arthritis Rheum**. 2000;43(5):995-1000.

CORNILLEAU-PÉRÈS, V; SHABANA, N; DROUZEL, J; GOH, J.C.; LEE, G.S.M; CHEW, P.K. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait Posture*. 2005;22(2):96-106

CORRIVEAU, H. ; HEBERT, R ; RAICHE, M. ; PRINCE, F. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. **Arch Phys Med Rehabil** 2004; 85 (x):1095-101.

CREAMER, P; LETHBRIDGE-CEJKU, M; HOCHBERG, MC. Factors associated with functional impairment in symptomatic knee osteoarthritis. **Rheumatol** 2000; 39(x): 490-6.

CYARTO, E.V.; BROWN, W.J.; MARSHALL, A.L.; TROST, S.G.. Comparative effects of home- and group-based exercise on balance confidence and balance ability in older adults: cluster randomized trial. **Gerontology**. 2008;54(5):272-80.

DANION F, DUARTE M, GROSJEAN M. Fitts' law in human standing: the effect of scaling. **Neurosci Lett.** 1999;277(2):131-3.

DAUBNEY, M. E.; CULHAM, E. G. Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. **Phys Ther.** 1999;79(12):1177-85.

DAVID C.; LLOYD J. **Reumatologia para fisioterapia.** São Paulo: Premier, 2001.

DAVINI, R.; NUNES, C. V. Alterações no sistema neuromuscular decorrentes do envelhecimento e o papel do exercício físico na manutenção da força muscular em indivíduos idosos. **Rev Brás Fisiot.** 2003, 7(3): 201 – 207.

DAVIS, M. A.; ETTINGER, W. H.; NEUHAUS, J. M.; MALLON, K. P. Knee osteoarthritis and physical functioning: Evidence from the NHANES I epidemiologic follow-up study. **J Rheumatol** 1991;18:591–8.

DE LUCA, C. J.; LEFEVER, R. S.; MCCUE, M. P.; XENAKIS, A.P. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. **J Physiol.** 1982; 329:129-42.

DIAS, R. C; DIAS, J. M. D. Avaliação da qualidade de vida relacionada á saúde em idosos com osteoartrite de joelhos. **Rev. Bras. Fisiot,** 2002, 6(3):105-11.

DIEPPE, P.A.. Introduction and history. In: KLIPPEL, J.H.; DIEPPE, P.A., eds. **Osteoarthritis and Related Disorders, Rheumatology**, 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1998.

DIEPPE, P.A.; LOHMANDE, L.S. Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. **Lancet.**, 2005, 365: 965–73.

DITE, W.; TEMPLE, V.A.. A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. **Arch Phys Med Rehabil.** 2002;83(11):1566-71.

DOHERTY, T. J. Invited review: aging and sarcopenia. **J Appl Physiol.** 2003, 95: 1717 – 27

DOHERTY, T.J.; VANDERVOORT, A.A.; BROWN, W.F.. Effects of ageing on the motor unit: a brief review. **Canadian J Appl Physiol** 1993;18(4):331-58.

DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZATSIORSKY, V. Stabilografic analysis of unconstrained standing. **Ergonomics**, 2000, 43(11): 1824-39.

DUNCAN, P.W.; WEINER, D.K.; CHANDLER, J.; STUDENSKI, S.. Functional reach: a new clinical measure of balance. **J Geront.** 1990; 45(6):M192-7.

DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise.** São Paulo: Manole, 2001.

EKDAHL, C. Postural control, muscle function and psychological factors in rheumatoid arthritis. Are there any relations? **Scand J Rheumatol** 1992;21:297-301.

ELLENBECKER, T.S. **Reabilitação dos ligamentos do joelho.** São Paulo: Manole, 2002.

ETHGEN, O.; KAHLER, K.H.; KONG, S.X.; REGINSTER, J.Y.; WOLFE, F. The effect of health related quality of life on reported use of health care resources in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis: a longitudinal analysis. **J Rheumatol**, 2002, 29(6): 1147-1155.

FALLOPA, F.; BELLOTI, J.C. Tratamento clínico da osteoartrose: evidências atuais. **Rev. Bras. Ortop.**, 2006; 41(3):47-53.

FELSON, D. T. Weight and osteoarthritis. **Am J Clin Nutr**, 1996b, 63: 430-32

FELSON, D.T. Does excess weight cause osteoarthritis and, if so, why? **Ann Rheum Dis.** 1996a; 55 (x):668-670.

FELSON, D.T.; ZHANG, Y.; ANTHONY, J.M.; NAIMARK, A.; ANDERSON, J.J. Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. **Ann Intern Med** 1992; 116(x):535-9.

FELSON, D.T.; ZHANG, Y.; HANNAN, M.T.; NAIMARK, A.; WEISSMAN, B.; ALIABADI, P.; LEVY, D. Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly: the Framingham Study. **Arthritis Rheum** 1997; 40(4):728-33.

FERDJALLAHA, M.; HARRIS, G. F.; SMITHB, P; WERTSCHD, J. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. **Cli Biomec**, 2002, 17(3): 203-210.

FERRUCCI, L.; GURALNIK, J.M.; SALIVE, M.E.; FRIED, L.P.; BANDEEN-ROCHE, K.; BROCK, D.B.; SIMONSICK, E.M.; CORTI, M.C.; ZEGER, S.L. Effect of age and severity of disability on short-term variation in walking speed: the women's health and aging study. **J Clin Epidemiol**. 1996, 49(10): 1089-96.

FERRUCI, L.; GURALNIK, J.M.; PIEPER, C.F.; LEVEILLE, S.G.; MARKIDES, K.S.; OSTIR, G.V. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the Short Physical Performance Battery. **J Gerontol Med Sci**. 2000; 55A (4): M221-31.

FISHER NM, PENDERGAST OR, GRESHAM GE, CALKINS E. Muscle rehabilitation: Its effect on muscular and functional performance of patients with knee osteoarthritis. **Arch Phys Med Rehabil**, 1991; 72: 367-74

FISHER, N.M.; PENDERGAST, D.R. Reduced muscle function in patients with osteoarthritis. **Scand J Rehabil Med** 1997;29:213–21.

FLAHERTY, J. H., MORLEY, J. E., MURPHY, D. J. WASSERMAN, M. R.. The Development of out patients clinical glidepaths. **Journal of American Geriatrics Society**, 2002, 50:1886-1901.

FOLEY, S.J.; LORD, S.R.; SRIKANTH, V.; COOLEY, H.; JONES, G. Falls risk is associated with pain and dysfunction but not radiographic osteoarthritis in older adults: Tasmanian Older Adult Cohort study. **OsteoArthritis and Cartilage**. 2006; 14: 533-39.

FOLSTEIN MF, FOLSTEIN SE, MCHUGH PR. "Mini-Mental State"- A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiat Res** 1975;12:189-98.

FRANCHIGNONIA, F.; MARTIGNONIB, E.; FERRIEROA, G.; PASETTID, C. Balance and fear of falling in Parkinson's disease. **Parkinsonism Relat Disord**. 2005, 11(?): 427–433

FRANK, T.D.; DAFFERTSHOFER, A.; BEEK, P.J. Multivariate Ornstein-Uhlenbeck processes with mean-field dependent coefficients: application to postural sway. **Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys**. 2001;63(1 Pt 1):11905.

FREITAS, E.V.; PY, L.; NERI, A.L.; CANÇADO, F.A.X.; GORZONI, M.L.; ROCHA, S.M. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara-Koogan, 2002.

FRIED, L.P.; FERRUCCI, L.; DARER, J.. Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. 2004;59:255-63.

FRONTERA, W. R.; HUGHES, V. A.; FIELDING, R. A.; FIATARONE, M. A.; EVANS, W. J.; ROUBENOFF, R. Aging of skeletal muscle: a 12 – yr longitudinal study. **J Appl Physiol**. 2000, 88: 1321 – 326.

FRONTERA, W. R.; HUGHES, V. A.; FIELDING, R. A.; FIATARONE, M. A.; EVANS, W. J.; ROUBENOFF, R. Aging of skeletal muscle: a 12 – yr longitudinal study. **J Appl Physiol.**, 2000, 88: 1321 –26.

FULLER, G.F.. Problem-oriented diagnosis: falls in the elderly. **Am Fam Physician** 2000; 61:2159-68.

GABINER, M.D.; LUNDIN, T.M.; FEUERBACH, J.W. Converting Chattecx Balance System vertical reaction force measurements to center de pressure excursions measurements. **Phy Ther**, 1993, 73(5): 316-19.

GABRIEL, D.A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices . **Sports Med**, 2006, 36(2): 133-49.

GANDRA, V. D.; OLIVEIRA, L.; NADAL, J. Efeito da Visão no Controle Postural Ortostático em Testes Estabilométricos de Longa Duração. In: X Congresso Brasileiro de Biomecânica CBB 2003, 2003, Ouro Preto. **Anais do Congresso de Biomecânica**, 2003, 2: 430-33.

GATEV P, THOMAS S, KEPPLER T, HALLETT M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **J Physiol**. 1999;514 ( Pt 3):915-28.

GEIGER, R.A.; ALLEN, J.B.; O'KEEFE, J.; HICKS, R.R.. Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. **Phys Ther** 2001;81(4):995-1005.

GELBER, A.C.; HOCHBERG, M.C.; MEAD, L.A.; WANG, N.Y.; WIGLEY, F.M.; KLAG, M.J. Body mass index in young men and the risk of subsequent knee and hip osteoarthritis. **Am J Med**. 1999;107(6):542-548

GENTHON, N.; ROUGIER, P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. **J Biomech**. 2004; 38: 2037-49.



GHEZ, C. Posture. In: Kandel, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. (Eds). **Principles of neural science**. 3. ed. London: Prentice-Hall International, 1991.

GILL, T.M.; KURLAND, B. The burden and patterns of disability in activities of daily living among community-living older persons. **J Gerontol Med Sci**. 2003, 58 A: M70-5.

GILLESPIE, L.D.; GILLESPIE, W.J.; ROBERTSON, M.C.; LAMB, S.E.; CUMMING, R.G.; ROWE, B.H.. Interventions for preventing falls in elderly people (Cochrane Review). In: **The Cochrane Library**, Issue 3, 2004. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.

GONÇALVES, D. F.F. **Avaliação do equilíbrio funcional de idosos da comunidade em relação ao histórico de quedas**. [Dissertação] Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Educação. Campinas, SP: 2006

GONZÁLEZ, G.; MARÍN, P.P.; PEREIRA, G. Characteristics of falls among free living elders. **Rev Med Chil**. 2001;129(9):1021-30.

GONZÁLEZ, R.A.; LÁZARO, D.N.M.; RIBERA, C.J.M. Evaluation of postural control systems in elderly patients with repeated falls. **Rev Esp Geriatr Gerontol**. 2008;43(2):71-5.

