

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
ESCOLA DE ENGENHARIA ELÉTRICA, MECÂNICA E DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E DE
COMPUTAÇÃO

Renata da Costa Barbosa

CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS EM SUPERFÍCIES
INCLINADAS: DESCRITORES CLÁSSICOS E MODERNOS

Goiânia, 2014

ESCOLA DE ENGENHARIA ELÉTRICA, MECÂNICA E DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E DE
COMPUTAÇÃO

Renata da Costa Barbosa

CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS EM SUPERFÍCIES INCLINADAS:
DESCRITORES CLÁSSICOS E MODERNOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, de Computação da Universidade Federal de Goiás/UFG como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e de Computação.

Área de concentração: Engenharia de Computação

Orientador: Prof. Dr. Marcus Fraga Vieira

Dedico este trabalho aos meus pais, Antônio e Ednilse, ao meu esposo, Vinícius, à minha querida avó, Maria Barbosa, aos participantes deste estudo e à todos que colaboraram de alguma forma para a realização do mesmo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me guiar e dar-me forças nos momentos necessários.

Ao professor Dr. Marcus Fraga, pela orientação, oportunidade, apoio, compreensão e por ter me conduzido neste projeto.

Ao meu querido e amado esposo, Vinícius, pelo apoio de sempre, o incentivo, carinho e compreensão nos momentos difíceis.

Aos meus pais, Antônio e Ednilse, por sempre me incentivarem a seguir em frente nos estudos, meus irmãos, Edian, Fernanda, Paula e Romilton, minha cunhada e sobrinho, Natyany e Miguel e meu primo Fábio. Agradeço a todos, pelo carinho, compreensão e apoio direta ou indiretamente.

Agradeço à Maria Barbosa, minha avó, pelas orações e pela força transmitida a mim, vovó, a cada dia aprendo mais com a senhora. Agradeço também ao meu avô José e minha avó Domingas.

Agradeço de forma especial minhas amigas Evlyn e Thailyne, por compartilharem todos os momentos dessa jornada, vocês são partes essenciais dessa conquista e são o que ganhei de mais precioso durante este mestrado. Obrigada por toda ajuda nesse projeto. Evlyn, não me esquecerei daquela manhã chuvosa, esse trabalho é nosso.

À minha família e amigos, por entenderem que em alguns momentos não me fiz presente devido à realização deste trabalho.

Aos amigos do LaBioEng: Thales, Millys, João, Ivan, Célio, Viviane, Maria Sebastiana, Fernanda, Matias, Eduardo. Obrigada pela colaboração e pelos bons momentos vividos. Agradeço em especial ao amigo Wilson Nogueira, que me apresentou o caminho para essa conquista.

Aos voluntários dessa pesquisa, idosos participantes do Programa de Estratégia de Saúde da Família da cidade de Professor Jamil, aos idosos da Associação de Idosos do Jardim Balneário Meia Ponte da cidade de Goiânia, aos jovens voluntários estudantes da UFG e às estudantes da ESEFFEGO. Gostaria de agradecer com todo carinho a Sara Rosa, pela fundamental colaboração na coleta de dados.

Aos professores e funcionários da Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação – UFG e aos professores do Instituto de Física – UFG. Gostaria de agradecer também aos membros da banca por sua enorme contribuição nesse trabalho.

Agradeço o apoio financeiro fornecido pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES durante todo o período do mestrado.

*“Foi o tempo que dedicastes à tua rosa que a fez
tão importante. [...] Tu te tornas eternamente
responsável por aquilo que cativas.”*

O Pequeno Príncipe - Antoine de Saint-Exupéry

RESUMO

Introdução: Entender como o sistema de controle postural é comprometido com o processo de envelhecimento pode contribuir na identificação de idosos com risco de quedas. Para estudar o controle postural pode-se analisar o comportamento do Centro de Pressão (CP). Descritores clássicos comumente são utilizados para a análise do CP, no entanto, descritores modernos têm sido desenvolvidos, com o intuito de fornecer mais informações sobre os processos subjacentes ao controle postural. **Objetivos:** Analisar e comparar descritores clássicos e modernos para análise do controle postural em sujeitos idosos na postura ereta quieta, utilizando dados adquiridos na plataforma de força no plano e com inclinação. **Métodos:** A amostra do estudo foi composta por 17 indivíduos idosos que permaneceram sobre uma plataforma de força na postura ortostática por 70 segundos. A aquisição dos dados foi realizada com uma plataforma sobre uma superfície horizontal e depois sobre uma superfície inclinada a 14 graus nas posições de flexão dorsal e flexão plantar do tornozelo. Para cada inclinação, o procedimento foi repetido três vezes com os olhos abertos (OA) e três vezes com os olhos fechados (OF). Depois de descartados os 10 s iniciais, foram analisadas as séries temporais do CP na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML). Foram utilizados alguns descritores clássicos no domínio do tempo e da frequência e os descritores modernos: *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), *Stabilogram Diffusion Analysis* (SDA) e pela *Sway Density Curve* (SDC). **Resultados:** Na análise clássica os resultados indicaram diferenças significativas em todas as comparações realizadas, na análise moderna, as variáveis fornecidas pela SDA e pela SDC também apresentaram diferenças significativas entre as comparações, porém, a DFA não conseguiu apontar tais diferenças. **Conclusão:** Os resultados fornecidos pelas variáveis clássicas, SDA e a SDC sugerem uma menor estabilidade de sujeitos idosos na superfície inclinada com flexão dorsal seguida da flexão plantar e na condição de olho fechado. Ainda são necessários a realização de mais estudos utilizando tais descritores para uma melhor compreensão de seus resultados.

Palavras Chave: Controle Postural, Centro de Pressão, Detrended Fluctuation Analysis, Stabilogram Diffusion Analysis, Sway Density Curve.

ABSTRACT

Introduction: Understanding how the postural control system is impaired with aging can help identify elderly at risk of falling. In order to study the postural control, center of pressure (CP) behavior can be analyzed. Classical descriptors are commonly used for the CP analysis, however, modern descriptors have been developed aiming to provide more information about the underlying processes involved in the postural control. **Aims:** Analyze and compare classical and modern descriptors used to analyze the postural control in elderly subjects in quiet standing posture, using data acquired from a force platform in horizontal and inclined surfaces. **Methods:** The study sample consisted of 17 elderly subjects who remained on a force platform in the upright posture for 70 seconds. The data acquisition was performed with the platform on a horizontal surface and again on a surface inclined at 14 degrees with dorsiflexion and later with plantar flexion of the ankle. For each slope, the procedure was repeated three times with eyes open (EO) and three times with eyes closed (EC). The initial 10 seconds were discarded and then, CP times series were analyzed in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions. The classical descriptors used were in the time in the frequency domain and the modern descriptors were: Detrended Fluctuations Analysis (DFA), Stabilogram Diffusion Analysis (SDA) and the Sway Density Curve (SDC). **Results:** In the classical analysis, the results showed significant differences in all comparisons made and, in the modern analysis, the variables provided by the SDA and SDC also showed significant differences between comparisons, however, the DFA did not provide any difference between the conditions. **Conclusion:** Results provided by the classical variables and by the SDA and the SDC suggest a lower stability of elderly subjects in the inclined surface with dorsiflexion followed by plantar flexion and the eyes closed condition. More studies with the modern descriptors are necessary to better understand their results.

Key Words: Postural Control, Center of Pressure, Detrended Fluctuation Analysis, Stabilogram Diffusion Analysis, Sway Density Curve.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Estabilograma das coordenadas do CP na direção AP e ML.....	17
Figura 2: Ilustração de um dos sujeitos da pesquisa durante procedimento de avaliação.....	23
Figura 3: CP na direção AP versus CP na direção ML	24
Figura 4: Gráfico fornecido pela DFA	26
Figura 5: Deslocamentos do CP usados para o cálculo das variáveis da SDA	27
Figura 6: Representação gráfica de duas variáveis da SDA	28
Figura 7: Representação gráfica da SDC.....	29

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Variáveis clássicas obtidas a partir do deslocamento do CP.....	32
Tabela 2: Variáveis modernas obtidas por meio da DFA e SDC a partir do deslocamento do CP.....	32
Tabela 3: Variáveis modernas obtidas por meio SDA a partir do deslocamento do CP.....	33
Tabela 4: Variáveis que apresentaram correlação entre si.....	34
Tabela 5: Variáveis clássicas obtidas a partir do deslocamento do CP.....	36
Tabela 6: Variáveis clássicas obtidas a partir do deslocamento do CP.....	37
Tabela 7: Variáveis modernas obtidas por meio da DFA a partir do deslocamento do CP.....	38
Tabela 8: Variáveis modernas obtidas por meio SDA a partir do deslocamento do CP.....	40
Tabela 9: Variáveis modernas obtidas por meio da SDA a partir do deslocamento do CP.....	42

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACP	–	Amplitude de Deslocamento
AP	–	Anteroposterior
CEP	–	Comitê de Ética em Pesquisa
CP	–	Centro de Pressão
D	–	Distância
DFA	–	Detrended Fluctuation Analysis
DTOT	–	Deslocamento da oscilação total
ESF	–	Estratégia de Saúde da Família
Fmax	–	Frequência máxima
Fmed	–	Frequência média
H	–	Expoente de escala da SDA
HI	–	Expoente de escala da SDA de longa duração
Hs	–	Expoente de escala da SDA de curta duração
K	–	Interceptor
Ks	–	Interceptor de curta duração
Kl	–	Interceptor de longa duração
MD	–	Distância média entre sucessivos picos
ML	–	Mediolateral
MP	–	Valor médio de picos
MT	–	Intervalo de tempo médio
OA	–	Olhos Abertos
OF	–	Olhos Fechados
P	–	Amplitude dos Picos
R	–	Resultante
r	–	Coefficiente de correlação de Pearson
RMS	–	Raiz Quadrada Média (Root Mean Square)
SDA	–	Stabilogram Diffusion Analysis
SDC	–	Sway Density Curve
SNC	–	Sistema Nervoso Central
T	–	Intervalo de Tempo
TCLE	–	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UFG	–	Universidade Federal de Goiás
VEL	–	Velocidade média
α	–	Expoente de escala da DFA

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS.....	14
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
2	ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL.....	15
2.1	FERRAMENTAS DE ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL	17
2.1.1	DESCRITORES CLÁSSICOS	18
2.1.2	DESCRITORES MODERNOS	19
2.1.2.1	<i>DETRENDED FLUCTUATION ANALYSIS</i>	19
2.1.2.2	<i>STABILOGRAM-DIFFUSION ANALYSIS</i>	20
2.1.2.3	<i>SWAY DENSITY CURVE</i>	21
3	METODOLOGIA	22
3.1	AMOSTRA/POPULAÇÃO	22
3.2	INSTRUMENTO PARA COLETA DE DADOS	22
3.3	PROCEDIMENTOS	22
3.4.1	DESCRITORES CLÁSSICOS	24
3.4.2	DESCRITORES MODERNOS	25
3.4.2.1	<i>DETRENDED FLUCTUATION ANALYSIS</i>	25
3.4.2.2	<i>STABILOGRAM DIFFUSION ANALYSIS</i>	26
3.4.2.3	<i>SWAY DENSITY CURVE</i>	28
3.4.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA	29
4	RESULTADOS.....	31
5	DISCUSSÃO	35
5.1	DESCRITORES CLÁSSICOS.....	35
5.2.1	DETRENDED FLUCTUATION ANALYSIS.....	37
5.2.2	STABILOGRAM DIFFUSION ANALYSIS	38
5.2.3	SWAY DENSITY CURVE	41
5.3	COMPARAÇÃO ENTRE OS DESCRITORES.....	42
6	CONCLUSÃO	46

1 INTRODUÇÃO

A manutenção da postura e do equilíbrio corporal para evitar quedas são funções do Sistema Nervoso Central (SNC), que abrange os sistemas visual, proprioceptivo, vestibular e motor (SOARES; SACCHELLI, 2008). O envelhecimento está associado a uma diminuição da capacidade de manter a postura corporal e ao declínio das funções desses sistemas (ABRAHAMOVÁ; HLAVAČKA, 2008). Alterações na estabilidade corporal de idosos estão associadas a um grande risco de quedas, e suas conseqüentes sequelas, que variam desde lesões das partes moles a fraturas, incapacidades e até morte (CHANG; KREBS, 1999; MAINENTI et al., 2011; TOLEDO; BARELA, 2010). Outro fator que requer especial atenção, principalmente em idosos, é a transposição de pisos em diferentes inclinações, como rampas, degraus e escadas, pois, esta atividade demanda esforços maiores do que aqueles observados em superfícies planas. (SOUZA; RODACKI, 2012). Portanto, é esperado que os mecanismos de controle postural em sujeitos idosos não sejam capazes de lidar de forma eficiente com superfícies inclinadas, tornando os idosos mais suscetíveis a quedas.