GORDILHO, A. Depressão, ansiedade, outros distúrbios afetivos e suicídio. In: FREITAS, E. V.; PY, L.; NERI, A. L.; CANÇADO, F.A.X.; GORZONI, M.L.; ROCHA, S. M. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Guanabara-Koogan: Rio de Janeiro, 2002.

GRAF, A.; JUDGE, JO.; ÖUNPUU, S.; THELEN, DG. The effect of walking speed on lower-extremity joint powers among elderly adults who exhibit low physical performance. **Arch Phys Med Rehabil**, 2005, 86: 2177-83.

GRAVELLE, D.C; LAUGHTON, C.A.; DHRUV, N.T.; KATDARE, K.D.; NIEMI, J.B.; LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Noise-enhanced balance control in older adults. **Neuroreport**. 2002, 28;13(15):1853-6

GREVE, J.; ALONSO, A.; BORDINI, A.C.P.G.; CAMANHO, G.L. Correlation between body mass index and postural balance. **Clin Sci**. 2007; 62(6):717-20.

GUCCIONE, A. A. Arthritis and the process of disablement. **Phys Ther**, 1994; 74(5): 408-14.

GUCCIONE, A.A.; FELSON, D.T.; ANDERSON, J.J.; ANTHONY, J. M.; ZHANG, Y.; WILSON, P. W.; KELLY-HAYES, M.; WOLF, P. A.; KREGER, B. E.; KANNEL, W. B. The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. **Am J Public Health** 1994;84:351–8.

GUIMARÃES, L.H.C.T.; GALDINO, D.C.A.; MARTINS, F.L.M.; ABREU, S.R.; LIMA, M.; VITORINO, D.F.M. Avaliação da capacidade funcional de idosos em tratamento fisioterapêutico. **Rev Neurocienc** [serie online] [2004 jul-set]; 12 (3). Disponível em: URL:[http://www.unifesp.br/dneuro/neurociencias/vol123/capacid\\_funcional.htm](http://www.unifesp.br/dneuro/neurociencias/vol123/capacid_funcional.htm)

GUNTER, K.B.; WHITE, K.N.; HAYES, W.C.; SNOW, C.M. Functional mobility discriminates nonfallers from one-time and frequent fallers. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci** 2000, 55:M672-M676

GÜR, H.; CAKIN, N. Muscle mass, isokinetic torque, and functional capacity in women with osteoarthritis of the knee. **Arch Phys Med Rehabil**. 2003 Oct;84(10):1534-41.

HAIBACH, P.S.; SLOBOUNOV, S.M.; NEWELL, K.M. The potential applications of a virtual moving environment for assessing falls in elderly adults. **Gait Posture**. 2008;27(2):303-8.

HAKKINEN, K.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MALKIA, E.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. **J Appl Physiol**, 1998, 84:1341–49.

HAKKINEN, K.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MALKIA, E.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. **J Appl Physiol**, 1998, 84(4): 1341-9.

HALL, M.C.; MOCKETT, S.P.; DOHERTY, M. Relative impact of radiographic osteoarthritis and pain on quadriceps strength, proprioception, static postural sway and lower limb function. **Ann Rheum Dis**. 2006; 65(7):865-70.

HARADA, U.; CHIU, V.; DAMON-RODRIGUEZ, J.; FOWLER, E.; SIU, A.; & REUBEN, D.B. (1995). Screening for balance and mobility impairment in elderly individual living in residential care facilities. **Physical Therapy**, 1995, 75(x): 462-469.

HARRIDGE, S.D.; KRYGER, A.; STENSGAARD, A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. **Muscle Nerve**, 1999, 22(x):831–39

HARRIDGE, S.D.; KRYGER, A.; STENSGAARD, A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. **Muscle Nerve**, 1999, 22(7):.831-9

HARRISON, A.L. The Influence of Pathology, Pain, Balance, and Self-efficacy on Function in Women With Osteoarthritis of the Knee. **Phys Ther**. 2004, 84(9): 822-31

HART, D.J.; DOYLE, D.V.; SPECTOR, T.D. Association between metabolic factors and knee osteoarthritis in women: the Chingford Study. **J Rheumatol** 1995 ; 22 (x):1118-23.

HASSAN, B.S.; MOCKETT, S.; DOHERTY, M. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. **Ann Rheum Dis** 2001; 60(x):612–618

HAYES, K.W.; FALCONER, L. Differential muscle strength decline in osteoarthritis of the knee. **Arthritis Care Res** 1992, 5(x): 24- 28,. 1992

HÉBUTERNE, X.; BERMON, S.; SCHNEIDER, S. Ageing and muscle: the effects of malnutrition, re-nutrition, and physical exercise. **Curr Opin Clin Nutr Metab Care**. 2001, 4(x):295 – 300.

HENRY, S.M.; FUNG, J.; HORAK, F.B. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. **J Neurophysiol** 1998;80(x):1939–50.

HENWOOD, T. R.; TAAFFE, D. R. Improved physical performance in older adults undertaking a short-term programme of high-velocity resistance training. **Gerontology**, 2005, 51(x): 108 – 15.

HENWOOD, T.R.; TAAFFE, D.R. Short-term resistance training and the older adult: the effect of varied programmes for the enhancement of muscle strength and functional performance. **Clin Physiol Funct Imaging**, 2006, 26(5):305-13.

HERMAN, T.; INBAR-BOROVSKY, N.; BROZGOL, M.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J.M.. The Dynamic Gait Index in healthy older adults: The role of stair climbing, fear of falling and gender. **Gait Posture**. 2009, 29(2):237-41 7.

HINMAN, R.S.; BENNELL, K.L.; METCALF, B.R.; CROSSLEY, K.M. Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. **Rheumatology** 2002; 41 (12):1388–94.

HOCHBERG, M. C.; ALTMAN, R. D.; BRANDT, K. D.; CLARK, B. M.; DIEPPE, P. A.; GRIFFIN, M.R.; MOSKOWITZ, R. W. ; SCHNITZER, T. J. Guidelines for the Medical Management of Osteoarthritis. *Arthritis Rheum.*, 1995, 38(11): 1535-40.

HOLME, E.; MAGNUSSEN, S.P.; BECHER, K.; AAGAARD, P. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sport* 1999;9(x):104–9.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. **Handbook of physiology**. New York: Oxford University Press, 1996.

HORAK, F.; DIENER, H.; NASHNER, L. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 1990, 82(x): 167-77.

HORAK, F.B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural central of balance to prevent falls. *Age Ageing* 2006;35 (x):117-21.

HORAK, F.B.; NUTT, J.G.; NASHNER, L.M. Postural inflexibility in parkinsonian subjects, *J. Neurol. Sci.* 111 (1992, 111(x):) 46–58.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C. The role of the vestibular system in postural control. In: HERDMAN, S. (Ed.). **Vestibular rehabilitation**. New York: FA Davis, 1994.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C.L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiol Aging* 1989;10(x):727–38.

HSIAO-WECKSLERA, E.T.; KATDAREA, K.; MATSONA, J.; LIUA, W.; LIPSITZC, L.A.; COLLINS, J.J. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *J Biomechanics*. 2003; 36(x): 1327–33

HSIEH, C.J.; YANG, S.W.; HSIEH, L.F. Role of Muscle Strength in Dynamic Balance for Subjects with Knee Osteoarthritis. **4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008**. BIOMED 2008 25–28 June 2008 Kuala Lumpur, Malaysia

HUE, O.; SIMONEAU, M.; MARCOTTE, J.; BERRIGAN, F.; DORE, J.; MARCEAU, P.; MARCEAU, S.; TREMBLAY, A.; TEASDALE, N. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait Posture*. 2007; 26(x?): 32–38

HURLEY, M.V.; Scott, D.L.; Rees, J.; Newham, D.J. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. **Ann Rheum Dis** 1997;56:641–48

HURWITZ, D.E.; RYALS, A.R.; BLOCK, J.A.; SHARMA, L.; SCHNITZER, T.J.; ANDRIACCHI, T.P. Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. **J Orthop Res** 2000;18:572–9.

HUXHAM, F.E.; GOLDIE, P.A.; PATLA, A.E. Theoretical considerations in balance assessment. **Aust J Physiother**, 2001;47(2):89-100.

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios no Brasil 2000**. Estudos e pesquisas. Informação demográfica e socioeconômica n. 9. Rio de Janeiro; 2002. Disponível em: <<http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/perfidosos2000.pdf>>. Acesso em: 08 set. 2007.

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Sinopse preliminar do Censo Demográfico 2000**. Rio de Janeiro, v. 7, 2001. Disponível em: <[http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/sinopse\\_preliminar/censo2000sinopse.pdf](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/sinopse_preliminar/censo2000sinopse.pdf)>. Acesso em: 08 set. 2007.

JACKSON, B.D.; WLUKA, A.E.; TEICHTAHL, A.J.; MORRIS, M.E.; CICUTTINI, F.M. Reviewing knee osteoarthritis- a biomechanical perspective. **J Sci Med Sport**. 2004; 7(3): 347-57.

JADELIS, K.; MILLER, M.; ETTINGER, W. JR, MESSIER, S. Strength, balance, and the modifying effects of obesity and knee pain: results from the Observational Arthritis Study in Seniors (OASIS). **J Am Geriatr Soc** 2001;49:884–91

JANSSEN, I. Influence of sarcopenia on the development of physical disability: the cardiovascular health study. **J Am Geriatr Soc**, 2006, 54:56-62.

JANSSEN, I.; MARK, E. Separate and combined influence of body mass index and waist circumference on arthritis and knee osteoarthritis. **Int J Obes**. 2006;1-6.

JANSSEN, W.G; BUSSMANN, H.B.; STAM, H.J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Phys Ther** 2002; 82: 866-879.

JOHANSSON, H.; SJOLANDER, P.; SOJKA, P. A sensory role for the cruciate ligaments. **Clin Orthop** 1991;268:161–78.

JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M.A.Ê.; KESSON, M. Identification of human postural dynamics. **IEEE Trans Biomed Eng.** 1988; 35(?): 858-69

JONES, G. Posture. In: Kandel E, Schwartz J, Jessell T, eds. **Principles of neural science**. New York: McGraw-Hill, 2000:816–31.

JONES, G; COOLEY, H.M.; BELLAMY, N. A cross-sectional study of the association between Heberden's nodes, radiographic osteoarthritis of the hands, grip strength, disability and pain. **Osteoarthritis Cartilage** 2001; 9: 606-11

JYLHÄ, M.; GURALNIK, JM.; BALFOUR, J.; FRIED, L. Walking difficulty, walking speed, and age as predictors of self-rated health: The Women's Health and Aging Study. **J Gerontol: MED SCIEN**, 2001, 56A(10):M609-17.