Uma técnica utilizada para medir a oscilação corporal e assim avaliar a estabilidade postural é a posturografia (DUARTE; FREITAS, 2010). O uso da análise posturográfica em um contexto clínico não é novo, porém não há um consenso quanto aos métodos, técnicas e interpretação dos dados obtidos. Dois tipos de modelos experimentais podem ser identificados, os estáticos e os dinâmicos (BARATTO et al., 2002). Posturografia estática é o estudo da postura ereta quieta do sujeito, e a dinâmica é quando se estuda uma resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito (DUARTE; FREITAS, 2010). No caso estático os movimentos de oscilação espontâneos são tipicamente registrados por meio das trajetórias do Centro de Pressão (CP) sobre a superfície de suporte, e essas trajetórias são parametrizadas de acordo com diferentes descritores (BARATTO et al., 2002).

Descritores clássicos são comumente utilizados para analisar o deslocamento do CP, tais como o deslocamento total, velocidade média, valor da raiz quadrada média (Root Mean Square - RMS), frequência média e a área da elipse que contém 95% da área de deslocamento do CP (CAVALHEIRO et al., 2009). Uma recente preocupação na literatura tem sido a utilização de modernos descritores analíticos, que consideram o decurso temporal da oscilação do CP. Espera-se que tais métodos possam lançar luz sobre os processos de controle subjacentes ao revelar estruturas significativas em flutuações posturais espontâneas, que ocorrem na ausência de perturbações externas (RILEY et al., 1999). Vários tipos de

descritores são utilizados para analisar o deslocamento do CP, dentre eles algumas técnicas matemáticas de mecânica estatística, como por exemplo, a Análise R/S, *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA)¹ e a *Stabilogram Diffusion Analysis* (SDA), que assumem que o deslocamento do CP é um processo aleatório (CAVALHEIRO et al., 2009). O seguinte método também pode ser utilizado: a análise estrutural baseada em um conceito denominado *Sway Density Curve* (SDC), que baseia-se na ideia de que o processo de controle postural é uma sequência de comandos motores antecipatórios (DUARTE; FREITAS, 2010).

Desta forma, descritores matemáticos com melhor significado fisiológico na análise do controle postural, em contraposição a descritores clássicos, podem fornecer subsídios quantitativos da estabilidade do idoso e contribuir na prevenção de quedas.

1.1 Objetivos

Analisar e comparar os descritores clássicos e modernos para análise do controle postural em sujeitos idosos na postura ereta quieta, utilizando dados adquiridos na plataforma de força no plano e com inclinação.

1.2 Objetivos Específicos

- Analisar a correlação entre as variáveis;
- Determinar um perfil dos parâmetros do centro de pressão relacionados à idade;
- Comparar resultados encontrados com resultados de outros estudos das trajetórias do CP em superfícies horizontais e inclinadas;
- Contribuir com a prevenção de quedas em idosos por meio do estudo em superfícies inclinadas, fornecendo subsídios aos profissionais que trabalham com esta população.

¹ Os termos *Detrended Fluctuation Analysis*, *Stabilogram Diffusion Analysis* e *Sway Density Curve* foram utilizados, pois, não é comum traduzir os mesmos para o português.

2 ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL

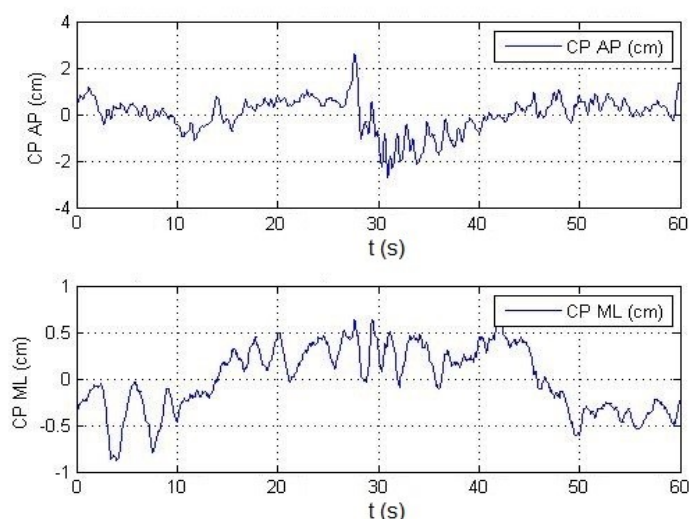
Com a finalidade de orientação e equilíbrio, o sistema de controle postural regula a posição do corpo no espaço. Ele baseia-se na integração de vários sistemas sensoriais. O modelo interno de posição do corpo no espaço é sucessivamente atualizado com base neste *feedback* multissensorial e sua representação interna é usada para encaminhar comandos motores para controlar a posição do corpo no espaço considerando, também, as restrições ambientais (LACOUR et al, 2008).

Pouco se conhece sobre a forma como o desempenho e as características do sistema de controle postural são afetados pelas alterações dos subsistemas sensorial e muscular relacionados à idade (COLLINS; DE LUCA, 1995b). Geralmente em idosos, a perda da informação sensorial e a diminuição da força muscular podem ser as maiores causas de instabilidade postural (VIEIRA et al., 2009). Entre os efeitos do envelhecimento sobre o sistema de controle postural foram relatados, uma redução da capacidade do sistema vestibular, diminuição na detecção do movimento articular do corpo e na sensibilidade da superfície plantar, além de uma redução na função dos proprioceptores musculares aferentes à medula espinhal. A degradação do equilíbrio em idosos é ainda mais acentuada por uma diminuição da força dos músculos extensores-antigravitários, mas há também uma maior atividade muscular durante a posição quieta e uma diminuição na capacidade do tronco encefálico responsável pelo controle da postura e da marcha por meio da integração dos sinais multissensoriais e seleção de informações sensoriais adequadas. Além disso, há relatos de alterações morfológicas e bioquímicas relacionadas à idade em estruturas nervosas de integração de alto nível, como o córtex parietal e o pré-frontal; estas estruturas contribuem com informações sobre a representação interna do corpo no espaço e processos de atenção, respectivamente (LACOUR et al, 2008).

A postura pode ser entendida como o arranjo relativo dos segmentos de um corpo. Em cada nova postura adotada pelo indivíduo, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio (DUARTE; FREITAS, 2010). Os sistemas sensoriais percebem o desequilíbrio e enviam sinais para o sistema nervoso central, que por sua vez, atua sobre os músculos para modificar a posição do corpo (CAVALHEIRO et al., 2009). Há um interesse de profissionais de várias áreas na investigação de como esse equilíbrio e a orientação corporal são controlados gerando resultados que podem contribuir na prevenção de quedas em idosos (DUARTE; FREITAS, 2010).

Mesmo quando se está parado na postura em pé, oscila-se, devido a forças e momentos de força muito pequenos que atuam sobre o indivíduo, em condições normais. Uma das maneiras mais comuns de estudar o controle postural é avaliar o comportamento do indivíduo em uma postura ereta quieta, em especial, avaliar a oscilação corporal (DUARTE; FREITAS, 2010). A posição de pé quieta é uma habilidade motora e de equilíbrio da vida diária regulada automaticamente por estruturas nervosas subcorticais e motoneurônios da medula espinhal (LACOUR et al, 2008). A posturografia utiliza o CP como medida na avaliação do controle postural. O Centro de Pressão é o ponto de aplicação das forças verticais resultantes que atuam sobre a superfície de suporte. Esta última é a área circunscrita pelos pés. O deslocamento do CP representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade (DUARTE; ZATSIORSKY, 2001). A plataforma de força é o equipamento mais utilizado para mensurar o CP (DUARTE; FREITAS, 2010; BLÁZQUEZ et al., 2009). O sinal do CP pode ser considerado como proporcional ao torque do tornozelo, neste caso, o torque seria a combinação tanto de comandos motores descendentes quanto de propriedades mecânicas dos músculos que agem sobre o tornozelo (BARATTO et al., 2002). Dados derivados do CP obtidos por meio de uma plataforma de força possuem a capacidade de fornecer informações sobre as estratégias de controle utilizadas na estabilidade postural, eles são facilmente armazenados, não invasivos e produzem resultados imediatos (LACOUR et al, 2008). O gráfico das coordenadas do CP que variam no tempo é chamado de estabilograma (Figura 1) (COLLINS; DE LUCA, 1993).

Figura 1: Estabilograma das coordenadas do CP na direção AP e ML



Nota: Coordenadas do CP (Centro de Pressão), nas direções AP (AnteroPosterior) e ML (MedioLateral) em função de t (tempo). cm – centímetros; s – segundos.

Geralmente com o intuito de obter uma melhor compreensão das contribuições dos sistemas fisiológicos responsáveis pela manutenção do equilíbrio, remove-se ou modifica-se diferentes modalidades sensoriais e então examina-se os resultados realizados pelo sistema de controle postural do sujeito em um ambiente experimental. No caso do sistema visual o protocolo popular mais utilizado envolve a comparação da oscilação postural de um indivíduo em duas condições, olhos abertos e olhos fechados (COLLINS; DE LUCA, 1995a).

Na análise posturográfica há diferentes tipos de técnicas de parametrização dos dados obtidos. Tais técnicas podem ser divididas em duas classes principais, as clássicas ou globais e as modernas ou estruturais. A análise clássica expressa numericamente o “tamanho” dos padrões de oscilação no domínio do tempo ou da frequência, a análise moderna identifica subunidades nos dados posturográficos e tenta relacioná-los aos processos de controle motor (DUARTE; FREITAS, 2010; BARATTO et al., 2002).

2.1 Ferramentas de Análise do Controle Postural

Não há um consenso sobre quais variáveis do CP devem ser utilizadas na avaliação do controle postural, pois, muitas variáveis podem ser extraídas dos registros obtidos. Também não há uma concordância quanto à estacionariedade ou não do sinal do CP

(DUARTE; FREITAS, 2010). Pois, muitos métodos clássicos de análise do CP consideram seu sinal estacionário e grande parte dos métodos modernos analisam suas propriedades não estacionárias. Neste cenário, a escolha dos métodos de análise do CP deve ser realizada com cautela. Por este motivo, torna-se necessário o estudo dos descritores utilizados na avaliação do controle postural, para que se possa obter uma melhor compreensão dos seus resultados, possibilitando uma melhor escolha dos métodos de análise do CP.

2.1.1 Descritores Clássicos

A análise clássica também conhecida como análise global considera o sinal do CP como sendo estacionário, e o analisa de uma forma global no domínio do tempo e da frequência (DUARTE; FREITAS, 2010; BARATTO et al., 2002).

No domínio do tempo os dados obtidos a partir da posturografia são processos estocásticos que expressam o “ruído” do sistema de controle postural, apresentando variabilidade e aleatoriedade aparentes. Assim, os parâmetros obtidos no domínio do tempo apresentam natureza integral e propõem estimar o tamanho deste “ruído” (BARATTO et al., 2002). As principais variáveis utilizadas para investigação do controle postural no domínio do tempo são: Deslocamento da oscilação total, que é a dimensão ou comprimento da trajetória do CP sobre a base de suporte (DUARTE; FREITAS, 2010; BARATTO et al., 2002); o valor RMS, que é uma medida estatística da magnitude de uma quantidade variável (CAVALHEIRO et al., 2009); velocidade média, é a determinação de quão rápidos foram os deslocamentos do CP; amplitude de deslocamento do CP, é a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CP em cada direção; a área da elipse, é um método para estimar a área de confiança da trajetória do CP sobre a plataforma de força (DUARTE; FREITAS, 2010).

No domínio da frequência alguns parâmetros são obtidos a partir do espectro de frequência estimado através da Transformada de Fourier (CAVALHEIRO et al., 2009; BARATTO et al., 2002). Entre eles estão: a potência total, frequência média, frequência mediana ou F50, na qual 50% da potência total do sinal encontra-se abaixo de F50, há também a F80 na qual 80% da potência total do sinal está abaixo dessa frequência (CAVALHEIRO et al., 2009). Em termos práticos, a análise espectral é extremamente dependente do algoritmo e de seus parâmetros de entrada, o que dificulta a comparação dos resultados (DUARTE; FREITAS, 2010).