KARLSSON, A; FRYKBERG, G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. **Clin Biomec.**, 2000, 15: 365-369

KAUFFMAN, T.L. **Manual de Reabilitação Geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

KAWAMOTO, R.; YOSHIDA, O.; OKA, Y. Factors related to functional capacity in community-dwelling elderly. **Geriatrics and Gerontology International**, 2004, 4:105-10.

KERSE, N.; PERI, K.; ROBINSON, E.; WILKINSON, T.; VON RANDOW, M.; KIATA, L.; PARSONS, J.; LATHAM, N.; PARSONS, M.; WILLINGALE, J.; BROWN, P.; ARROLL, B.. Does a functional activity programme improve function, quality of life, and falls for residents in long term care? Cluster randomised controlled trial. **BMJ**. 2008, 9;337:a1445.

KIRKLEY, A.; WEBSTER-BOGAERT, S.; LITCHFIELD, R.; AMENDOLA, A.; MacDONALD, S.; McCALDEN, R.; FOWLER, P. The effect of bracing on varus gonarthrosis. **J Bone Joint Surg Am** 1999;81(4):539–48.

KISNER, C., COLBY, L.A. **Exercícios terapêuticos fundamentos e prática**. São Paulo: Manole, 1998.

KOLLEGGER, H.; BAUMGARTNER, C.; WOBER, C.; ODER, W.; DEECKE, L. Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: Posturographic study in 30 healthy adults. **Eur Neurol** 1992; 32(5): 253-9.

KORNETTI, D. L.; MA, PT, Fritz S. L, MSPT, Chiu Y, MHS, PT, Light K.E, PHD, PT, Velozo C.A, PHD, OTR. Rating Scale Analysis of the Berg Balance Scale. **Arch Phys Med Rehabil** 2004; 85:1128-35.

KOSKI, K.; LUUKINEN, H.; LAIPPALA, P.; KIVELA, S.L. Risk factors for major injurious falls among the home-dwelling elderly by functional abilities. A prospective population-based study. **Gerontology** 1998; 44:232-8.

KUL-PANZA, E.; BERKER, N. Pedobarographic findings in patients with knee osteoarthritis. **Am J Phys Med Rehabil** 2006;85:228-233.

LACOURA, M.; BERNARD-DEMANZEB, L.; DUMITRESCUA, M. Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. **Neurophysiol Clin.** 2008; 38(6):411-21

LAJOIE, Y.; GALLAGHER, S.P. 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.

LAJOIE, Y.; GIRARD, A.; GUAY, M. Comparison of the reaction time, the Berg Scale and the ABC in non-fallers and fallers. **Arch Gerontol Geriatr.** 2002; 35(3): 215-225

LANKHORST, G.J.; VAN DE STADT, R.J.; VAN DER KORST, J.K. The relationships of functional capacity, pain and isometric and isokinetic torque in osteoarthrosis of the knee. **Scand J Rehabil Med.** 1985; 17: 167-72.

LATHAM, N.; ANDERSON, C.; BENNETT, D.; STRETTON, C.. Progressive resistance strength training for physical disability in older people (Cochrane Review). In: **The Cochrane Library**, Issue 3, 2004. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.

LAUGHTON, C.A.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J.F.; KERRIGAN, D.C.; PHILLIPS, E.; LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait Posture.** 2003; 18: 101-8.

LAURETANI, F.; BANDINELLI, S.; BARTALI, B.; Di IORIO, A.; GIACOMINI, V.; CORSI, A.M.; GURALNIK, J.M.; FERRUCCI, L. Axonal degeneration affects muscle density in older men and women. **Neurology Aging**, 2006; 27(8): 1145–54.

LAWRENCE, R.C.; HELMICK, C.G.; ARNETT, F.C.; *et al.* Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. **Arthritis Rheum.** 1998;41(x):778–799.

LEE, H.K.M.; SCUDDS, R.J. Comparison of balance in older people with and without visual impairment. **Age Ageing**, 2003, 32(6): 643-49.

LERVIK, J.; LEDIN, T. Analysis of differences in postural control between elderly and young healthy subjects using chaos theory. **ACTA ORL.** 2007; 25 (2): 141-46.

LEVEILLE, S.G.; LING, S.; HOCHBERG, M.C.; RESNICK, H.E.; BANDEEN-ROCHE, K.J.; WON, A.; GURALNIK, J.M. Widespread musculoskeletal pain and the progression of disability in older disabled women. **Ann Intern Med** 2001; 135(12): 1038-46.

LEVINE, D. ; WHITLE,M.W. ;BEACH, J.A. ;OLLARD,P.G. Test –Retest Reliability Of The Chattecx Balance System In The Patient With Hemiplegia. **J Rehab Res Devel.**, 1996, 33 (1), 36-44.

LEWIS, C. B.; BOTTOMLEY, J. M. Assessment instruments. In: \_\_\_\_\_. **Geriatric physical therapy: a clinical approach**. Norwalk: Appleton & Lange, 1994.

LEWIS, C. B.; BOTTOMLEY, J. M. **Geriatric physical therapy: a clinical approach**. Ed. Appleton & Lange, USA, 1994.

LIN, M.R.; HWANG, H.F.; HU, M.H.; WU, H.D.; WANG, Y.W.; HUANG, F.C. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. **J Am Geriatr Soc.** 2004; 52(8):1343-8.

LIN, S.; WOOLLACOTT, M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. **Age and Ageing** 2005; 34(x): 358–63.

LISION, A.L. R; BROUWER, B.J.. “Reability and Validity of Measures From Stroke patients Using the Balance Master’. **Arch Phys Med Rehabil.** 1996;77(5):425-30.



LIU-AMBROSE, T.; DONALDSON, M.G.; AHAMED, Y.; GRAF, P.; COOK, W.L.; CLOSE, J.; LORD, S.R.; KHAN, K.M.. Otago Home-Based Strength and Balance Retraining Improves Executive Functioning in Older Fallers: A Randomized Controlled Trial. **J Am Geriatr Soc.** 2008; 15. [Epub ahead of print]

LOPES, A.D.; STADNIKY, S.P.; MASIERO, D.; CARRERA, E.F.; CICONELLI, R.M.; GRIFFIN, S. Tradução e adaptação cultural do WORC: um questionário de qualidade de vida para alterações do manguito rotador. **Rev Bras Fisioter.** 2006;10(3):309-15.

LORD, S.R.; CLARK, R.D.; WEBSTER, I.W. Physiological factors associated with falls in an elderly population. **J Am Geriatr Soc.** 1991a; 39(x):1194 –1200

LORD, S.R.; CLARK, R.D.; WEBSTER, J.W. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. **J Gerontol** 1991; 46(x):M69–M76.

LORD, S.R.; ROGERS, M.W.; HOWLAND, A.; FITZPATRICK, R. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. **J Am Geriatr Soc** 1999; 47(x): 1077–81.

LOURENÇO, R. A.; VERAS, R.P. Mini-Exame do Estado Mental: características psicométricas em idosos ambulatoriais. **Rev Saúde Pública,** 2006, 40(4):712-19

LUUKINEN, H; KOSKI, K; LAIPPALA, P; KIVELA, L. Risk Factors for Recurrent Falls in The Elderly in Long-Term Institutional Care. **Public Health,** 1995, 109(x): 57-65.

M. SCHIEPPATI, A. NARDONE. Free and supported stance in Parkinson's disease. **Brain** 1991; 114(x): 1227–1244.

M. SCHIEPPATI, M. HUGON, M. GRASSO, A. NARDONE, M. GALANTE. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. **EEG Clin. Neurophysiol.** 1994, 93(x): 286– 298.

MACHADO, G.P. M.; BARRETO, S.M.; PASSOS, V.M. A.; LIMA-COSTA, M.F. Furtado de. Projeto Bambuí: prevalência de sintomas articulares crônicos em idosos. **Rev. Assoc. Med. Bras.** 2004, 50(4): 367-72.

MACKINTOSH. S.F.; HILL, K.D.; DODD, K.J.; GOLDIE, P.A.; CULHAM, E.G. Balance Score and a History of Falls in Hospital Predict Recurrent Falls in the 6 Months Following Stroke Rehabilitation. **Arch Phys Med Rehabil** 2006; 87(?x):1583-9.

MADUREIRA, M.M.; TAKAYAMA, L.; GALLINARO, A.L.; CAPARBO, V.F.; COSTA, R.A.; PEREIRA, R.M.. Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: a randomized controlled trial. **Osteoporos Int.** 2007;18(4):419-25.

MAFFIULETTI, N.A.; AGOSTI, F.; RIVA, D.; RESNIK, M.; LAFORTUNA, C.L. Postural instability of extremely obese individuals improves after a body weight reduction program entailing specific balance training. **J Endocrinol Invest.** 2005; 28(x):2-7.

MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J.; TOPPER, A.K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **J Gerontol** 1994; 49(x):M72–M84

MANNINEN, P.; RIIHIMAKI, H.; HELIOVAARA, M.; MAKELA, P. Overweight, gender and knee osteoarthritis. **Int J Obes Relat Metab Disord** 1996; 20(x):595-7.

MARIN, L.; BARDY, B. G.; BAUMBERGER, B.; FLÜCKIGER, M.; STOFFREGEN, T. A. Interaction between task demands and surface properties in the control of goaloriented. **Human Movement Science**, 1999, 18(x): 31-47

MARQUES, A. P.; KONDO, A. A fisioterapia na osteoartrose: uma revisão da literatura. **Rev Bras Reumatol**, 1998, 38 (2): 83-90

MARX, F.C.; Oliveira, L.M.; Bellini C.G.; Ribeiro, M.C.C.. Tradução e validação cultural do questionário algofuncional de lequesne para osteoartrite de joelhos e quadris para a língua portuguesa. **Rev. Bras. Reumatol.**, 2006, 46(4): 253-260.

MASUI, T.; HASEGAWA, Y.; YAMAGUCHI, J.; KANO, T.; ISHIGURO, N.; SUZUKI, S. Increasing postural sway in rural-community-dwelling elderly persons with knee osteoarthritis. **J Orthop Sci.** 2006; 11(4):353-58.

MAURER, C.; MERGNER, T.; PETERKA, R.J. Abnormal resonance behavior of the postural control loop in Parkinson's disease. **Exp Brain Res** 2004; 157(x): 369–376.

MAZZEO, R.S.; CANAVAGH, P.; EVANS, W.J.; FIATARONE, M.A.; HAGBERG, J.; MCAULEY, E.; STARTZELL, J.. Exercício e atividade física para pessoas idosas. **Rev Bras Ativ Física & Saúde** 1998; 3(x):48-78.