Em geral, a análise dos dados posturográficos limitados em resumos estatísticos não podem ser interpretados de forma fisiológica significativa. Não está claro como as variáveis clássicas como a oscilação total e a velocidade média da oscilação, por exemplo, podem ser relacionadas com características dos mecanismos neuromusculares envolvidos no controle do equilíbrio. Portanto, torna-se clara a necessidade de uma informação fisiológica relevante para um melhor entendimento dos efeitos da idade sobre a regulação do equilíbrio postural (COLLINS; DE LUCA, 1995b).

2.1.2 Descritores Modernos

Na análise moderna, também chamada de análise estrutural, um grande número de trabalhos recentes concentra-se na análise das propriedades não-estacionárias dos dados do CP (BLÁZQUEZ et al., 2010).

Os descritores modernos descrevem as propriedades evolutivas fractais e de tempo do CP, podendo inferir informações adicionais sobre a natureza do sistema de controle postural (COLLINS; DE LUCCA, 1993).

2.1.2.1 Detrended Fluctuation Analysis

A *Detrended Fluctuation Analysis* concebida inicialmente por Peng et al. (1994) tem sido considerada como uma importante ferramenta para detectar correlações de longa duração em séries temporais não estacionárias. Esta técnica tem sido aplicada com sucesso em diversas áreas de interesse. A DFA é baseada na teoria do caminho aleatório similar a análise de Hurst. Para detectar correlações de longa duração torna-se essencial distinguir tendências de flutuações de longa duração intrínsecas dos dados. Tais tendências podem ser causadas por efeitos externos como variações sazonais para registros de temperatura. Se um método que não retira a tendência do sinal é usado, fortes tendências que possam estar presentes nos dados podem levar a uma falsa detecção de correlações de longa duração. A DFA possui a vantagem de eliminar tais tendências. Assim, é possível obter informações sobre o comportamento de escala da variabilidade natural, intrínseca do sistema estudado e das tendências nas séries temporais analisadas (KANTELHARDT et al., 2001).

A DFA é uma ferramenta para a análise de sinais aleatórios e estima o expoente que pode caracterizar a natureza de séries temporais. As séries temporais dos deslocamentos do

CP são divididas em intervalos de amostragens com ou sem sobreposições. Para cada intervalo, o valor médio, uma função e um modelo linear são calculados, calcula-se uma função de flutuação e estimam-se seus valores médios para cada intervalo. A partir deste processo pode-se extrair o expoente característico definindo se o sinal é antipersistente, persistente ou um ruído branco (CAVALHEIRO et al., 2009).

2.1.2.2 *Stabilogram Diffusion Analysis*

Proposta por Collins e De Luca (1993) a *Stabilogram Diffusion Analysis* é baseada em conceitos e princípios fundamentais da mecânica estatística. Eles afirmaram que o movimento do CP durante a postura estática pode ser modelado como um sistema de acoplamento, caminhos aleatórios correlacionados. O movimento é considerado o resultado de uma combinação de mecanismos determinísticos e estocásticos (COLLINS; DE LUCA, 1993).

Um exemplo de um fenômeno da mecânica estatística é o movimento Browniano, no qual o deslocamento quadrático médio de um caminho aleatório unidimensional de uma única partícula está linearmente relacionado com o intervalo de tempo (LACOUR et al, 2008).

Na SDA a análise do deslocamento das trajetórias do CP é realizada de acordo com análise do movimento Browniano fracionário (vem de fractal), que é um processo estocástico Gaussiano. A média quadrática do deslocamento planar do CP é representada graficamente como uma função do intervalo de tempo para uma trajetória do CP feita de N pontos de dados. O gráfico da SDA apresenta uma região de curta duração e outra de longa duração. Essas são caracterizadas com base nas coordenadas de um ponto crítico, definido pela intersecção das linhas de regressão ajustadas nestas duas regiões (LACOUR et al, 2008).

Do ponto de vista fisiológico as coordenadas do ponto crítico aproximam características temporais e espaciais da região em que o controle postural chaveia (comanda) os mecanismos de controle do circuito aberto para circuito fechado (LACOUR et al, 2008). Sistema de controle em circuito aberto opera sem feedback, enquanto um sistema de controle em circuito fechado opera com feedback (COLLINS; DE LUCA, 1995b). Collins e De Luca (1995a) afirmaram que em intervalos de tempo de curta duração durante a postura sem perturbações, esquemas de controle em circuito aberto são utilizados pelo sistema de

controle postural, e em intervalos de tempo de longa duração esquemas de controle em circuito fechado são utilizados. Intervalos de tempo de curta duração apresentam um caminho aleatório positivamente correlacionado, ou seja, tende a mover-se ou afastar-se de um ponto de equilíbrio relativo após uma perturbação, já os intervalos de tempo de longa duração exibem um caminho aleatório negativamente correlacionado, que tendem a voltar para um ponto de equilíbrio relativo após uma perturbação (COLLINS; DE LUCA, 1995b). Supõe-se que a SDA possa levar a um maior conhecimento das estratégias utilizadas pelo sistema de controle postural para manter em equilíbrio a complexa estrutura do sistema musculoesquelético humano durante a postura ereta sob a ação de forças externas (COLLINS; DE LUCA, 1993). Esta hipótese é interessante para estudos que investigam o controle postural e envelhecimento (LACOUR et al, 2008).

2.1.2.3 Sway Density Curve

Sway Density Curves (SDC) são simplesmente construções gráficas que tentam identificar os comandos motores que estão ocultos nos sinais do CP, considerando que a oscilação corporal durante a postura de pé quieta é uma sequência de desequilíbrios, retardados pela rigidez muscular intrínseca e contrabalanceadas pelos comandos motores descendentes que deslocam o CP além da posição esperada do centro de massa, acelerando-o assim de volta em direção à posição de referência (BARATTO et al., 2002).

As SDCs são construídas pela contagem do número de amostras consecutivas da trajetória do CP que caem dentro de um círculo de raio pré-determinado (DUARTE; FREITAS, 2010). Este método parece ser mais robusto e mais sensível às condições patológicas do que outros métodos. Jacono et al. (2004) afirmaram que foi aplicado com sucesso em vários estudos clínicos que envolviam pacientes com certas patologias.

3 METODOLOGIA

A pesquisa teve duração de um ano e três meses, ressaltando que o período da coleta dos dados durou quatro meses após ser aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (CEP/UFG), sob o número 093/13. Todos os participantes foram esclarecidos sobre os procedimentos da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido. A pesquisa foi coordenada pelo Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica (Labioeng) – UFG. Destaca-se que os resultados parciais dessa pesquisa foram apresentados em eventos (Apêndices A, B e C).

3.1 Amostra/população

A amostra do estudo foi composta por 17 indivíduos idosos de ambos os sexos com idade média de 70,1 anos, massa média de 66,41 kg e estatura de 1,52 m. Os indivíduos foram selecionados dentro de um grupo que recebia atendimento no Programa Estratégia de Saúde da Família (ESF) da cidade de Professor Jamil – Goiás. Os critérios de inclusão foram: Assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), ter idade entre 60 e 80 anos e ter independência motora. Os critérios de exclusão foram: ter algum comprometimento cognitivo que impedisse a compreensão das orientações dadas pelo pesquisador, ter algum comprometimento motor ou fazer uso de dispositivo de auxílio à postura ereta ou marcha e apresentar diagnóstico de alguma doença incapacitante.

3.2 Instrumento para Coleta de Dados

Foram utilizadas duas plataformas de força da AMTI (ACCUGAIT, 2012). Os dados foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 100 Hz.

3.3 Procedimentos

Sobre a plataforma de força, os participantes permaneceram na postura ortostática, mantendo-se o mais estático possível por 70 segundos, com afastamento autosselecionado dos pés e olhando para um alvo à altura dos olhos fixado a um metro e meio de distância. A

aquisição dos dados foi realizada com uma plataforma sobre uma superfície horizontal e com outra sobre uma superfície inclinada a 14 graus nas posições de flexão dorsal e flexão plantar do tornozelo, de acordo com Mezzarane e Kohn (2007). Este grau de inclinação foi escolhido com base no estudo Mezzarane e Kohn (2007) e por ser uma inclinação suave que pode ser encontrada no cotidiano e que permite detectar diferenças entre as posições analisadas (plano, inclinada em flexão dorsal e flexão plantar). Para cada inclinação, o procedimento foi repetido três vezes tanto com os olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF), com um intervalo de 30 s entre cada tentativa. A Figura 2 apresenta dois dos procedimentos utilizados na avaliação.

Figura 2: Ilustração de um dos sujeitos da pesquisa durante procedimento de avaliação



Procedimentos de avaliação, no qual o sujeito da pesquisa encontra-se sobre a plataforma de força em uma superfície inclinada na posição de flexão plantar do tornozelo (A) e sobre uma superfície horizontal (B).

3.4 Análise dos Dados

Depois de descartados os 10 s iniciais nos quais são realizados ajustes posturais pelo indivíduo devido a nova postura adotada, os sinais foram filtrados por um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa-baixa de fase zero e frequência de corte de 12Hz.

Quando a plataforma de força estava inclinada, foi considerado o sistema de referência da plataforma para cálculo do CP e não o sistema de referência associado ao vetor gravitacional. Assim, o CP foi calculado sobre a superfície da plataforma inclinada e não sua projeção sobre o solo (Mezzarane e Kohn, 2007).

As séries temporais do CP foram analisadas na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML).

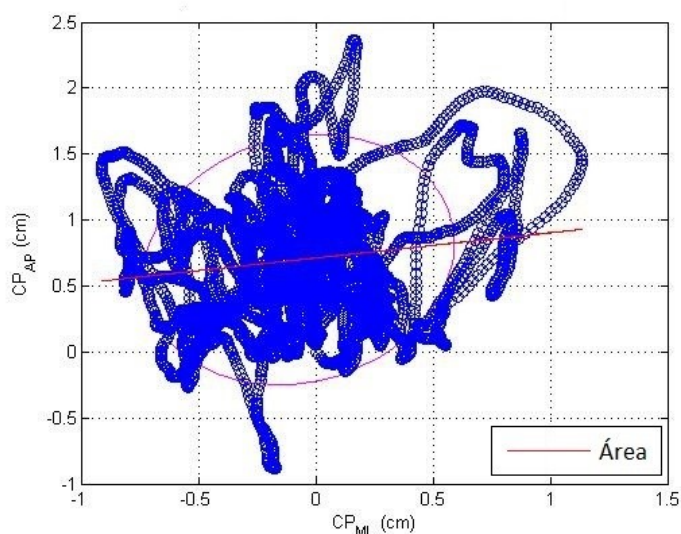
Foram utilizados descritores clássicos no domínio do tempo e da frequência e descritores modernos.

Os cálculos das variáveis foram realizados através de rotinas no ambiente de programação MATLAB. A rotina da DFA foi fornecida por Guan Wenye (2008) que teve como referência o estudo de Peng et al. (1995). A rotina SDC foi fornecida por Jacono que teve como referência o estudo de Baratto et al., (2002). A rotina da SDA foi desenvolvida pelos próprios pesquisadores.

3.4.1 Descritores Clássicos

As variáveis clássicas utilizadas foram: comprimento da trajetória do CP sobre a base de suporte, chamada de deslocamento total do CP (DTOT) (cm²), a velocidade média (VEL) (m/s), a raiz quadrada média (RMS) (cm), amplitude de deslocamento do CP (ACP) (cm), área da oscilação do CP (cm²) que pode ser observada na Figura 3, é a área de uma elipse que engloba 95% das amostras do CP (DUARTE; FREITAS, 2010).

Figura 3: CP na direção AP versus CP na direção ML



Nota: CP – Centro de Pressão; AP – Anteroposterior; ML – Mediolateral; cm – centímetros; Área de uma elipse englobando 95% das amostras.

A densidade espectral de potência foi estimada usando o método Welch, com uma janela de Hanning com 2000 amostras e 50% de sobreposição, que fornece 0,05Hz de resolução (CAVALHEIRO et al., 2009; MEZZARANE; KOHN, 2007). As variáveis extraídas foram F80 e F50 que são as frequências a 80% e a 50% da potência total do sinal, a frequência média (Fmed) e a frequência máxima do sinal (Fmax).

3.4.2 Descritores Modernos

3.4.2.1 Detrended Fluctuation Analysis

A DFA é uma ferramenta para a análise de sinais aleatórios e estima um expoente de escala α que pode caracterizar a natureza de séries temporais. As séries temporais dos deslocamentos do CP d_{cop} , são divididas em intervalos de comprimento τ , das quais são subtraídas a média da série original, $d_{cop\tau}$ (1). Uma função $y(n)$ e um modelo linear $z(n)$ são calculados (2-3), onde a e b são os coeficientes angular e linear do modelo obtidos através do ajuste dos mínimos quadrados para este intervalo, e n é a amostra atual.

$$d_{cop\tau} = \frac{1}{\tau} \sum_{i=1}^{\tau} d_{cop}(i) \quad (1)$$

$$y(n) = \sum_{i=1}^n (d_{cop}(i) - d_{cop\tau}) \quad (2)$$

$$z(n) = an + b \quad (3)$$

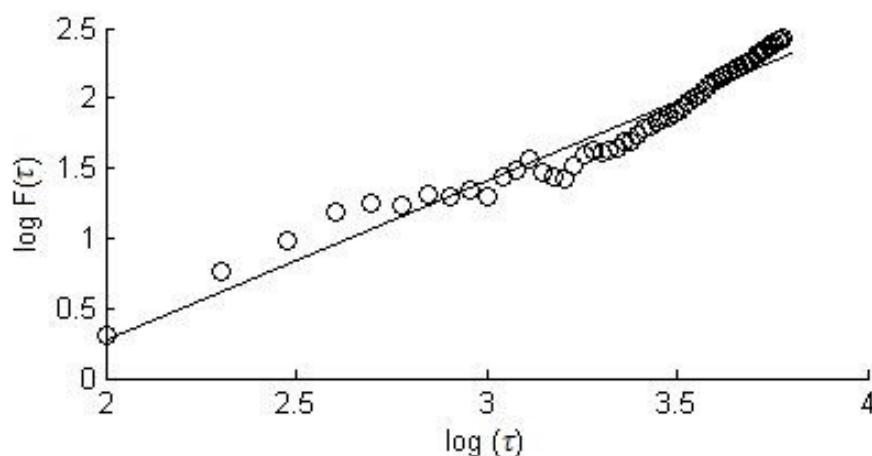
A função de flutuação $FF(k)$ para cada intervalo k (4), é calculada, onde $1 \leq k \leq N/\tau$, N é o número total de amostras. Então $FF(k)$ é estimado para cada intervalo (5) (CAVALHEIRO et al., 2009).

$$FF(k) = \sqrt{\frac{1}{\tau} \sum_{n=(k-1)\tau+1}^{k\tau} |y(n) - z(n)|^2} \quad (4)$$

$$F(\tau) = \frac{1}{N/\tau} \sum_{k=1}^{N/\tau} FF(k) \quad (5)$$

Um comportamento $F(\tau) \approx \tau^\alpha$ é esperado, do qual se pode extrair o expoente característico α por meio da inclinação da linha reta do gráfico $\log(F(\tau))$ vs $\log(\tau)$ (Figura 4), definindo se o sinal é antipersistente, persistente ou um ruído branco (CAVALHEIRO et al., 2009). O expoente $\alpha = 0,5$ caracteriza uma série aleatória não correlacionada (ruído branco). Quando $\alpha < 0,5$ o sinal apresenta correlações negativas (antipersistente). Se $\alpha > 0,5$ caracteriza correlações positivas (persistente) (BLÁZQUEZ et al., 2012).

Figura 4: Gráfico fornecido pela DFA



Nota: DFA – Detrended Fluctuation Analysis apresentando a inclinação da linha reta de $\log(F(\tau))$ vs $\log(\tau)$. Em que cada círculo representa as flutuações fornecidas pela função $F(\tau)$ dentro de cada janela de tamanho τ . A inclinação da linha reta representa o expoente de escala α que informa acerca das propriedades de correlação do sinal.

3.4.2.2 Stabilogram Diffusion Analysis

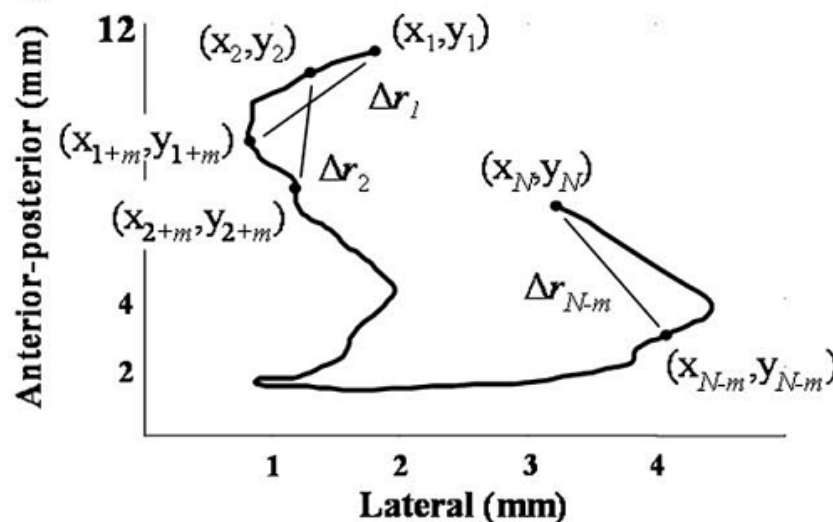
No cálculo da SDA proposto por Chiari et al., (2000a) os deslocamentos quadráticos médios $\langle \Delta r^2 \rangle$ são plotados versus a duração de seu deslocamento atual em uma escala logarítmica. A variável $\langle \Delta r^2 \rangle$ foi calculada pela média das distâncias quadradas entre consecutivas amostras do CP observadas para intervalos de tempo igual a $m\Delta t$ (6), onde m é um inteiro que corresponde ao intervalo de tempo entre duas amostras e Δt é o período de amostragem.

Para um dado intervalo de tempo Δt (abrangendo m intervalos de dados):

$$\langle \Delta r^2 \rangle_{\Delta t} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} (\Delta r_i)^2}{(N-m)} \quad (6)$$

Em que N é o número total de amostras (COLLINS; DE LUCA, 1993). A Figura 5 apresenta o esquema dos deslocamentos do CP usado para o cálculo do $\langle \Delta r^2 \rangle$.

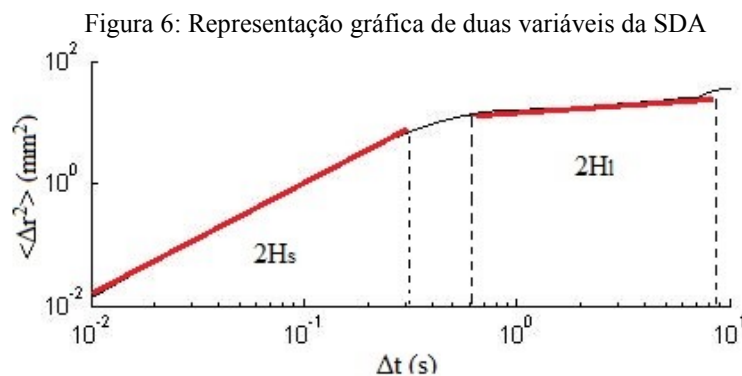
Figura 5: Deslocamentos do CP usados para o cálculo das variáveis da SDA



Nota: Diagrama mostrando o método para o cálculo do deslocamento quadrático médio ($\langle \Delta r^2 \rangle$) como uma função do intervalo de tempo Δt para uma trajetória do CP constituído por N pontos de dados. Fonte: Vieira et al., 2009.

Assim como na DFA, a SDA fornece um expoente de escala H que pode ser qualquer número no intervalo $0 < H < 1$. Este expoente também pode ser chamado de expoente de Hurst e representa a taxa de decaimento de correlação que caracteriza um processo aleatório (CHIARI et al., 2000b), ele pode ser determinado através da inclinação do gráfico log-log do deslocamento quadrático médio versus intervalo de tempo a partir da expressão $\langle \Delta r^2 \rangle \sim \Delta t^{2H}$.

O gráfico da SDA apresenta uma região de curta duração e outra de longa duração (Figura 6). Para $H > 0,5$ o processo estocástico é positivamente correlacionado, sendo chamado de persistente, ou seja, aumentando a tendência no tempo decorrido produzirá um aumento médio da tendência no tempo futuro, e se houver uma diminuição da tendência no tempo decorrido também haverá uma diminuição da tendência no futuro. Quando $H < 0,5$ aumentos no tempo decorrido e no tempo futuro são negativamente correlacionados, portanto, aumentando a tendência no tempo decorrido implicará em um decréscimo da tendência no futuro e vice-versa, tipo de comportamento estocástico conhecido como antipersistente (COLLINS; DE LUCA, 1993).



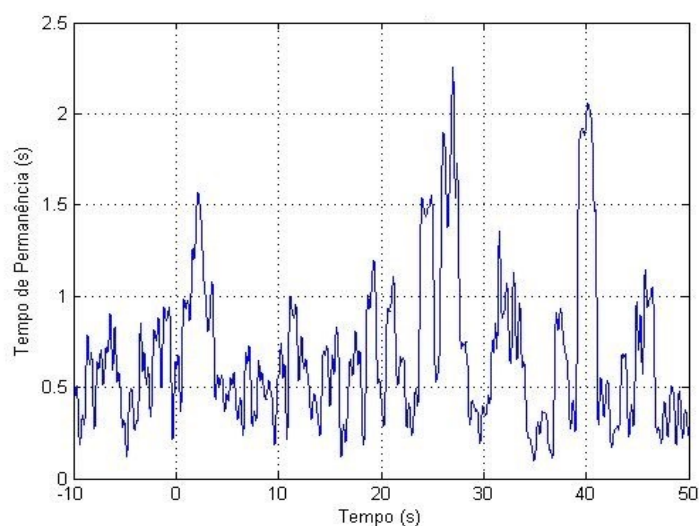
Nota: SDA – Stabilogram Diffusion Analysis apresentando duas variáveis extraídas a partir de coordenadas logarítmicas do deslocamento quadrático médio versus o intervalo de tempo. Os expoentes de escala H_s e H_l são calculados a partir as inclinações das linhas ajustadas (em vermelho) para as regiões de curta e longa duração identificadas no plano linear.

A inclinação H e o intercepto K da melhor reta ajustada pelo método dos mínimos quadrados para o log-log experimental nos fornece a correlação entre deslocamentos do CP e o grau de estocasticidade do controle postural para curtos (H_s e K_s) e longos (H_l e K_l) intervalos de tempo (CHIARI et al., 2000a). Collins e De Luca (1995b) afirmaram que as trajetórias do CP geralmente apresentam algum tipo de correlação, sendo significativamente diferentes de caminhos aleatórios não correlacionados. Na SDA foram calculadas as variáveis H e K nas direções AP, ML e resultante (R).

3.4.2.3 Sway Density Curve

A SDC é construída pela contagem do número de amostras consecutivas da trajetória do CP, que para cada instante de tempo, caem dentro de um círculo de raio conhecido, normalmente fixado em 2,5 mm (BARATTO et al., 2002). A contagem de amostras é dividida pela taxa de amostragem e seu gráfico, mostra a evolução ao longo do tempo de quanto o sinal do CP permanece dentro do círculo, o que produz uma curva de dimensão tempo versus tempo (Figura 7). Com um filtro *Butterworth* de quarta ordem o sinal é filtrado com uma frequência de corte de 12,5Hz. A curva fornecida pela SDC é caracterizada por uma sequência regular de picos (JACONO et al., 2004). Estes picos correspondem à instantes de tempo em que o torque do tornozelo e os comandos motores associados estão estáveis. Os vales apresentados no gráfico representam o instante de tempo em que o torque do tornozelo altera rapidamente de um valor estável para outro (BARATTO et al., 2002).

Figura 7: Representação gráfica da SDC



Nota: SDC - *Sway Density Curve*; s – segundos.

São mensuradas três variáveis básicas: a amplitude dos picos (P), que adquire a dimensão do tempo e representa o tempo gasto pelo CP dentro do círculo centralizado no instante do pico, o intervalo de tempo (T) entre um pico e outro e a distância (D) entre um pico e outro que corresponde à amplitude dos comandos do CP. As médias dessas variáveis produzem os seguintes parâmetros da SDC: MD distância média entre sucessivos picos (em milímetros) relaciona-se com a quantidade de mudança de torque necessário para a estabilização, MP valor médio de picos (em segundos) descreve o grau de estabilidade postural e MT que é o intervalo de tempo médio entre sucessivos picos (em segundos) é a taxa de produção de torque (JACONO et al., 2004).

3.4.3 Análise Estatística

Uma vez que os dados apresentaram distribuição normal (teste de *Shapiro-Wilk*, $p \geq 0.05$), os resultados obtidos foram comparados por meio da análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas com um ajuste de Bonferroni. Primeiramente analisou-se apenas a condição de inclinação (plano, inclinado flexão dorsal e inclinado flexão plantar) e depois foi realizada a análise com duas condições: olhos (abertos e fechados) e inclinação (plano, inclinado flexão dorsal e inclinado flexão plantar) para observar a interação entre os dois fatores. Para a comparação OA e OF intragrupo foi utilizado o test t de *Student* para amostras pareadas, que tem com objetivo comparar duas amostras dos mesmos sujeitos em momentos distintos.