McALINDON, T.E.; COOPER, C.; KIRWAN, J. R.; DIEPPE, P.A. Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. **Ann Rheum Dis** 1993; 52(x):258–62

McCOLLUM, G.; LEEN, TK. Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. **J Motor Behavior**, 1989, 21(3): 225-44.

McGRAW, B.; McCLENAGHAN, B.A.; WILLIAMS, H.G.; DICKERSON, J. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. **Arch Phys Med Rehabil**. 2000; 81(x):484-9.

McMEEKEN, J.; STILLMAN, B.; STORY, I.; KENT, P.; SMITH, J. The effects of knee extensor and flexor muscle training on the timed-up-and-go test in individuals with rheumatoid arthritis. **Physiother Res Int** 1999; 4(x):55–67.

McNAIR, P.J.; MARSHALL, R.N.; MAGUIRE, K. Swelling of the knee Joint: Effects of Exercise on Quadriceps Muscle Strength. **Arch Phys Med Rehabil** 1996; 77(x):896-899.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age Ageing**. 2004; 33(6): 602-7.

MENZ, H.B.; LORD, S.R.; FITZPATRICK, R.C. Age-related differences in walking stability. **Age Ageing** 2003;32(x):137-42.

MENZ, H.B.; MORRIS, M.E. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. **Gait Posture**. 2006; 24(2):229-36.

MENZ, H.B.; LORD, S.R.. Gait instability in older people with hallux valgus. **Foot Ankle Int**. 2005; 26(6):483-9.

MESSIER, S.P. Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. **Med Sci Sports Exerc** 1994, 26(12): 1446-52.

MESSIER, S.P.; GLASSER, J.L.; ETTINGER, W.H. JR.; CRAVEN, T.E.; MILLER, M.E. Declines in strength and balance in older adults with chronic knee pain: A 30-month longitudinal, observational study. **Arthritis Rheum** 2002;47(x):141–8

MILLS, E. M. The Effect of Low-Intensity Aerobic Exercise on Muscle Strength, Flexibility, and Balance Among Sedentary Elderly Persons. **Nursing Research**, 1994; 43(4):207-11.

MINISTÉRIO DA SAÚDE – governo brasileiro, **Política Nacional de Promoção da Saúde**. Disponível em: <<http://portal.saude.gov.br/portal/saude>>. Acesso em: 30 agosto 2008.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Caderno de Atenção Básica. **Secretaria de Políticas de Saúde**. Departamento de Atenção Básica, Brasília. 2002.

MITCHELL, S.L, COLLINS, J.J.; DE LUCA, C.J.; BURROWS, A.; LIPSITZ, L.A. Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing. **Neurosci Lett**. 1995, 197(2):133-6

MIYAMOTO, S.T.; LOMBARDI, I. JR.; BERG, K.O.; RAMOS, L.R.; NATOUR, J. Brazilian version of the Berg balance scale. **Braz J Med Biol Res**, 2004, 37(19): 1411-14.

MOCHIZUKI, L. **Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio**. 2001. 200f. Teses (Doutorado). Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. São Paulo.

MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M; AMADIO, A.C.; ZATSIORSKY, V.M.; LATASH, M.L. Changes in Postural Sway and Its Fractions in Conditions of Postural Instability. **J Appl Biomec**, 2006, 22(1): 51-60.

MOCHIZUKI, L.; FERNANDES, E. ; DUARTE, M.; ÁVILA, A.O.V.; AMADIO, A.C. Estudo biomecânico sobre o controle do equilíbrio postural em função de ritmos circadianos. **Rev Bras Post Mov**, 1998, 2(1): 51-55.

MORRIS, R.; HARWOOD, R.H.; BAKER, R.; SAHOTA, O.; ARMSTRONG, S.; MASUD, T. A. comparison of different balance tests in the prediction of falls in older women with vertebral fractures: a cohort study. **Age and Ageing** 2007; 36: 78–83

MORRIS, S.; MORRIS, M.E.; IANSEK, R. Reliability of measurements obtained with the timed "up and Go" test in people with Parkinson's disease. **Phys Ther** 2001; 81 810–8.

MOURA, R.N.; SANTOS, F.C.; DRIEMEIER, M.; SANTOS, L.M.; RAMOS, L.R.. Quedas em idosos: fatores de risco associados. **Gerontologia** 1999;7(x):15-21.

MULFORD, D.; TAGGART, H. M.; NIVENS, A.; PAYRIE, C. Arch support use for improving balance and reducing pain in older adults. **Appl Nurs Res**, 2008; 21(3): 153-58

NAKAMURA, D.M.; HOLM, M.B.; WILSON, A. Measures of balance and fear of falling in the elderly: a review. **Phys Occup Ther Geriatr**, 1998, 15(4):17-32.

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y.. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **J Electromyogr Kinesiol.** 2001, 11(x): 395-403.

NARICI, M. V.; MAGANARIS, C.; REEVES, N. Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age. **Scand J Med Sci Sports**, 2005, 15(6):392-401

NERI, A. L. **Palavras chave em Gerontologia**. Alínea , Campinas, 2001.

NEVITT, M. C.; CUMMINGS, S. R.; KIDD, S.; BLACK, D. Risk factors for recurrent nonsyncopal falls: A prospective study. **JAMA**, 1989, 261(18): 2663-2668

NEVITT, M.C. Falls in the elderly risk factors and prevention. In: MASDEU, J. C.; SUDARSKY, L.; WOLFSON, L. **Gait Dis Aging**. [S.l.]: Lippincott-Rauen, 1997. p.13-36.

NEVITT, M.C.; CUMMINGS, S.R.; KIDD, S.; BLACK, D.. Risk factors for recurrent nonsyncopal falls: a prospective study. **JAMA** 1989;261(x):2663-8.

NEWELL, K.M. SLOBOUNOVA, S.M.; MOLENAAR, P.C.M. Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles. **Exp Brain Res**. 1996, 113(3): 158-164.

NEWMAN, D.J.; SCHULTZ, K.U.; ROCHLIS, J.L. Closed-loop, estimatorbased model of human posture following reduced gravity exposure. **J Guidance Contr Dyn** 1996;19(x):1102-8.

NEWTON, R. Balance screening of an inner city older adult population. **Arch Phys Med Rehabil** 1997;78(x):587-91.

NOLAN,L. KERRIGAN,D.C. Postural Control: toe-standing versus heel-toe standing. **Gait Posture**. 2004, 19(1): 11-15.

NORRIS, J.A.; MARSH, A.P.; SMITH, I.J.; KOHUT, R.I.; MILLER, M.E. Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk. **J Biomech**. 2005; 38(6):1263-72

O'REILLY, S.C.; JONES, A.; MUIR, K.R.; DOHERTY, M. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: The effect on pain and disability. **Ann Rheum Dis** 1998;57(x):588–94.

OLIVEIRA, J. **Avaliação biomecânica do equilíbrio em indivíduos portadores de osteoartrose do joelho e sua relação com torque muscular, comprometimento articular, dor e incapacidade funcional.** [Dissertação] Universidade do Estado de Santa Catarina. Florianópolis, SC: 2007a.

OSTROWSKA, B.; KUCZYŃSKI, M.; DEAN, E. Does osteoarthritis further compromise the postural stability of women with osteoporosis? **Ortop Traumatol Rehabil.** 2008;10(2):179-82.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento.** 4.ed. São Paulo: Manole, 2004

PAJALA, S.; ERA, P.; KOSKENVUO, M.; KAPRIO, J.; TÖRMÄKANGAS, T.; RANTANEN, T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** 2008;63(2):171-8.

PAPALEO NETTO, M. **Gerontologia- a velhice e o envelhecimento em visão globalizada.** São Paulo: Atheneu, 2005.

PAPALÉO NETTO, M.; KEIN, E.L.; BRITO, F.C. Avaliação geriátrica multidimensional. In: CARVALHO ILHO, E.T.; PAPALÉO NETTO, M. (Ed.). **Geriatría: fundamentos, clínica e terapêutica.** 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2005.

PARISI, L.; HÉROUX, M.E.; CULHAM, E.G.; NORMAN, K.E.. Functional Mobility and Postural Control in Essential Tremor. **Arch Phys Med Rehabil.** 2006; 87(10): 1357-64.

PEREIRA, M.I.R.; GOMES, P.S.C. Testes de força e resistência muscular: confiabilidade e predição de uma repetição máxima – revisão e novas evidências. **Rev. Bras. Med. Esporte,** 2003, 9(5): 325-335.

PERLINI, N. M. G. **Cuidar de pessoas incapacitadas por acidente vascular cerebral no domicílio: o fazer do cuidador.** Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo. São Paulo, 2000.

PERRACINI, M.R.. **Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes no município de São Paulo** [tese]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; Escola Paulista de Medicina; 2000.

PERRACINI, M.R.; RAMOS, L.R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev Saúde Pública**, 2002, 36(6):709-716.

PETERKA, R.J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. **Biol. Cybern.** 2000; 82 (x?): 335-43

PICKLES, B.; COMPTON, A. Fisioterapia na 3ª idade: Sistema conceitual. In: PICKLES, B.; COMPTON, A.; COTT, C.; SIMPSON, J.; VANDERVOORT, A. **Fisioterapia na 3ª idade**. São Paulo: Editora Santos, 1998.

PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. **Gerontology**. 2006;52(1):1-16.

PODSIADLO, D.; RICHARD, S. The Timed 'Up & Go': a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **J Am Geriatr Soc**. 1991; 39 (2); 142-48.

POTTER, P.J.; KIRBY, R.L.; MACLEOD, D.A. The effects of simulated knee-flexion contractures on standing balance. **Am J Phys Med Rehabil** 1990; 69(x):144-7.

POWELL, L. E.; MYERS, A. M. The activities-specific balance and confidence (ABC) scale. **J Geront: Med Sci.** 1995; 50A(1): M28- 34.

PRADO, J.M.; STOFFREGEN, T.A.; DUARTE, M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. **Gerontology**. 2007;53(5):274-81.

PRIETO, T.E.; MYKLEBUST, J.B.; HOFFMANN, R.G.; LOVETT, E.G.; MYKLEBUST, B.M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans Biomed Eng.** 1996; 43(9): 956-66.

PRIPLATA, A.A.; NIEMI, J.B.; HARRY, J.D.; LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Vibrating insoles and balance control in elderly people. **Lancet** 2003; 362(x): 1123-24

RADOMINSKI, S.C. Obesidade e doenças músculo-esqueléticas. **Rev Bras Reumatol**. 1998; 38 (5):275-278.

RASIA, J.; BERLEZI, E.M.; BIGOLIN, S. E.; SCHNEIDER, R.H.. A relação do sobrepeso e obesidade com desconfortos musculoesqueléticos de mulheres pós-menopausa. **BCEH**, 2007; 4(1): 28-38

RAYMAKERS, J.A.; SAMSON, M.M.; VERHAAR, H.J.J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait Posture** 2005, 21(x): 48–58.

REDFERN, M.S; TALKOWSKI, M.E; JENNINGS, R; FURMAN, J.M. Cognitive influences in postural control of patients with unilateral vestibular loss. **Gait Posture.**, 2003: 1-11.

REUBEN, D.B.; VALLE, L.; HAYS, R.; SIU, A.L. Measuring Physical function in community-dwelling older persons: a comparison of self-administered, interviewer-administered and performance based measures. **J Am Geriatr Soc**, 1995, 43(x): 17-23.

REYES-ORTIZ, C.A.; SNIH, S.A.; MARKIDES, K.S. Falls among elderly persons in Latin América and the Caribbean and among elderly Mexican-Americans. **Rev Panam Salud Publica** 2005, 17(5-6): 362-9.

RIACH, C.L.; STARKES, J.L. Velocity of centre of pressure excursions as na indicator of postural control systems in children. **Gait Posture**, 1994, 2(x): 67-172.

RIDDLE, D.L.; STRATFORD, P.W. Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the Berg balance test. **Phys Ther.** 1999;79(10):939-48

RILEY, M.A.; WONG, S. MITRA,S. TURVEY,M.T. Common effects of touch and vision on postural parameters. **Exp Brain Res.** 1997; 117(x): 165-170.

RINGSBERG, K.; GERDHEM, P.; JOHANSON, J.; O'BRANT, K.J.. Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women? **Age Ageing** 2004; 33 (x):173-9.

ROBERTSON, M.C.; DEVLIN, N.; GARDNER, M.M.; CAMPBELL, A.J.. Effectiveness and economic evaluation of a nurse delivered home based exercise programme to prevent falls. 1: Randomised controlled trial. **BMJ** 2001; 322 (88):697-701.

ROBINSON, K.A.; DICKERSON, K.. Development of a highly sensitive search strategy for the retrieval of reports of controlled trials using PubMed. **International Journal of Epidemiology** 2002;31(1):150-3.

ROESLER, C. R. M; ITURRIOZ, I. Identificação do conteúdo de frequências presente na força de reação do solo medida com plataforma de forças. **Rev. bras. Biomechanica** 2002, 3(4):51-56.



ROSA, T.E.C.; BENÍCIO, M.H.D.; LATORRE, M.R.D.O.; RAMOS, L.R. Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. **Rev Saúde Pública** 2003;37(1):40-8.

ROSENTHAL, B.P. Ophthalmology. Screening and treatment of age-related and pathologic vision changes. **Geriatrics**. 2001;56(12):27-31;

ROTHFUSS, J.; MAU, W.; ZEIDLER, H.; BRENNER, M.H. Socioeconomic evaluation of rheumatoid arthritis and osteoarthritis: A literature review. **Semin Arthritis Rheum** 1997; 26(x):771-9.

ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2 ed. London: Chapman & Hall, 1994.

ROZENFELD, S. **Reações adversas aos medicamentos na terceira idade: as quedas em mulheres como iatrogenia farmacoterapêutica**. [Tese de Doutorado]. Rio de Janeiro: Instituto de Medicina Social, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 1997.

RUBENSTEIN, L.Z.; JOSEPHSON, K.R. Risk factors for falls: a central role in prevention. **J Am Soc Aging** 2003; 26 (4): 15-21.

RUNGE, C. F.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B.; ZAJAC, F. E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait Posture**, 1999, 10(2): 161- 70.

SAAD, M.; *et al.* Sinais clínicos associados a prognóstico de marcha em paralisia cerebral espástica. **Rev Bras Post Mov**, 1997, 1(1): 5-12.

SANTOS, K.A.; KOSZUOSKI, R.; COSTA, J.S.D.; PATTUSSI, M.P. Fatores associados com a incapacidade funcional em idosos do município de Guatambu, Santa Catarina, Brasil. **Cad Saúde Pública** 2007; 23(11):2781-88.

SCHULTZ, A.; ALEXANDER, N.B.; GU, M.J.; BOISMIER, T. Postural control in young and elderly adults when stance is challenged: clinical versus laboratory measurements. **Ann Otol Rhinol Laryngol**, 1993, 102(x): 508-17.

SEIDLER, E.D., STELMACH, G.E. Reduction in sensorimotor control with age. **Oxford**, 1995, 47 (3): 386-94.

SHARMA, L.; PAI, Y.C. Impaired proprioception and osteoarthritis. **Curr Opin Rheumatol** 1997;9(x):253–8.

SHEPHARD, R.J. **Aging, physical activity, and health**. Champaign: Human Kinetics, 1997.

SHIH-HUNG, C.; MAO-HSIUNG, H.; TIEN-WEN, C.; MING-CHANG, W.; CHIN-WEI, L.; CHIA-HSIN, C. Effect of knee sleeve on static and dynamic balance in patients with knee osteoarthritis. **Kaohsiung J Med Sci August** 2007; 23 (8): 405-11

SHUMWAY-COOK, A.; BALDWIN, M.; POLISSAR, N.L.; GRUBER, W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. **Phys Ther.**1997; 77(x):812–819

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up and go test. **Phys Ther** 2000; 80(x):896-903.

SHUMWAY-COOK, A.; HORAK, F.B. Assessing the influence of sensory interaction on balance. **Phys Ther**, 1986, 66(10):1548-50.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Cotole Motor – Teoria e aplicações práticas**. 2. ed. São Paulo: Manole; 2003.

SIGGEIRSDOTTIR, K.; JONSSON, B.Y.; JONSSON, H. JR; IWARSSON, S. The timed "up and go" is dependent on chair type. **Clin Rehabil** 2002, 16(x): 609–16.

SIHVONEN, S.; SIPILA, S.; ERA, P.A: Changes in postural balance in frail elderly women during a 4-week visual feedback training: a randomized controlled trial. **Gerontology** 2004a; 50: 87–95.

SIHVONEN, S.; SIPILA, S.; TASKINEN, S.; ERA, P. Fall incidence in frail older women after individualized visual feedback-based balance training. **Gerontology** 2004b; 50: 411–416.

SKALSKA, A.; OCETKIEWICZ, T.; ZAK, M.; GRODZICKI, T. **Influence of Age on Postural Control Parameters Measured with a Balance Platform**. Department of Internal Medicine and Gerontology, Jagiellonian University School of Medicine. Kraków, Poland, 2004.

SKINNER, H.B., BARRACK, R.L., COOK, S.D. Joint position sense in total knee arthroplasty. **J Orthop Res**, 1984, 1(x?): 276.

SKINNER, H.B.; BARRACK, R.L; COOK, S.D. Age-related decline in proprioception. **Clinical Orthopedics and Related Research** 1984; (184):208-11.

SLOANE, P.D.; BALOH, R.W.; HONRUBIA, V. The vestibular system in the elderly: clinical implications. **Am J Otolaryngol**, 1989, 10(6): 422-9.

SOAMES, R.W.; ATHA, J. The spectral characteristics of postural sway behavior. **European Journal of Applied Physiology**, 1982, 49 (x):169-77.

**SOCIEDADE BRASILEIRA PARA O ESTUDO DA DOR.** Disponível em: <http://www.dor.org.br/>. Acesso: 19 agosto 2008.

SRIKANTH, V. K.. A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis. **Osteoarth Cartil**, 2005, 13(9): 769-781.

STALENHOEF, P.A.; DIEDERIKS, J.P.; KNOTTNERUS, J.A.; WITTE, L.P.; CREBOLDER, H.F. The construction of a patient record-based risk model for recurrent falls among elderly people living in the community. **Family Practice** 2000;17(x):490-6.

STALENHOEF, P.A.; DIEDERIKS, J.P; KNOTTNERUS, J.A.; WITTE, L.P.; CREBOLDER, H.F.. The construction of a patient record-based risk model for recurrent falls among elderly people living in the community. **Family Practice** 2000;17:490-6.

STEFFEN, T. M.; HACKER, T. A.; MOLLINGER, L.. Age- and Gender- Related Test Performance im Community- Dwelling Elderly People: Six- Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. **Phys Ther**, 2002, 82(2): 128-137

STEL, V.S.; SMIT, J.H.; PLUIJM, S.M.; LIPS, P.; Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. **J Clin Epidemiol** 2003; 56(x): 659–668.

STELMACH, G.E. Physical activity and aging: Sensory and perceptual processing. In: BOUCHARD, C.; SHEPARD, R.J.; STEPHENS, T.; editor(s). **Physical fitness and health** Champaign: Human Kinetics, 1994.

STELMACH, G.E.; TEASDALE, N.; DI FABIO, R.P.; PHILLIPS, J. Age related decline in postural control mechanisms. **Int J Aging Human Dev** 1989; 29:205–23.

SUN, S.F.; HSU, C.W.; HWANG, C.W.; HSU, P.T.; WANG, J.L.; TSAI, S.L.; CHOU, Y.J.; HSU, Y.W.; HUANG, C.M.; WANG, Y.L. Hyaluronate improves pain, physical function and balance in the geriatric osteoarthritic knee: a 6-month follow-up study using clinical tests. **Osteoarthritis Cartilage**. 2006;14(7):696-701.

SZABO, S.M.; JANSSEN, P.A.; KHAN, K.; POTTER, M.J.; LORD, S.R.. Older women with age-related macular degeneration have a greater risk of falls: a physiological profile assessment study. **J Am Geriatr Soc**. 2008;56(5):800-7.

SZTURM, T.; FALLANG, B. Effects of varying acceleration of platform translation and toe-up rotations on the pattern and magnitude of balance reactions in humans. **J Vestib Res** 1998;8:381-97.

TAMEGUSHI, A.S.; TRELHA, C.S.; DELLAROZA, M.S.C; Cabrera, M.; Ribeiro, T.N. Capacidade Funcional de Idosos com Osteoartrite de Joelhos e Quadril. **Rev Espaço Saúde**, 2008, 9(2): 8-16.

TAN, J.; BALCI, N.; SEPICI, V.; GENER, F.A. Isokinetic and isometric strength in osteoarthritis of the knee. **Am J Phys Med Rehabil** 1995;74:364-69.

TANAKA, H.; UETAKE, T.; KURIKI, S.; IKEDA, S. Changes in centerof-pressure dynamics during upright standing related to decreased balance control in young adults: fractional Brownian motion analysis. **J Hum Ergol**. 2002; 31 (?): 1-11.

THOMPSON, C.W; FLOYD, R. T. **Manual de Cinesiologia Estrutural**. 12. ed. São Paulo: Manole, 1997. 232 p.

THOMPSON, M.; MEDLEY, A. Performance of community dwelling elderly on the timed up and go test. **Phys Occup Ther Geriatr** 1995;13:17-30.

THONSON, A.; SKINDER, A.; PIERCY, J. **Fisioterapia de tidy**. São Paulo: Santos, 1994.