A correlação entre as variáveis foi verificada por uma análise de regressão de Pearson. Quando o coeficiente de correlação de Pearson (r) estimado apresentava valor $r \geq 0,9$ considerava-se uma forte correlação entre as variáveis (CAVALHEIRO et al., 2009).

Os resultados foram expressos em média e desvio padrão. Todos os testes foram realizados utilizando o software SPSS *Statistics*, versão 14 com um nível de significância $p \leq 0.05$.

4 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta os resultados das variáveis clássicas obtidos nas comparações OA e OF intragrupo e na comparação entre as superfícies. Na comparação entre as superfícies, grande parte das variáveis clássicas apresentaram diferenças significativas. Na comparação entre OA e OF em cada condição de inclinação, a maioria das variáveis clássicas apresentaram diferenças significativas nas três condições de inclinação avaliadas.

As Tabela 32 e 3 apresentam os resultados das variáveis modernas obtidos nas três condições de inclinação e na comparação entre olho aberto e olho fechado. Na comparação entre as superfícies, os descritores modernos SDA e SDC apresentaram diferenças em algumas variáveis, e a DFA não apresentou diferença significativa. Na comparação entre OA e OF em cada condição de inclinação, a DFA não apresentou diferenças em nenhuma das inclinações, porém algumas variáveis da SDA e da SDC apresentaram um resultado significativo.

Ao realizar o teste de interação entre as condições de inclinação e condições visuais por meio da análise de variância observou-se que parte das variáveis não apresentou diferença significativa, indicando que essas variáveis apresentaram comportamentos semelhantes quando comparadas as condições OA e OF em cada inclinação.

Ao verificar o nível de correlação entre as variáveis foi possível observar que muitas variáveis clássicas e algumas variáveis modernas possuem alta correlação. A Tabela 4 exibe as variáveis que apresentaram correlação. Somente a variável KI_AP apresentou correlação com variáveis clássicas.

Tabela 1: Variáveis clássicas obtidas a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinação flexão dorsal		Superfície Inclinação flexão plantar		p-valor ANOVA superfícies		p-valor Comparação OA/OF		
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	HOR	IFD	IFP
RMS_AP (cm)	0.34 ± 0.09	0.41 ± 0.14	0.34 ± 0.08	0.41 ± 0.13	0.34 ± 0.09	0.39 ± 0.11	1.00	0.50	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.01 ⁺
RMS_ML(cm)	0.21 ± 0.08	0.23 ± 0.11	0.26 ± 0.11	0.27 ± 0.13	0.21 ± 0.08	0.21 ± 0.10	0.01*	0.05*	0.04 ⁺	0.85	0.86
AREA (cm²)	1.37 ± 0.83	1.96 ± 1.49	1.79 ± 1.13	2.27 ± 1.82	1.40 ± 0.82	1.67 ± 1.10	0.07	0.13	0.01 ⁺	0.04 ⁺	0.21
VEL_AP(m/s)	0.76 ± 0.20	1.05 ± 0.36	0.98 ± 0.48	1.35 ± 0.66	0.98 ± 0.30	1.24 ± 0.45	0.01*	0.01*	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺
VEL_ML(m/s)	0.41 ± 0.13	0.45 ± 0.16	0.54 ± 0.24	0.60 ± 0.27	0.43 ± 0.10	0.49 ± 0.18	0.01*	0.00*	0.01 ⁺	0.01 ⁺	0.05 ⁺
ACP_AP (cm)	2.01 ± 0.50	2.50 ± 0.90	2.06 ± 0.50	2.41 ± 0.70	2.17 ± 0.74	2.48 ± 0.68	0.61	0.80	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.05 ⁺
ACP_ML (cm)	1.24 ± 0.46	1.37 ± 0.60	1.54 ± 0.66	1.57 ± 0.72	1.31 ± 0.63	1.23 ± 0.55	0.18	0.02*	0.07	0.64	0.71
Fmax (Hz)	0.07 ± 0.04	0.12 ± 0.06	0.08 ± 0.06	0.12 ± 0.08	0.08 ± 0.05	0.13 ± 0.08	0.68	0.72	0.01 ⁺	0.07	0.02 ⁺
F50 (Hz)	0.21 ± 0.07	0.24 ± 0.05	0.25 ± 0.10	0.29 ± 0.10	0.26 ± 0.07	0.30 ± 0.07	0.07	0.03*	0.12	0.00 ⁺	0.01 ⁺
F80 (Hz)	0.49 ± 0.15	0.55 ± 0.15	0.53 ± 0.18	0.64 ± 0.22	0.61 ± 0.14	0.62 ± 0.17	0.02*	0.08	0.02 ⁺	0.00 ⁺	0.78
Fmed (Hz)	0.30 ± 0.08	0.35 ± 0.08	0.37 ± 0.14	0.43 ± 0.16	0.39 ± 0.11	0.42 ± 0.13	0.01*	0.01*	0.01 ⁺	0.00 ⁺	0.02 ⁺
DTOT (cm²)	56.52±14.00	73.46±24.27	73.25 ± 33.42	95.72 ± 44.03	69.05 ± 18.86	85.83 ± 29.17	0.02*	0.00*	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺

Os resultados são expressos em média ± desvio padrão. HOR – Horizontal; IFD – Inclinação em Flexão Dorsal; IFP – Inclinação em Flexão Plantar; *diferença significativa entre as condições de inclinação; ⁺diferença significativa entre as condições olho aberto e olho fechado em cada condição.

Tabela 2: Variáveis modernas obtidas por meio da DFA e SDC a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinação flexão dorsal		Superfície Inclinação flexão plantar		p-valor ANOVA superfícies		p-valor Comparação OA/OF		
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	HOR	IFD	IFP
DFA_AP	0.97 ± 0.14	0.91 ± 0.17	0.94 ± 0.13	0.88 ± 0.12	0.94 ± 0.12	0.93 ± 0.13	0.67	0.53	0.13	0.11	0.62
DFA_ML	1.02 ± 0.13	1.08 ± 0.13	1.02 ± 0.15	1.00 ± 0.15	1.09 ± 0.21	1.08 ± 0.18	0.39	0.09	0.13	0.60	0.86
MT (s)	0.59 ± 0.03	0.58 ± 0.02	0.59 ± 0.03	0.58 ± 0.03	0.58 ± 0.02	0.59 ± 0.03	0.30	0.34	0.12	0.93	0.27
MD (mm)	2.70 ± 0.93	3.52 ± 1.58	3.07 ± 1.05	4.02 ± 1.60	2.91 ± 0.88	3.70 ± 1.27	0.24	0.10	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.01 ⁺
MP (s)	1.83 ± 0.88	1.40 ± 0.64	1.41 ± 0.53	1.03 ± 0.49	1.57 ± 0.65	1.18 ± 0.52	0.01*	0.00*	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺

Nota: Os resultados são expressos em média ± desvio padrão. HOR – Horizontal; IFD – Inclinação em Flexão Dorsal; IFP – Inclinação em Flexão Plantar; *diferença significativa entre as condições de inclinação; ⁺diferença significativa entre as condições olho aberto e olho fechado em cada condição.

Tabela 3: Variáveis modernas obtidas por meio SDA a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinada		Superfície Inclinada		p-valor ANOVA		p-valor Comparação OA/OF		
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	HOR	IFD	IFP
Hs_R	0.89 ± 0.04	0.88 ± 0.05	0.85 ± 0.08	0.84 ± 0.09	0.87 ± 0.07	0.86 ± 0.07	0.00*	0.01*	0.02 ⁺	0.22	0.11
HI_R	0.11 ± 0.06	0.07 ± 0.05	0.09 ± 0.06	0.06 ± 0.04	0.10 ± 0.05	0.05 ± 0.04	0.78	0.22	0.08	0.01 ⁺	0.00 ⁺
Ks_R	1.93 ± 0.26	2.14 ± 0.32	1.99 ± 0.23	2.20 ± 0.28	2.04 ± 0.25	2.19 ± 0.25	0.17	0.33	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺
KI_R	1.48 ± 0.23	1.67 ± 0.23	1.57 ± 0.24	1.73 ± 0.29	1.50 ± 0.25	1.68 ± 0.24	0.22	0.35	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺
Hs_AP	0.88 ± 0.50	0.88 ± 0.05	0.88 ± 0.07	0.87 ± 0.06	0.88 ± 0.04	0.87 ± 0.04	0.84	0.88	0.03 ⁺	0.41	0.29
HI_AP	0.08 ± 0.04	0.10 ± 0.05	0.10 ± 0.09	0.05 ± 0.06	0.11 ± 0.08	0.07 ± 0.06	0.24	0.01*	0.19	0.01 ⁺	0.08
Ks_AP	1.19 ± 0.39	1.24 ± 0.45	1.38 ± 0.40	1.46 ± 0.38	1.25 ± 0.38	1.30 ± 0.44	0.13	0.00*	0.19	0.10	0.63
KI_AP	0.89 ± 0.37	0.94 ± 0.45	1.07 ± 0.42	1.14 ± 0.47	0.85 ± 0.37	0.90 ± 0.47	0.05*	0.00*	0.20	0.12	0.64
Hs_ML	0.89 ± 0.04	0.88 ± 0.51	0.84 ± 0.09	0.83 ± 0.09	0.86 ± 0.08	0.86 ± 0.08	0.00*	0.00*	0.03 ⁺	0.50	0.08
HI_ML	0.12 ± 0.08	0.07 ± 0.06	0.10 ± 0.09	0.07 ± 0.06	0.09 ± 0.06	0.04 ± 0.04	0.52	0.22	0.03 ⁺	0.09	0.00 ⁺
Ks_ML	1.83 ± 0.25	2.06 ± 0.32	1.84 ± 0.22	2.09 ± 0.30	1.95 ± 0.23	2.12 ± 0.24	0.03*	0.56	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺
KI_ML	1.33 ± 0.23	1.56 ± 0.25	1.37 ± 0.23	1.56 ± 0.27	0.85 ± 0.37	1.57 ± 0.23	0.52	0.92	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺

Nota: Os resultados são expressos em média ± desvio padrão. HOR – Horizontal; IFD – Inclinada em Flexão Dorsal; IFP – Inclinada em Flexão Plantar; *diferença significativa entre as condições de inclinação; ⁺diferença significativa entre as condições olho aberto e olho fechado em cada condição.

Tabela 4: Variáveis que apresentaram correlação entre si.

Variáveis	Variáveis correlacionadas (r)
AREA	RMS_AP (0,9)
	RMS_ML (0,9)
	ACP_ML (0,9)
RMS_AP	AREA (0,9)
	ACP_AP (0,9)
RMS_ML	AREA (0,9)
	ACP_ML (0,9)
	KI_AP (0,9)
ACP_ML	AREA (0,9)
	KI_AP (0,9)
F80	Fmed (0,9)
DTOT	VEL_AP (1,0)
Hs_ML	Hs_R (1,0)
HI_ML	HI_R (1,0)
Ks_ML	Ks_R (1,0)
KI_ML	KI_R (0,9)
KI_AP	Ks_AP (0,9)
	RMS_ML (0,9)
	ACP_ML (0,9)

r = coeficiente de correlação de Pearson.

5 DISCUSSÃO

O presente estudo visou verificar a capacidade das ferramentas modernas DFA, SDA e SDC em discriminar diferenças no controle postural de idosos em três superfícies diferentes, plana e inclinada em flexão dorsal e inclinada em flexão plantar a 14 graus. A hipótese é de que indivíduos idosos apresentem mecanismos de controle postural menos eficazes em superfícies inclinadas quando comparadas a superfícies horizontais foi testada.

Muitas das variáveis clássicas fornecem informações semelhantes, por possuírem uma alta correlação entre si, porém, algumas podem ser capazes de caracterizar as diferentes situações (CAVALHEIRO et al., 2009). No presente estudo muitas variáveis clássicas apresentaram alta correlação, indicando que elas fornecem a mesma informação sobre o CP. Somente a variáveis Kl_AP apresentou correlação com variáveis clássicas. Chiari et al. (2000) em seu estudo encontraram correlação entre a variável K e velocidade média. Eles afirmam que a variável K é um coeficiente de difusão que pode ser pensado em parte como uma medida da rigidez muscular.