THORBAHN, L.; NEWTON, R.. Use of the Berg Balance Test to Predict Falls in Elderly Persons. **Phys Ther**. 1996, 76(6): 576-583

THORBAHN, L.D.B.; NEWTON. R.A. Use of the Berg Balance Test to Predict Falls in Elderly Persons. **Phys Ther**. 1996, 76(6): 576-85

THRANE, G.; JOAKIMSEN, R.M.; THORNQUIST, E. The association between timed up and go test and history of falls: the Tromsø study. **BMC Geriatr**. 2007, 12(1):1-7

TINETTI, M. E. Performance- oriented assessment of mobility problems in elderly patients. **J Am Geriatr Soc**, 1986, 34 (x): 114-126.

TINETTI, M.E.; DOUCETTE, J.T.; CLAUS, E.B. The contribution of predisposing and situational risk factors to serious fall injuries. **J Am Geriatr Soc** 1995;43:1207–13.

TINETTI, M.E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **N Engl J Med**. 1988; 319:1701-7.

TODA, Y.;SEGAL,N. Vantagens do uso da palmilha com enfaixamento subtalar para a analgesia de pacientes com Osteoartrose compartimental do joelho. **Arthr Rheum**.2002, 47(5): 468-73.

TOPPER, A.K.; MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J. Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? **J Am Geriatr Soc** 1993; 41: 479–487.

VANDERVOORT AA. Effects of ageing on human neuromuscular function: implications for exercise. **Can J Spt Sci**. 1992; 17:178-184.

VANNUCCI, A. B. et al. Osteoartrose. **Rev Bras Med**, 2002, 59(12): 35-46

VAS, J.; MÉNDEZ, C.; PEREA-MILLA, E.; VEGA, E.; PANADERO, M.D.; LEÓN, J.M; BORGE, M.A.; GASPAR, O.; SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ, F.; AGUILAR, I.; JURADO, M.; *et al*. Acupuncture as a complementary therapy to the pharmacological treatment of osteoarthritis of the knee: randomised controlled trial. **BMJ**, 2004, 329(1216), originally published online 19 Oct 2004. Site: <http://www.bmj.com/cgi/reprint/bmj.38238.601447.3Av1>; Acessado em 10 setembro 2008.

VATH, C.Incidence of falls, risk factors for falls, and fall-related fractures in individuals with diabetes and a prior foot ulcer. **Diabetes Care** 2002;25:1983–6

VAZ, P.; POMBO, M.; FANTINATO, M.; PECLY, G. O fato de risco na mídia. **Interface-Comunicação, Saúde, Educação**, 2007, 11(21): 145-53.

VERHAGEN, A.P.; KESSELS, A.G.; BOERS, M.; BOUTER, L.M.; *et al.* The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomized clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. **J Clin Epid** 1998;51(12):1235-41.

VIEIRA, T.D.; OLIVEIRA, L.F.; NADAL, J. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. **J Electromyogr Kinesiol.** Available online 4 December 2008. Acesso online: [http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6T89-4V2PSSM-4&\\_user=686176&\\_rdoc=1&\\_fmt=&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_searchStrId=956004037&\\_rerunOrigin=google&\\_acct=C000037169&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=686176&md5=5d84b73f8ee4020561434f819ad444d8](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T89-4V2PSSM-4&_user=686176&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_searchStrId=956004037&_rerunOrigin=google&_acct=C000037169&_version=1&_urlVersion=0&_userid=686176&md5=5d84b73f8ee4020561434f819ad444d8)

VIEL, E. **A Marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções.** São Paulo: Manole, 2001.

VREEDE, P. L.; SAMSON, M. M.; VAN MEETEREN, N. L. U.; DUURSMA, S. A.; VERHAAR, H. J. J. Functional-task exercise versus resistance strength exercise to improve daily function in older women: a randomized, controlled trial. **J Am Geriatr Soc.**, 2005, 53(x):2-10.

VREEDE, P. L.; SAMSON, M. M.; VAN MEETEREN, N. L.U.; DUURSMA, S.A.; VERHAAR, H. J. J. Functional-task exercise versus resistance strength exercise to improve daily function in older women: A feasibility study. **Arch Phys Med Rehabil.** 2004, 85(x): 1952 – 61.

VREEDE, P. L.; SAMSON, M. M.; VAN MEETEREN, N. L.U.; DUURSMA, S.A.; VERHAAR, H. J. J. Functional-task exercise versus resistance strength exercise to improve daily function in older women: A feasibility study. **Arch Phys Med Rehabil.**, 2004, 85(x): 1952 – 61.

VREEDE, P. L.; SAMSON, M. M.; VAN MEETEREN, N. L.U.; DUURSMA, S.A.; VERHAAR, H. Functional-task exercise versus resistance strength exercise to improve daily function in older women: a randomized, controlled trial. **J Am Geriatr Soc.** 2005, 53(x): 2–10.

WALKER, C.; BROUWER, B.J.; CULHAM, E.G.. Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. **Phys Ther** 2000;80(9):886-95.

WALLACE, C.; REIBER, G.E.; LEMASTER, J.; SMITH, D.G.; SULLIVAN, K.; HAYES, S.;

WEGENER, L.; KISNER, C.; NICHOLS, D. Static and dynamic balance responses in persons with bilateral knee osteoarthritis. **J Orthop Sports Phys Ther** 1997;25(x):13–8.

WESSEL J. Isometric strength measurements of knee extensors in women with osteoarthritis of the knee. **J Rheumatol** 1996;23(x):328e31.

WHITNEY, S.L.; POOLE, J.L.; CASS, S.P. A review of balance instruments for older adults. **Am J Occupational Ther**, 1998, 52(8):.666-71.

WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait Posture**. 1995, 3(x): 193-214.

WINTER, D.A.. A.B.C. **Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking**. Waterloo, Ont: Waterloo Biomechanics, 1995.

WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol** 1998;80(x):1211—21.

WOLF, S.L.; BARNHART, H.X.; KUTNER, N.G.; MCNEELY, E.; COOGLER, C.; XU, T.. Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. **Journal of the American Geriatrics Society** 1996;44(5):489-97.

WONG, Y.K.; HUI, E.; WOO, J. A community-based exercise programme for older persons with knee pain using telemedicine. **J Telemed Telecare**. 2005;11(6):310-5

WORLD HEALTH ORGANIZATION. ICF. **International classification of functioning, disability and health**. Geneva: World Health Organisation, 2001.

YAP, L.K.P; AU, S.Y.L; ANG, Y.H; EE, C.H. Nursing Home Falls: A Local Perspective. **Ann Acad Med Singapore**, 2003, 32(x):795-800.

ZATSIORSKY, V.M.; DUARTE, M. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**, 2000, 2 (x): 185-200

## ANEXO I

Aval Inicial Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Gênero:  Feminino  Masculino TELEFONE: \_\_\_\_\_Cor:  branca  negra  parda  amarela

Idade: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

Membro inferior dominante:

Membro acometido pela artrose: \_\_\_\_\_

Estado civil: Casado  Viúvo  Divorciado/desquitado/separado  Solteiro Escolaridade:  analfabeto  primário incompleto  primário completo  médio incompleto médio completo  superior incompleto  superior completo pós graduado \_\_\_\_\_  outros: \_\_\_\_\_

Profissão: \_\_\_\_\_

Onde mora? Casa  Apartamento  Cômodo  Instituição 

Com quem mora? (assinalar todas as que se aplicam)

 Com o cônjuge ou companheiro Com a família de um filho ou filha Com filhos solteiros Com outros parentes Com netos Com amigos Com bisnetos Outro : \_\_\_\_\_Atividade Física  SIM  NÃO → na ultima duas semanas

Tipo de atividade: \_\_\_\_\_

Quantas vezes: \_\_\_\_\_

Tempo de prática: \_\_\_\_\_

## AVALIAÇÃO CLÍNICO-FUNCIONAL

1. Verificar :

 Diabético Doenças Cardiovascular: \_\_\_\_\_ Marcapasso Amputação: \_\_\_\_\_ PA: \_\_\_\_\_



Hipoglicêmico

Período Menopausa: \_\_\_\_\_

Labirintite

ATROSE: Sim ( ) Não ( )

RX: \_\_\_\_\_

Grau: ( ) 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) 4

2. Comorbidades:

\_\_\_\_\_ n° total: \_\_\_\_\_

3. Classificação das doenças de acordo com o CID (OMS, 2000):

- Doenças da pele e/ou do tecido subcutâneo
- Doenças do aparelho circulatório
- Doenças do aparelho digestivo
- Doenças do aparelho geniturinário
- Doenças do aparelho respiratório
- Doenças do olho e anexo
- Doenças do ouvido e da apófise mastóide
- Doenças do sangue, órgãos hematopoiéticos e/ou transtornos imunitários
- Doenças do sistema nervoso
- Doenças do sistema osteomuscular e/ou tecido conjuntivo
- Doenças endócrinas nutricionais e/ou metabólicas
- Doenças infecciosas e/ou parasitárias
- Neoplasias
- Transtornos mentais e/ou comportamentais

4. Doenças Associadas: ( ) sem doença ( ) 1-2 ( ) 3-4 doenças ( ) 5 e mais doenças

5. Medicamentos em uso:

\_\_\_\_\_ n° total: \_\_\_\_\_

6. Tipo de medicamentos classificados pelo ATC (WHO, 1992):

- Uso de medicamento(s) para o trato alimentar e/ou metabolismo
- Uso de medicamento(s) para o sistema sanguíneo
- Uso de medicamento(s) para o sistema cardiovascular
- Uso de medicamento(s) para o sistema musculoesquelético
- Uso de medicamento(s) para o sistema nervoso
- Uso de medicamento(s) para o sistema respiratório
- Uso de medicamento(s) hormonais sistêmicos
- Uso de medicamento(s) para os órgãos sensoriais (oftalmológicos e otológicos)
- Uso de medicamento(s) dermatológicos
- Uso de medicamento(s) para o sistema genitourinário e hormônios sexuais

- ( ) Uso de medicamento(s) antineoplásicos e imunomoduladores  
 ( ) Uso de outro(s) medicamento(s) anti-infecciosos  
 ( ) Uso de outro(s) medicamento(s) antiparasíticos  
 ( ) Uso de outro(s) medicamento(s) vários

**7. Medicamentos utilizados:** ( ) nenhum ( ) 1-2 ( ) 3-4 ( ) 5 e mais

**8. Historia de Cirurgia** (no ultimo um ano): ( ) Sim ( ) Não

### 9. Tipo de cirurgia

---

**7. Cirurgias realizadas:** ( ) nenhuma ( ) 1-2 ( ) 3-4 ( ) 5 e mais

**8. Sente dores musculoesqueléticas?** ( ) sim ( ) não

Local: \_\_\_\_\_

Qual intensidade (utilizar a escala visual analógica): \_\_\_\_\_

Intensidade: Forte ( ) Moderada ( ) Fraca ( )

Frequência: Sempre ( ) Às vezes ( ) Nunca ( )

Limita as suas atividades cotidianas? Sim ( ) Não ( )

### 9. Apresenta déficit visual:

**Uso de lente corretivas:** ( ) Sim ( ) Não

**Nível da escala de Snellen e Chart:** \_\_\_\_\_

**No momento, como diria que está a sua visão (com óculos, se os usa)?**

Boa ( ) Regular ( ) Ruim ( )

### 10. AUDIÇÃO

**O senhor usa prótese auditiva (aparelho)?** Sim ( ) Não ( )

**Acha que melhora a sua audição?** Sim ( ) Não ( )

**O seu problema de audição limita suas atividades cotidianas:** Sim ( ) Não ( )

### 11. Teste Neurológicos:

Teste de Romberg: ( ) Positivo ( ) Negativo

Teste de Dedo no Nariz: Direito ( ) Positivo ( ) Negativo  
 Esquerdo ( ) Positivo ( ) Negativo

Teste de Guinada: Direito ( ) Positivo ( ) Negativo  
 Esquerdo ( ) Positivo ( ) Negativo

Teste de Apontar Errado: Direito ( ) Positivo ( ) Negativo  
 Esquerdo ( ) Positivo ( ) Negativo

### 12. Hábitos

Hábito	Sim	Não	Tipo	Quanto
Tabagismo				

<b>Bebida alcoólica</b>				
<b>Calçado mais utilizado</b>				
<b>Outros</b>				

**Usa dispositivo de auxílio à marcha? Sim ( ) Não ( )**  
**tipo** \_\_\_\_\_

**13 TONTURA:**

**Sim ( ) Não ( )**

**Qual tipo?** \_\_\_\_\_

**14 DADOS SOBRE QUEDAS**

**Quedas no último ano:** ( ) não ( ) sim Quantas n° \_\_\_\_\_

**Medo de quedas:** ( ) sim ( ) não

**Se quedas, houve restrição das atividades:** ( ) sim ( ) não

**Local da queda:** \_\_\_\_\_

**15 HISTORICO DE QUEDA**

<b>Característica</b>	<b>Sim</b>	<b>Não</b>	<b>Frequência</b>	<b>Como</b>
Dificuldade para realizar movimentos rápidos				
Dificuldade de equilibrar-se				
Perde equilíbrio facilmente				
Tropeça facilmente				
Sente alguma coisa quando se levanta rapidamente				
Dificuldade para sentir a forma, textura, temperatura de objetos (pés)				
Sofreu quedas				
Sente Tontura durante a queda				
Quando ocorreu a queda mais recente				
Sofreu fraturas				
Outras lesões				
Fez cirurgia				
Outros				

**ANEXO II****GRADAÇÃO DA OSTEOARTROSE KELLGREN-LAWRENCE**

Grau 0	Nulo	Sem sinais de Osteoartrose
Grau 1	Duvidoso	Questionável diminuição do espaço articular e possível labiação osteofitária
Grau 2	Mínimo	Presença de osteófitos e diminuição duvidosa do espaço articular
Grau 3	Moderado	Diminuição do espaço articular, osteófitos, certo grau de esclerose e eventual deformidade óssea
Grau 4	Severo	Grande osteófitos, marcada diminuição do espaço articular, nítida esclerose subcondral e deformidade ósseas

## ANEXO III

## ESCALA VISUAL ANALÓGICA



## ANEXO IV

### MINI MENTAL STATE EXAMINATION (MMSE)

#### 1. Orientação (1 ponto por cada resposta correta)

Em que ano nós estamos? \_\_\_\_\_  
 Em que estação do ano nós estamos? \_\_\_\_\_  
 Em que mês nós estamos? \_\_\_\_\_  
 Em que dia da semana nós estamos? \_\_\_\_\_  
 Em que dia do mês nós estamos? \_\_\_\_\_

#### 2. Orientação no Espaço (1 ponto por cada resposta correta)

Em que estado nós estamos? \_\_\_\_\_  
 Em que cidade nós estamos? \_\_\_\_\_  
 Em que bairro nós estamos? \_\_\_\_\_  
 O que é este prédio em que estamos? \_\_\_\_\_  
 Em que andar nós estamos? \_\_\_\_\_

#### 3. Registro (conta 1 ponto para cada palavra repetida corretamente)

Agora, preste atenção. Eu vou dizer três palavras e o(a) Sr(a) vai repeti-las quando eu terminar. Certo? As palavras são:

CARRO \_\_\_\_\_  
 VASO \_\_\_\_\_  
 BOLA \_\_\_\_\_

Agora, repita as palavras para mim. [Permita cinco tentativas, mas pontue apenas a primeira]

#### 4. ATENÇÃO E CÁLCULO [Série de 7]

Agora eu gostaria que o(a) Sr(a) subtraísse 7 de 100 e do resultado subtraísse 7. Então, continue subtraindo 7 de cada resposta até eu mandar parar. Entendeu? [pausa] Vamos começar: quanto é 100 menos 7? [Dê um ponto para cada acerto]

Se não atingir o escore máximo, peça: Soletre a palavra MUNDO. Corrija os erros de soletração e então peça: Agora, soletre a palavra MUNDO de trás para frente. [Dê um ponto para cada letra na posição correta. Considere o maior resultado

100...93...86...79...72....

**NOTA:** \_\_\_\_\_

### 5. MEMÓRIA DE EVOCÇÃO

Peça: Quais são as três palavras que eu pedi que o Sr(a) memorizasse? [Não forneça pistas]

CARRO [pausa] \_\_\_\_\_

VASO [pausa] \_\_\_\_\_

BOLA [pausa] \_\_\_\_\_

### 6. LINGUAGEM (1 ponto por cada resposta correta)

a. “Como se chama isto? Mostrar os objetos:

Relógio \_\_\_\_\_

Lápis \_\_\_\_\_

b. Repita a frase que eu vou dizer: “NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ”.

**NOTA:** \_\_\_\_\_

7. Agora ouça com atenção porque eu vou pedir para o Sr(a) fazer uma tarefa: [pausa] Pegue este papel com a mão direita [pausa], com as duas mãos dobre-o ao meio uma vez [pausa] e em seguida jogue-o no chão.

Pega com a mão direita \_\_\_\_\_

Dobra ao meio \_\_\_\_\_

Coloca onde deve \_\_\_\_\_

**Nota:** \_\_\_\_\_

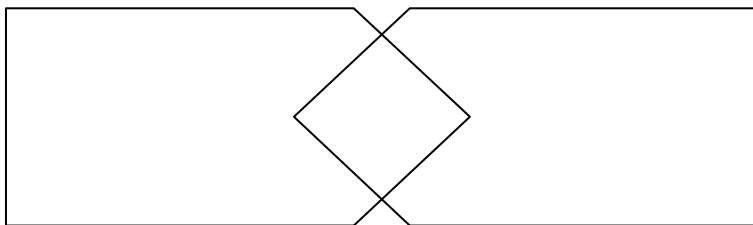
8. Por favor, leia isto e faça o que está escrito no papel. Mostre ao examinado a folha com o comando: **FECHE OS OLHOS**

**Nota:** \_\_\_\_\_

9. Peça: Por favor, escreva uma sentença. Se o paciente não responder, peça: Escreva sobre o tempo. [Coloque na frente do paciente um pedaço de papel em branco e lápis ou caneta]

**Nota:** \_\_\_\_\_

10. Peça: Por favor, copie este desenho. [Apresente a folha com os pentágonos que se interseccionam]



**Nota:** \_\_\_\_\_

LOURENCO, Roberto A e VERAS, Renato P. **Mini-Exame do Estado Mental: características psicométricas em idosos ambulatoriais.** *Rev. Saúde Pública*, ago. 2006, vol.40, no.4, p.712-719.



## ANEXO V

## ÍNDICE WOMAC PARA OSTEOARTROSE

Nome: \_\_\_\_\_ Data avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

As perguntas a seguir se referem à INTENSIDADE DA DOR que você está atualmente

sentindo devido a artrite de seu joelho. Para cada situação, por favor, coloque a intensidade da dor que sentiu nas últimas 72 horas (3 dias)

**Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?**

**1-Caminhando em um lugar plano.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**2- Subindo ou descendo escadas.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**3- A noite deitado na cama.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**4-Sentando-se ou deitando-se.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**5. Ficando em pé.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

As perguntas a seguir se referem a intensidade de RIGIDEZ nas junta (não dor), que você está atualmente sentindo devido a artrite em seu joelho nas últimas 72 horas. Rigidez é uma sensação de restrição ou dificuldade para movimentar suas juntas.

**1- Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã?**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**2- Qual é a intensidade de sua rigidez após se sentar, se deitar ou repousar no decorrer do dia?**

Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
----------------------------------	--------------------------------	-----------------------------------	----------------------------------	--

As perguntas a seguir se referem a sua ATIVIDADE FÍSICA. Nós chamamos atividade física, sua capacidade de se movimentar e cuidar de você mesmo(a). Para cada uma das atividades a seguir, por favor, indique o grau de dificuldade que você está tendo devido à artrite em seu joelho durante as últimas 72 horas.

**Pergunta: Qual o grau de dificuldade que você tem ao:**

<b>1 - Descer escadas.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>2- Subir escadas.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>3- Levantar-se estando sentada.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>4- Ficar em pé.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>5- Abaixar-se para pegar algo.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>6- Andar no plano.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>7- Entrar e sair do carro.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>8- Ir fazer compras.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>9- Colocar meias.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>10- Levantar-se da cama.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>11- Tirar as meias.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>12- Ficar deitado na cama.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>13- Entrar e sair do banho.</b>	Nenhuma <input type="checkbox"/>	Pouca <input type="checkbox"/>	Moderada <input type="checkbox"/>	Intensa <input type="checkbox"/>	Muito intensa <input type="checkbox"/>
<b>14 - Se sentar.</b>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Nenhuma	Pouca	Moderada	Intensa	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>15- Sentar e levantar do vaso sanitário.</b>					

Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>16- Fazer tarefas domésticas pesadas.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>17- Fazer tarefas domésticas leves.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

**TOTAL:** \_\_\_\_\_

---

**ANEXO V****ESCALA EQUILÍBRIO FUNCIONAL DE BERG – Versão Brasileira**

Nome: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**1. Posição sentada para posição em pé**

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

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

**2. Permanecer em pé sem apoio**

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

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

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item número 3. Continue com o item número 4.

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

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

- ( 4 ) capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 1 minutos
- ( 3 ) capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- ( 2 ) capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- ( 1 ) capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- ( 0 ) incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

#### **4. Posição em pé para posição sentada**

Instruções: Por favor, sente-se.