5.1 Descritores Clássicos

Na literatura, são relatadas diferenças significativas entre OA e OF por meio da análise com variáveis clássicas, pois as trajetórias do CP tendem a aumentar com a diminuição das informações sensoriais visuais (DONKER et al., 2007). Abrahamová e Hlavačka (2008), realizaram um estudo com jovens e idosos e relataram que houve um claro aumento nos valores das variáveis clássicas do CP durante a postura com a ausência da visão. Prieto et al (1996), afirmam que a velocidade média tem sido relacionada quantitativamente com atividade regulatória associada à eficácia ou estabilidade alcançada pelo sistema de controle postural. Eles avaliaram a estabilidade postural de sujeitos idosos comparados com sujeitos jovens e verificaram que em sujeitos idosos a velocidade média do CP foi maior em OF. Mezzarane e Kohn (2007) encontraram significantes efeitos da visão em todas as condições avaliadas, superfícies horizontais e inclinadas a 14 graus em sujeitos jovens. Garkavenko et al. (2012) realizaram um estudo com indivíduos com média de idade de 39 anos em superfícies horizontais e inclinadas e encontraram diferenças relacionadas aos efeitos da visão com aumentos nas potências espectrais das oscilações nas direções AP e ML na condição de olhos fechados. Todos estes achados corroboram com o presente estudo, em

que a grande parte das variáveis clássicas apresentou diferenças na comparação OA e OF em todas as condições de superfície analisadas (Tabela 5).

Tabela 5: Variáveis clássicas obtidas a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinada flexão dorsal		Superfície Inclinada flexão plantar		p-valor Comparação OA/OF		
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	HOR	IFD	IFP
RMS_AP (cm)	0.34 ± 0.09	0.41 ± 0.14	0.34 ± 0.08	0.41 ± 0.13	0.34 ± 0.09	0.39 ± 0.11	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.01 ⁺
RMS_ML(cm)	0.21 ± 0.08	0.23 ± 0.11	0.26 ± 0.11	0.27 ± 0.13	0.21 ± 0.08	0.21 ± 0.10	0.04 ⁺	0.85	0.86
AREA (cm²)	1.37 ± 0.83	1.96 ± 1.49	1.79 ± 1.13	2.27 ± 1.82	1.40 ± 0.82	1.67 ± 1.10	0.01 ⁺	0.04 ⁺	0.21
VEL_AP(m/s)	0.76 ± 0.20	1.05 ± 0.36	0.98 ± 0.48	1.35 ± 0.66	0.98 ± 0.30	1.24 ± 0.45	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺
VEL_ML(m/s)	0.41 ± 0.13	0.45 ± 0.16	0.54 ± 0.24	0.60 ± 0.27	0.43 ± 0.10	0.49 ± 0.18	0.01 ⁺	0.01 ⁺	0.05 ⁺
ACP_AP (cm)	2.01 ± 0.50	2.50 ± 0.90	2.06 ± 0.50	2.41 ± 0.70	2.17 ± 0.74	2.48 ± 0.68	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.05 ⁺
ACP_ML (cm)	1.24 ± 0.46	1.37 ± 0.60	1.54 ± 0.66	1.57 ± 0.72	1.31 ± 0.63	1.23 ± 0.55	0.07	0.64	0.71
Fmax (Hz)	0.07 ± 0.04	0.12 ± 0.06	0.08 ± 0.06	0.12 ± 0.08	0.08 ± 0.05	0.13 ± 0.08	0.01 ⁺	0.07	0.02 ⁺
F50 (Hz)	0.21 ± 0.07	0.24 ± 0.05	0.25 ± 0.10	0.29 ± 0.10	0.26 ± 0.07	0.30 ± 0.07	0.12	0.00 ⁺	0.01 ⁺
F80 (Hz)	0.49 ± 0.15	0.55 ± 0.15	0.53 ± 0.18	0.64 ± 0.22	0.61 ± 0.14	0.62 ± 0.17	0.02 ⁺	0.00 ⁺	0.78
Fmed (Hz)	0.30 ± 0.08	0.35 ± 0.08	0.37 ± 0.14	0.43 ± 0.16	0.39 ± 0.11	0.42 ± 0.13	0.01 ⁺	0.00 ⁺	0.02 ⁺
DTOT (cm²)	56.52±14.00	73.46±24.27	73.25 ± 33.42	95.72 ± 44.03	69.05 ± 18.86	85.83 ± 29.17	0.00 ⁺	0.00 ⁺	0.00 ⁺

Nota: Os resultados são expressos em média ± desvio padrão. HOR – Horizontal; IFD – Inclinada em Flexão Dorsal; IFP – Inclinada em Flexão Plantar; ⁺diferença significativa entre as condições olho aberto e olho fechado em cada condição. Na comparação OA/OF os maiores valores foram encontrados na condição de OF (em vermelho).

No presente estudo a maioria das variáveis clássicas (dentre elas a VEL e o DTOT) apresentou diferenças na comparação entre as superfícies, e seus valores foram maiores nas superfícies inclinadas. Aumentos nos valores das variáveis clássicas do CP podem indicar mecanismos de controle postural menos eficientes (LIN et al., 2008). O valor do DTOT foi maior na superfície inclinada em flexão dorsal, seguida pela superfície inclinada em flexão plantar. Prieto et al. (1996) afirmam que essa variável juntamente com a VEL podem quantificar a relação entre a atividade do sistema de controle postural e a estabilidade alcançada pelo indivíduo. Portanto, os maiores valores encontrados na superfície inclinada em flexão dorsal (Tabela 6) sugerem que essa condição pode ser a de maior instabilidade para o indivíduo.

Mezzarane e Kohn (2007) encontraram características espectrais distintas entre as condições. Eles sugeriram que tais diferenças poderiam ser relacionadas a atividades de entradas sensoriais alteradas. Outros fatores que também poderiam contribuir potencialmente seriam as restrições biomecânicas advindas da superfície inclinada imposta. Em nosso estudo obtivemos resultados semelhantes, uma vez que, na superfície inclinada em flexão dorsal ocorreu um aumento da frequência média calculada a partir do espectro de potência (Tabela 6).

Tabela 6: Variáveis clássicas obtidas a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinada dorsal		Superfície Inclinada plantar		p-valor ANOVA superfícies	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF
RMS_AP (cm)	0.34 ± 0.09	0.41 ± 0.14	0.34 ± 0.08	0.41 ± 0.13	0.34 ± 0.09	0.39 ± 0.11	1.00	0.50
RMS_ML(cm)	0.21 ± 0.08	0.23 ± 0.11	0.26 ± 0.11	0.27 ± 0.13	0.21 ± 0.08	0.21 ± 0.10	0.01*	0.05*
AREA (cm ²)	1.37 ± 0.83	1.96 ± 1.49	1.79 ± 1.13	2.27 ± 1.82	1.40 ± 0.82	1.67 ± 1.10	0.07	0.13
VEL_AP(m/s)	0.76 ± 0.20	1.05 ± 0.36	0.98 ± 0.48	1.35 ± 0.66	0.98 ± 0.30	1.24 ± 0.45	0.01*	0.01*
VEL_ML(m/s)	0.41 ± 0.13	0.45 ± 0.16	0.54 ± 0.24	0.60 ± 0.27	0.43 ± 0.10	0.49 ± 0.18	0.01*	0.00*
ACP_AP (cm)	2.01 ± 0.50	2.50 ± 0.90	2.06 ± 0.50	2.41 ± 0.70	2.17 ± 0.74	2.48 ± 0.68	0.61	0.80
ACP_ML (cm)	1.24 ± 0.46	1.37 ± 0.60	1.54 ± 0.66	1.57 ± 0.72	1.31 ± 0.63	1.23 ± 0.55	0.18	0.02*
Fmax (Hz)	0.07 ± 0.04	0.12 ± 0.06	0.08 ± 0.06	0.12 ± 0.08	0.08 ± 0.05	0.13 ± 0.08	0.68	0.72
F50 (Hz)	0.21 ± 0.07	0.24 ± 0.05	0.25 ± 0.10	0.29 ± 0.10	0.26 ± 0.07	0.30 ± 0.07	0.07	0.03*
F80 (Hz)	0.49 ± 0.15	0.55 ± 0.15	0.53 ± 0.18	0.64 ± 0.22	0.61 ± 0.14	0.62 ± 0.17	0.02*	0.08
Fmed (Hz)	0.30 ± 0.08	0.35 ± 0.08	0.37 ± 0.14	0.43 ± 0.16	0.39 ± 0.11	0.42 ± 0.13	0.01*	0.01*
DTOT (cm ²)	56.52±14.00	73.46±24.27	73.25 ± 33.42	95.72 ± 44.03	69.05 ± 18.86	85.83 ± 29.17	0.02*	0.00*

Nota: Os resultados são expressos em média ± desvio padrão. *diferença significativa entre as condições de inclinação. Na comparação entre as superfícies os maiores valores encontrados foram na superfície inclinada em flexão dorsal (em vermelho).

5.2 Descritores Modernos

5.2.1 Detrended Fluctuation Analysis

Não foram observadas diferenças significativas ao utilizar a DFA na comparação entre OA e OF em cada inclinação, o que corrobora com alguns estudos (BLAZQUEZ et al.

2009; BLAZQUEZ et al. 2010). Nesses estudos, os autores afirmam que a DFA pode não ser sensível ao efeito da visão, que não modifica as propriedades de escala da DFA.

Os resultados da DFA são contraditórios. Amaud et al., (2007) realizaram um estudo com um grupo de jovens e idosos e identificaram diferenças na estabilidade postural entre eles utilizando a DFA. Da mesma forma, Norris et al., (2005) encontraram um expoente α significativamente menor para um grupo de idosos na comparação com jovens. Porém, ao utilizarem a DFA em seu estudo, Cavalheiro et al. (2009) não encontraram diferenças significantes em grupos similares analisados (jovens e idosos saudáveis). Em nosso estudo a DFA também não foi capaz de apontar diferenças significativas entre as três condições de inclinação analisadas.

Os resultados fornecidos pela DFA apresentaram coeficiente (α) > 0.5 , indicando correlações de longa duração (Tabela 7), ou seja, aumentando a tendência no tempo decorrido produzirá um aumento médio da tendência no tempo futuro, e se houver uma diminuição da tendência no tempo decorrido também haverá uma diminuição da tendência no futuro. Valores de (α) maiores que 0.5 indicam séries temporais persistentes com uma menor variabilidade (AMOUD et al., 2007). Todos os valores encontrados na DFA, tanto nas direções anteroposterior quanto na mediolateral para todas as condições de superfície mostraram (α) ~ 1.0 . Isto pode ser indicativo de sinais mais suaves com alta correlação, pois, estes valores são maiores que 0.5. Estes resultados estão de acordo com os estudos de Blazquez et al. (2009, 2012) que encontraram expoentes para as direções AP e ML similares ($\alpha \sim 1,0$), em seu estudo esses autores utilizaram como amostra indivíduos adultos jovens.

Tabela 7: Variáveis modernas obtidas por meio da DFA a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinação flexão dorsal		Superfície Inclinação flexão plantar	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
DFA AP	0.97 ±	0.91 ±	0.94 ± 0.13	0.88 ± 0.12	0.94 ± 0.12	0.93 ± 0.13
DFA ML	1.02 ±	1.08 ±	1.02 ± 0.15	1.00 ± 0.15	1.09 ± 0.21	1.08 ± 0.18

Nota: Os resultados são expressos em média \pm desvio padrão. Todos os valores obtidos por meio da DFA foram maiores que 0,5.

5.2.2 *Stabilogram Diffusion Analysis*

Na comparação entre OA e OF em cada inclinação os *interceptors* (K) de curta e de longa duração na direção ML e o resultante apresentaram diferenças significativas ($p=0,00$),

indicando que essas variáveis podem ser capazes de identificar efeitos relacionados à informação visual. Estes resultados corroboram com os estudos de Chiari et al. (2000a) que realizaram a mesma comparação entre OA e OF em indivíduos jovens e Vieira et al. (2009) que compararam jovens e idosos.

Os expoentes de escala H de curta duração nas direções AP, ML e resultante também identificaram diferenças, entre OA e OF na condição de superfície horizontal, os expoentes de longa duração apresentaram diferenças na comparação OA e OF em diferentes inclinações (HI_R nas inclinações com flexão dorsal e plantar, HI_AP somente na inclinação com flexão dorsal e HI_ML nas condições de superfície horizontal e inclinada com flexão plantar). No estudo de Vieira et al. (2009) apenas o expoente H de longa duração apresentou diferenças entre OA e OF.

Ao comparar as diferentes condições de inclinação da superfície, a variável Ks_ML apresentou diferenças na condição OA, as variáveis HI e Ks AP apresentaram diferenças na condição OF e as variáveis Hs_ML Hs_R e KI_AP apresentaram diferenças significativas quando comparadas com os olhos abertos e com os olhos fechados. As demais variáveis foram insensíveis a essas diferentes condições. Estes resultados são contrários aos achados de Vieira et al. (2009), que só encontraram diferenças significativas na comparação entre grupos com a variável HI resultante, estes autores não analisaram as variáveis da SDA nas direções AP e ML. Porém, Amoud et al. (2007), em seu estudo, afirmaram que a variável HI não foi capaz de diferenciar os grupos analisados, e a variável Hs foi incapaz de identificar diferenças entre os grupos na direção ML, apontando diferenças na direção AP. Porém, esses autores não controlaram o posicionamento dos pés dos indivíduos, o que pode ter influenciado nos resultados da direção ML. Esses resultados contraditórios podem ter ocorrido devido à escolha dos diferentes grupos estudados, estes dois estudos procuravam detectar diferenças do controle postural relacionadas à idade, portanto, eram grupos independentes e o presente estudo utilizou o mesmo grupo em condições de superfície diferentes.

Para a região de curta duração, todos os valores dos expoentes de escala H encontrados foram maiores que 0,5. Isto indica que os intervalos de curta duração das trajetórias do CP exibiram um comportamento persistente, ou seja, apresentam uma tendência a persistir na mesma direção ao longo do movimento do CP. No entanto, os expoentes de escala H de longa duração foram menores que 0,5, apresentando, portanto um comportamento antipersistente, ou seja, exibem uma tendência a retornar para a posição inicial. Estes resultados estão de acordo com outros estudos (COLLINS; DE LUCA, 1993;

CHIARI et al., 2000; VIEIRA et al., 2009). Nos expoentes que apresentaram diferenças significativas na comparação entre as superfícies (Hs_ML e Hs_R nas duas condições OA e OF e HI_AP_OF) os menores valores encontrados foram na superfície inclinada em flexão dorsal e os maiores foram na superfície horizontal (Tabela 8).

Tabela 8: Variáveis modernas obtidas por meio SDA a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinada flexão dorsal		Superfície Inclinada flexão plantar		p-valor ANOVA superfícies	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF
Hs_R	0.89 ±	0.88 ±	0.85 ±	0.84 ±	0.87 ±	0.86 ±	0.00*	0.01*
HI_R	0.11 ±	0.07 ±	0.09 ±	0.06 ±	0.10 ±	0.05 ±	0.78	0.22
Ks_R	1.93 ±	2.14 ±	1.99 ±	2.20 ±	2.04 ±	2.19 ±	0.17	0.33
KI_R	1.48 ±	1.67 ±	1.57 ±	1.73 ±	1.50 ±	1.68 ±	0.22	0.35
Hs_AP	0.88 ±	0.88 ±	0.88 ±	0.87 ±	0.88 ±	0.87 ±	0.84	0.88
HI_AP	0.08 ±	0.10 ±	0.10 ±	0.05 ±	0.11 ±	0.07 ±	0.24	0.01*
Ks_AP	1.19 ±	1.24 ±	1.38 ±	1.46 ±	1.25 ±	1.30 ±	0.13	0.00*
KI_AP	0.89 ±	0.94 ±	1.07 ±	1.14 ±	0.85 ±	0.90 ±	0.05*	0.00*
Hs_ML	0.89 ±	0.88 ±	0.84 ±	0.83 ±	0.86 ±	0.86 ±	0.00*	0.00*
HI_ML	0.12 ±	0.07 ±	0.10 ±	0.07 ±	0.09 ±	0.04 ±	0.52	0.22
Ks_ML	1.83 ±	2.06 ±	1.84 ±	2.09 ±	1.95 ±	2.12 ±	0.03*	0.56
KI_ML	1.33 ±	1.56 ±	1.37 ±	1.56 ±	0.85 ±	1.57 ±	0.52	0.92

Nota: Os resultados são expressos em média ± desvio padrão. *diferença significativa entre as condições de inclinação. Menores valores dos expoentes H foram encontrados na superfície inclinada em flexão dorsal (em vermelho).

Collins e De Luca (1995a) associaram os resultados encontrados nas duas regiões do gráfico de difusão do establograma, a região de curta e de longa duração a termos de esquemas do controle motor de circuito aberto e circuito fechado, como mecanismo de feedback. Eles associaram o comportamento persistente apresentado pelo coeficiente Hs de curta duração com a ação de um sistema de controle de circuito aberto e o comportamento antipersistente apresentado pelo coeficiente HI de longa duração com a ação de um sistema de controle de circuito fechado. Chiari et al. (2000) afirmam que uma outra fonte da persistência dos movimentos do CP em intervalos de tempo curto poderia ser identificada com propriedades inerciais do corpo humano ou a força da ação da gravidade. Porém, sendo os parâmetros da mecânica estatística derivados de um modelo de caminho aleatório, eles não poderiam provar diretamente qualquer hipótese sobre a natureza do sistema de controle postural.

Interpretações fisiológicas não foram o foco do presente estudo, porém, por meio dos resultados obtidos com a SDA podemos observar que esta ferramenta foi capaz de

indicar diferenças no comportamento do sistema de controle postural relacionados à informação visual e também efeitos relacionados às diferentes inclinações. Com base nas interpretações de Collins e De Luca (1995a) observou-se que os mecanismos de resposta do controle postural na superfície inclinada em flexão dorsal se alteram menos do que nas outras superfícies. Porém, tal interpretação é controversa, Chiari et al. (2000) afirmam que os processos de curta duração necessitam ser mais investigados para encontrar o papel efetivo da gravidade e a inércia do corpo. Portanto, sua presença poderia sugerir que o sistema de controle postural esteja sempre agindo em circuito fechado, mesmo com propriedades diferentes nas duas regiões. Peterka et al. (2000) que utilizaram a SDA em sinais simulados computacionalmente também afirmam que as SDAs fisiológicas podem ser geradas sem a necessidade de postular uma operação de circuito aberto como afirmaram Collins e De Luca. Deste modo, podem-se interpretar os processos de curta duração como um sistema de controle de circuito fechado e não de circuito aberto como sugeriram Collins e De Luca.

5.2.3 Sway Density Curve

Houve um aumento na variável MD quando comparamos OA e OF ($p=0.00$), ao passo que os valores de MP foram menores para OF ($p<0.05$). Esses resultados corroboram com os encontrados por Melo et al. (2010) que fizeram o estudo com sujeitos jovens e com Vieira et al. (2009), que utilizaram em seu estudo sujeitos jovens, indivíduos de meia idade e idosos com todos os grupos apresentando esses resultados. Vieira et al., (2009) sugerem que estes resultados indicam uma ligeira diminuição da estabilidade postural, e altos níveis de torque, o que poderia ser resultado da redução da precisão de modulações no torque do tornozelo quando o indivíduo permanece de pé com os olhos fechados.

Ao utilizarem a SDC para comparar diferenças no controle postural de indivíduos saudáveis e indivíduos com patologias (Parkinson e Osteoartrite), Baratto et al. (2002) encontraram diferenças significativas para as variáveis MP e MD, com valores menores e maiores, respectivamente, para os indivíduos com Parkinson. A variável MT não apresentou diferença significativa entre os grupos, apresentando uma variação mínima.

Na SDC a variável MP quantifica a estabilidade do sinal do CP entre um deslocamento rápido e outro, e a MD quantifica a amplitude dos deslocamentos da atividade posturográfica. No presente estudo somente a variável MP apresentou diferenças

significativas entre as inclinações avaliadas nas duas condições OA e OF. Porém, tanto MP quanto MD apresentaram um comportamento semelhante aos encontrados por Baratto et al. (2002), com menores valores para MP e maiores valores para MD para a condição inclinada em flexão dorsal (Tabela 9). Semelhante ao estudo de Baratto et al. (2002) a variável MT apresentou uma variação muito pequena.

Tabela 9: Variáveis modernas obtidas por meio da SDC a partir do deslocamento do CP.

Variáveis	Superfície Horizontal		Superfície Inclinada flexão dorsal		Superfície Inclinada flexão plantar		p-valor ANOVA superfícies	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF
MT (s)	0.59 ±	0.58 ±	0.59 ±	0.58 ±	0.58 ±	0.59 ±	0.30	0.34
MD (mm)	2.70 ±	3.52 ±	3.07 ±	4.02 ±	2.91 ±	3.70 ±	0.24	0.10
MP (s)	1.83 ±	1.40 ±	1.41 ±	1.03 ±	1.57 ±	1.18 ±	0.01*	0.00*

Nota: Os resultados são expressos em média ± desvio padrão. *diferença significativa entre as condições de inclinação. Na comparação entre as superfícies MP e MD apresentaram menores e maiores valores respectivamente, para a condição inclinada em flexão dorsal (em vermelho).

Na comparação entre as situações de inclinação foi possível observar que as diferenças encontradas na variável MP ocorreram somente entre a superfície horizontal e a inclinada em flexão dorsal ($p=0.01$), com maiores valores na superfície horizontal, indicando maior estabilidade dos participantes nessa situação. A capacidade dessa variável de apontar diferenças entre diferentes situações está semelhante ao encontrado por Baratto et al. (2002), Mello et al. (2010) e Simoneau et al. (2006).

Baratto et al. (2002) associaram os resultados da SDC a dois mecanismos fisiológicos que trabalham em conjunto, o feedback intrínseco devido às propriedades mecânicas dos músculos do tornozelo e as ativações musculares antecipatórias determinadas por um modelo interno do pêndulo invertido. A SDC tenta identificar as ações do controle motor ocultas nos sinais do CP. Com base nas interpretações de Baratto et al., valores maiores de MP e valores menores de MD indicam mais estabilidade e menores amplitudes dos comandos posturográficos, respectivamente.

Desta forma, nossos resultados indicam uma menor estabilidade dos indivíduos na superfície inclinada em flexão dorsal, seguida pela superfície inclinada em flexão plantar, sendo que a condição OF revelou menor estabilidade em todas as inclinações.

5.3 Comparação Entre os Descritores

Ao realizar um estudo comparativo em termos de confiabilidade e sensibilidade utilizando a técnica SDA modificada, com a SDA e quatro variáveis clássicas nas condições OA e OF, Chiari et al. (2000) encontraram resultados semelhantes ao do presente estudo, nos quais as variáveis clássicas (velocidade média e área da elipse) e as variáveis Ks e Kl foram capazes de indicar diferenças entre OA e OF.

Da mesma forma em seu estudo Vieira et al. (2009) também encontraram efeitos da visão semelhantes aos encontrados no presente estudo, utilizando a SDA e a SDC juntamente com descritores clássicos. Seus resultados apresentaram diferenças entre OA e OF nas variáveis clássicas velocidade média e F80, nas variáveis da SDA, Hl, Ks e Kl e nas variáveis da SDC, MD e MP. Em nosso estudo, corroborando com estes achados, todas essas variáveis apresentaram diferenças entre OA e OF.

A DFA foi o único descritor que não apresentou diferenças entre as condições OA e OF, sugerindo que este descritor não seja sensível ao efeito da visão, ao passo que os outros descritores (variáveis clássicas, SDA e SDC) conseguiram indicar diferenças.

Na comparação entre os grupos, Cavalheiro et al. (2009) utilizaram a DFA e a SDA para investigar mudanças no controle postural relacionadas a idade e a DFA não foi capaz de apontar diferenças entre os grupos, porém, as variáveis da SDA, Hs e Hl na direção AP foram capazes de apontar tais diferenças. Da mesma forma que a DFA não foi capaz de detectar diferenças entre jovens e idosos, em nosso estudo a DFA também não foi capaz de detectar diferenças entre as diferentes condições testadas e a SDA conseguiu apontar diferenças. Indicando que a SDA pode ter sido mais eficaz em apontar diferenças em comparação à DFA.

Amoud et al. (2007) utilizaram a DFA e a SDA em seu estudo no qual os dois descritores foram capazes de encontrar diferenças entre os grupos analisados (sujeitos jovens e idosos saudáveis). Porém, em seus resultados os valores de Hs foram maiores que 0,5 indicando persistência e os valores do expoente da DFA foram menores que 0,5 indicando uma antipersistência. No presente estudo a DFA não foi capaz de indicar diferenças entre as condições analisadas ao passo que a SDA identificou diferenças. Nossos valores do expoente Hs também indicaram persistência, porém os valores do expoente da DFA, ao contrário dos achados de Amoud et al. (2007) apresentaram persistência com α maior que 0,5. Essas diferenças podem ser explicadas pelo fato de que estes autores consideraram o sinal como um movimento Browniano fractal (fBm)², pois, os valores do expoente α

² Estes autores afirmaram que a DFA pode ser capaz de determinar a natureza das séries temporais indicando se a série é um movimento Browniano fractal (fBm) ou um movimento Gaussiano fractal (fGn).

encontrados em seu estudo através da DFA foram maiores que 1 e depois usaram a expressão $H_{DFA} = \alpha - 1$, o que não foi realizado em nosso estudo.