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

#### **5. Transferências**

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

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

#### **6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados**

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

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

#### **7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos**

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima, do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito. O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento.

- ( 4 ) olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- ( 3 ) olha para trás somente de um lado o lado contrário demonstra menor distribuição do peso

- ( 2 ) vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- ( 1 ) necessita de supervisão para virar
- ( 0 ) necessita, de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

### **11. Girar 360 graus**

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

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

### **12. Posicionar os pés alternadamente ao degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio**

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

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

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

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

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

### **14. Permanecer em pé sobre uma perna**

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

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

**( ) Escore Total (Máximo = 56)**

---

### **Referências**

- Berg KO, Norman KE. Functional assessment of balance and gait. Clinics in Geriatrics medicine, v. 12 (4), p. 705-723, 1996.



## ANEXO VI

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

	<b>UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESTADO DE SANTA CATARINA</b> <b>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS – CEPESH</b>
--	---

Nome do projeto: Equilíbrio e Mobilidade Funcional dos Portadores de Osteoartrose de Joelho com e sem Histórico de queda.

**Responsáveis:**

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos – Orientador e Coordenador do Projeto  
 Mestranda Ana Carolina Silva de Souza

Eu, \_\_\_\_\_, RG N.º \_\_\_\_\_, residente à  
 \_\_\_\_\_ n.º \_\_\_\_\_, bairro \_\_\_\_\_, na cidade de  
 \_\_\_\_\_, estado \_\_\_\_\_, declaro ser conhecedor das  
 condições sob as quais me submeterei no experimento acima citado, detalhado a seguir:

O(a) senhor(a) está sendo convidada a participar de um estudo que fará uma avaliação da sua qualidade de vida, nível de adaptação física, capacidade funcional e do equilíbrio. Serão previamente marcados a data e horário para avaliação. Será aconselhada a trazer exames clínicos recentes de Rx dos joelhos e comparecer vestida com uma calça ou short de malha ou lycra, com uma camiseta ou regata e com tênis, caso tenha cabelos compridos será recomendado prende-los.

Para a avaliação da capacidade funcional, será realizado o teste levantar e caminhar cronometrado. Neste teste a senhora será solicitada a realizar o teste com o uso de seus descalça e se necessário de bengala.

O(a) senhor(a) será submetido(a) à avaliação do equilíbrio dinâmico e estático pela escala de equilíbrio de Berg calçada, este teste envolve uma avaliação de atividades da vida diária, no intuito de avaliar o equilíbrio e o desempenho em cada uma delas.

E por final será realizado o teste de equilíbrio em repouso através da plataforma Chattecx Balance System Kim-Com. No primeiro momento, a mensuração do equilíbrio será executada com os olhos abertos, e em seguida com os olhos fechados, entre cada teste a senhora realizará em 25 segundos e terá um minuto de descanso. Cada posição foi coletada 3 vezes.

Também serão aplicados os questionários: WOMAC, que vai avaliar a capacidade funcional do seu joelho; e o questionário MEEM averiguará o estado mental e cognitivo do(a) senhor(a).

Os riscos destes procedimentos de avaliação serão mínimos por envolver somente medições não-invasivas.

Os seus dados pessoais e informações sobre a sua condição de equilíbrio, mobilidade e capacidade funcional serão preservados, pois cada indivíduo será identificado por um número. Além disto, somente os pesquisadores e a senhora(a) terá acesso aos seus dados.

Os benefícios e vantagens em participar deste estudo serão o auto-conhecimento sobre sua qualidade de vida, condição de equilíbrio, onde no receberá um relatório com todas as informações avaliadas e discutidas. Caso se a senhora venha apresentar déficit significativo do equilíbrio, será submetida a um tratamento para melhora do equilíbrio prevenindo a queda.

A senhora(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

Solicitamos a vossa autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

ANA CAROLINA SILVA DE SOUZA

(pesquisador responsável)

NÚMERO DO TELEFONE: (48) 8411-3345 / (48) 32470207

ENDEREÇO: Rua Tiradentes nº20 – Kobrasol – São José/SC

### TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso \_\_\_\_\_ .

Assinatura \_\_\_\_\_ Florianópolis, \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ .

## APÊNDICE I

### ROTINA MATLAB

```

function varargout = randwalk(varargin)
%RANDWALK random walk calculus on vector X according to Collins (1993).
% [Dx2,Tc,rTc,Dst,Dlt,Hst,Hlt]=RANDWALK(FREQ,X,TIME,CCVALUE,'METHOD')
% The parameters are found in function of two fitted lines to each portion of the data
% in the log-log plot. Tc is the time correspondent to the interception of the two fits.
% Inputs:
% FREQ: sampling frequency [Hz]
% X: vector (time series)
% TIME: maximum time interval [s]
% CCVALUE: correlation coefficient value to determine TC, 0.995 is a typical number
% METHOD: 'MANUAL' or 'AUTO'
% Outputs:
% Dx2: mean squared displacement
% Tc: critical point instant
% rTc: critical point position
% Dst: diffusion coefficient of the short term process
% Dlt: diffusion coefficient of the long term process
% Hst: Hurst exponent of the short term process
% Hlt: Hurst exponent of the long term process
% Marcos Duarte mduarte@usp.br 11oct1998

if nargin ==5

```

```

freq=varargin{1};
x=varargin{2};
time=varargin{3};
ccvalue=varargin{4};
method=lower(varargin{5});
t=(1/freq:1/freq:time)';
if size(x,2)==1
    x=x';
    t=t';
    col=1;
end
n=time*freq;
lx=length(x);
if n >= lx
    n=round(lx/2);
end
else
    error('Incorrect number of inputs')
return
end
mintc=.1; %minimum tc value
maxtc=3; %maximum tc value
x=x-mean(x);
xc= xcorr(x,n,'biased');
xc = xc(ceil(length(xc)/2)+1:end);
sdx=std(x);
dx2 = 2*sdx*sdx - 2*xc;
%parameters determination:
%guess in the log scale:
for i=round(freq/10):n
    cclog=corrcoef(log(t(1:i)),log(dx2(1:i)));

```

```

cclog=cclog(2,1);
if cclog < ccvalue
    tclog=(i-1)/freq;
    xtc=dx2(i-1);
    break
end
end
if ~exist('tclog') | tclog<mintc | tclog>maxtc
    tclog=.5;          % this value will be used to set the upper limit of the first
    rtc=dx2(round(tclog*freq)); % part of the data to fit, it is not the critical time
end
tclog2=tclog+3;      % lower limit of the data for the second fit
hstlog=polyfit(log(t(1:round(tclog*freq))),log(dx2(1:round(tclog*freq))),1);
hltlog=polyfit(log(t(round(tclog2*freq):end)),log(dx2(round(tclog2*freq):end)),1);
tclogtemp=exp( (hstlog(2)-hltlog(2))/(hltlog(1)-hstlog(1)) );
if tclogtemp>mintc & tclogtemp<maxtc
    tclog=tclogtemp;
    rtc=exp(polyval(hstlog,log(tclog)));
end
hstlogfit=polyval(hstlog,log(t(1:round(tclog2*freq))));
hltlogfit=polyval(hltlog,log(t(round(tclog*freq):end)));

switch lower(method)

case 'manual'
    figure
    loglog(t,dx2,'r',t(1:round(tclog2*freq)),exp(hstlogfit),'k',t(round(tclog*freq):end),exp(hltlogfit),'k'
    ,...
    tclog,exp(polyval(hstlog,log(tclog))),'b*','linewidth',2);
    set(gca,'xlimmode','manual','ylimmode','manual','xlim',[0 time],'ylim',[0 1.5*max(dx2)])

```

```

Title('CLICK OTHER Tc IF YOU WANT AND THEN PRESS
ENTER','fontweight','bold','color','r')
xlabel('TIME [s]')
    ylabel('\langle\Delta x^2\rangle'),grid on
button=1;
while ~isempty(button)
    [x,y,button]=ginput(1);
    if ~isempty(button)
        tclog=x;      % this value will be used to set the upper limit of the first
        if tclog+3<t(end) % part of the data to fit, it is not the critical time
            tclog2=tclog+2;
        else
            tclog2=tclog;
        end
        hstlog=polyfit(log(t(1:round(tclog*freq))),log(dx2(1:round(tclog*freq))),1);
        hltlog=polyfit(log(t(round(tclog2*freq):end)),log(dx2(round(tclog2*freq):end)),1);
        tclogtemp=exp( (hstlog(2)-hltlog(2))/(hltlog(1)-hstlog(1)) );
        if tclogtemp>mintc & tclogtemp<maxtc
            tclog=tclogtemp;
            rtc=exp(polyval(hstlog,log(tclog)));
        end
        hstlogfit=polyval(hstlog,log(t(1:round(tclog2*freq))));
        hltlogfit=polyval(hltlog,log(t(round(tclog*freq):end)));

loglog(t,dx2,'r',t(1:round(tclog2*freq)),exp(hstlogfit),'k',t(round(tclog*freq):end),exp(hltlogfit),'k'
,...
        tclog,exp(polyval(hstlog,log(tclog))),'b*','linewidth',2);
set(gca,'xlimmode','manual','ylimmode','manual','xlim',[0 time],'ylim',[0 1.5*max(dx2)])
    Title('CLICK OTHER Tc IF YOU WANT AND THEN PRESS
ENTER','fontweight','bold','color','r')
    xlabel('TIME [s]')

```

```

        ylabel('\langle\Delta x^2\rangle'),grid on
    end
end
tc=tclog;
rtc;
dstlog=polyfit(t(1:round(tclog*freq)),dx2(1:round(tclog*freq)),1);
dltlog=polyfit(t(round(tclog2*freq):end),dx2(round(tclog2*freq):end),1);
dst=dstlog(1)/2;
hst=hstlog(1)/2;
dlt=dltlog(1)/2;
hlt=hltlog(1)/2;

case 'auto'
    tc=tclog;
    rtc;
    dstlog=polyfit(t(1:round(tclog*freq)),dx2(1:round(tclog*freq)),1);
    dltlog=polyfit(t(round(tclog2*freq):end),dx2(round(tclog2*freq):end),1);
    dst=dstlog(1)/2;
    hst=hstlog(1)/2;
    dlt=dltlog(1)/2;
    hlt=hltlog(1)/2;

end
if exist('col')
    dx2=dx2';
end
%randomwalk = [dx2 tc rtc dst dlt hst hlt];
%varargout{1}=randomwalk;
varargout{1}=dx2;
varargout{2}=tc
varargout{3}=rtc;

```

varargout{4}=dst;

varargout{5}=dlt;

varargout{6}=hst;

varargout{7}=hlt;