Tanto a SDA quanto a DFA apresentam o expoente de escala, porém, somente a SDA foi capaz de indicar diferenças entre as condições analisadas. Isso pode ser devido ao método de análise das séries temporais: o método da SDA fornece duas estimações para o expoente de escala, para regiões de curta duração (H_s) e longa duração (H_l), e a DFA é obtida para toda a série temporal (AMOUD et al., 2007). A diferença principal entre a DFA e SDA, é que o algoritmo DFA inclui a integração da série analisada enquanto a SDA não. O desvio padrão médio desta série integrada é então determinado como uma função dos comprimentos de intervalos. Devido ao passo de integração na análise, este método avalia diretamente as propriedades de correlação da série analisada (DELIGNIERES et al., 2011).

Variáveis estatísticas do CP não consideram as características dinâmicas dos movimentos do CP sobre a base de suporte, por esta razão elas são menos úteis na compreensão dos mecanismos responsáveis pelo controle da postura. Por outro lado, as variáveis da mecânica estatística podem ser relacionadas com o comportamento dinâmico dos movimentos do CP, quantificando as correlações de longa e curta duração tentando explicá-las em termos da teoria do controle motor (CHIARI et al., 2000). Em seu trabalho, Collins e DeLuca (1993) afirmaram que o expoente de escala de curta duração é altamente confiável. Chiari et al., (2000a), afirmam que o coeficiente de curta duração pode ser um indicador de certo nível de estocasticidade embutida em curtos intervalos. Eles ainda afirmam que K (e o coeficiente de difusão D encontrado por Collins e De Luca) modificam através dos intervalos de tempo, já a variável velocidade média não pode explicar qualquer dinâmica na série analisada, em seu estudo, esses autores afirmam que houve correlação entre estas duas variáveis ($r = 0,86$).

A interpretação fisiológica dos resultados da SDA com base nas afirmações de Collins e De Lucca (1993) é contraditória. Baratto et al. (2002) afirmam que as variáveis da SDA são mais difíceis de serem interpretadas de um ponto de vista do controle motor, tendo em vista que em seu estudo as variáveis da SDC tiveram uma melhor performance estatística que as variáveis da SDA. Para eles, a proposta de interpretação fisiológica apresentada por Collins e De Luca não parece ter qualquer justificativa biomecânica plausível, pois, sua técnica ignora a biomecânica de um pêndulo invertido e sua instabilidade intrínseca.

Mezzarane e Kohn (2007) encontraram diferenças entre três condições de superfície analisadas com análise espectral e apontou uma menor estabilidade na superfície inclinada em flexão dorsal. Garkavenko et al. (2012) também encontraram diferenças entre

três condições de superfície estudadas com a análise espectral apontando aumento na densidade espectral de potência na condição de superfície inclinada com flexão dorsal quando comparada com a condição de superfície horizontal, na direção ML. No presente estudo os descritores clássicos também foram capazes de apontar tais diferenças no domínio do tempo e da frequência, indicando que a superfície inclinada em flexão dorsal pode induzir a uma menor estabilidade. Isto confirma nossa hipótese inicial de que indivíduos idosos são menos estáveis nessa condição. Exceto a DFA, os descritores modernos também apontaram diferenças entre as superfícies, confirmando os resultados obtidos por meio dos descritores clássicos.

Com este estudo foi possível observar que as variáveis clássicas, tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência são capazes de detectar diferenças nas condições analisadas, porém, tais diferenças são apenas quantitativas apontando dados posturográficos maiores em superfícies inclinadas em flexão dorsal, seguidas da superfície inclinada em flexão plantar na análise no domínio do tempo.

Baratto et al. (2002) também encontraram estes resultados na comparação entre diferentes grupos, indivíduos saudáveis e indivíduos com patologias (Parkinson e Osteoartrite), porém eles não analisaram diferentes inclinações. Em nosso estudo dois tipos de descritores (clássicos e modernos) analisados foram capazes de apontar diferenças entre as superfícies e entre as condições visuais impostas (nos descritores modernos somente a DFA não foi capaz de apresentar diferenças). Os descritores modernos trazem a vantagem de considerar a dinâmica do sinal ao longo do tempo ao passo que os descritores clássicos não consideram a dinâmica temporal do sinal do CP, sendo somente variáveis descritivas estatísticas incapazes de descrever o comportamento dinâmico do CP.

Chiari et al. (2000) afirmam que descritores modernos adicionam mais informações na caracterização de sinais do CP em relação aos descritores clássicos. Porém, as interpretações no ponto de vista do controle motor para os descritores modernos ainda não estão totalmente elucidadas, portanto, sugerimos que os descritores modernos sejam usados em conjunto com os descritores clássicos.

Os resultados encontrados para a DFA podem indicar que este descritor não seja capaz de identificar diferenças entre as condições OA e OF e nem entre as diferentes inclinações em um mesmo grupo de indivíduos. Por isso são necessários mais estudos com a DFA com diferentes grupos.

6 CONCLUSÃO

Os resultados encontrados nesse estudo mostram que todos os descritores utilizados na análise do CP, exceto a DFA, foram capazes de indicar diferença entre as condições OA e OF e entre as diferentes inclinações. As variáveis clássicas mostraram alta correlação entre si e apresentaram diferenças significativas indicando menor estabilidade na superfície inclinada com flexão dorsal seguida da flexão plantar e na condição de olho fechado. A SDA e a SDC são descritores que consideram a dinâmica de toda a série temporal do CP e procuram uma interpretação fisiológica do controle postural a partir das variáveis extraídas. As variáveis extraídas da SDC e SDA mostraram diferenças entre as condições visuais e de superfícies analisadas, e apontaram resultados semelhantes aos encontrados nas variáveis clássicas. Este estudo apresentou algumas limitações como a dificuldade para realizar a coleta dos dados, pois, a mesma demandava certo tempo o que impedia alguns voluntários de continuar na pesquisa. Neste estudo a posição dos pés não foi controlada o que para alguns autores poderia influenciar nos resultados. Torna-se necessária a realização de trabalhos futuros utilizando tais descritores para uma melhor compreensão de seus resultados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAHAMOVÁ, D.; HLAVACKA, F. Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiological Research*. v. 57, p. 957-964, 2008.

AMOUD, H.; ABADI, M.; HEWSON, D. J.; PELLEGRINO, V. M.; DOUSSOT, M.; DUCHÊNE, J. Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 4, May, 2007.

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*. v. 6, p. 246-270, 2002.

BLÁZQUEZ, M. T.; ANGUIANO, M.; SAAVEDRA, F. A.; LALLENA, A. M.; CARPENA, P. Study of the human postural control system during quiet standing using detrended fluctuation analysis. *Physica A*. v. 388, p. 1857-1866, 2009.

BLÁZQUEZ, M. T.; ANGUIANO, M.; SAAVEDRA, F. A.; LALLENA, A. M.; CARPENA, P. Characterizing the human postural control system using detrended fluctuation analysis. *Journal of Computational and Applied Mathematics*. v. 233, p. 1478-1482, 2010.

BLÁZQUEZ, M. T.; ANGUIANO, M.; SAAVEDRA, F. A.; LALLENA, A. M.; CARPENA, P. On the length of stabilograms: A study performed with detrended fluctuation analysis. *Physica A*. v. 391, p. 4933–4942, 2012.

CAVALHEIRO, G. L.; ALMEIDA, M. F. S.; PEREIRA, A. A.; ANDRADE, A. O. Study of age-related changes in postural control during quiet standing through Linear Discriminant Analysis. *BioMedical Engineering OnLine*. Disponível em: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/8/1/35>. 2009.

CHANG, H.; KREBS, D. E. Dynamic Balance Control in Elders: Gait Initiation Assessment as a Screening Tool. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. v. 80, p. 490-494, 1999.

CHIARI, L.; CAPPELLO, A.; LENZI, D.; CROCE, U. D. An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms. *Gait and Posture*. v. 12, p. 225 – 234. 2000 (a).

CHIARI, L.; BERTANI, A.; CAPPELLO, A. Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Human Movement Science*. v. 19, p. 817-842. 2000 (b).

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*. v. 95, p. 308-318. 1993.

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*. v. 103, p. 151-163. 1995 (a).

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*. v. 104, p. 480-492, 1995 (b).

DELIGNIE`RES, D.; TORRE, K.; BERNARD, P. L. Transition from Persistent to Anti-Persistent Correlations in Postural Sway Indicates Velocity-Based Control. *PLoS Computational Biology*. v. 7, n. 2, p. 1-10, 2011.

DONKER, S. F.; ROERDINK, M.; GREVEN, A. J.; BEEK, P. J. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Exp Brain Res*. v. 181, p. 1–11, March, 2007.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Long-range correlations in human standing. *Physics Letters A*. v. 283, p. 124-128, 2001.

GARKAVENKO, V. V.; GORKOVENKO, A. V.; KOLOSOVA, E. V.; KORNEYEV, V. V.; MEL`NICHOUK, A. V.; VASILENKO, D. A. Modifications of the Stabilogram during Upright Standing Posture under Conditions of Inclines of the Support Surface. *Neurophysiology*. v. 44, n. 2, p. 131-137, June, 2012.

WENYE, G. Detrended Fluctuation Analysis [Internet]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19795-detrended-fluctuation-analysis>. Acesso em: 11 de julho de 2014. 2008.

HUR, P.; SHORTER, K. A.; MEHTA, P. G.; HSIAO-WECKSLER, E. T. Invariant Density Analysis: Modeling and Analysis of the Postural Control System Using Markov Chains. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. v. 59, p. 1094–1100, April, 2012.

JACONO, M.; CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. The Sway-Density Curve and the Underlying Postural Stabilization Process. *Motor Control*. v. 8, p. 292-311, 2004.

KANTELHARDT, J. W.; KOSCIELNY-BUNDE, E.; REGO, H. H. A.; HAVLIN, S.; BUNDE, A. Detecting Long-range Correlations with Detrended Fluctuation Analysis. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*. v. 295, p. 441-454, June, 2001.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. *Clinical Neurophysiology*. v. 38, p. 411-421, 2008.

LIN, D.; SEOL, H.; NUSSBAUM, M. A.; MADIGAN, M. L. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*. v. 28, p. 337–342, 2008.

MAINENTI, M. R. M.; RODRIGUES, E. C.; OLIVEIRA, J. F.; FERREIRA, A. S.; DIAS, C. M.; SILVA, A. L. S. Adiposity and postural balance control: Correlations between

bioelectrical impedance and stabilometric signals in elderly Brazilian women. *Clinics*. v. 66, n. 9, p. 1513-1518, 2011.

MELLO, R. G. T.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. Effects of maximal oxygen uptake test and prolonged cycle ergometer exercise on the quiet standing control. *Gait & Posture*. v. 32, p. 220-225, 2010.

MEZZARANE, R. A.; KOHN, A. F. Control of upright stance over inclined surfaces. *Experimental Brain Research*. v. 180, p. 377-388, 2007.

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. *Journal of Biomechanics*. v. 38, p. 1263-1272, 2005.

PENG, C. K.; BULDYREV, S. V.; HAVLIN, S.; SIMON, M.; STANLEY, H. E.; GOLBERGER, A. L. Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*. v. 49, p. 1685-1689, 1994.

PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*. v. 82, p. 335-343, 2000.

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 Transactions on Biomedical Engineering*. v. 43, p. 956-966, 1996.

RILEY, M. A.; BALASUBRAMANIAM, R.; TURVEY, M. T. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait and Posture*. v. 9, p. 65-78, 1999.

SIMONEAU, M.; MERCIER, P.; BLOUIN, J.; ALLARD, P.; TEASDALE, N. Altered sensory-weighting mechanisms is observed in adolescents with idiopathic scoliosis. *BMC Neuroscience*. v. 7, n. 9, p. 1-9, 2006.

SOARES, M. A.; SACHELLI, T. Efeitos da cinesioterapia no equilíbrio de idosos. *Revista Neurociências*, v. 16, n. 2, p. 97-100, 2008.

SOUZA, R. M.; RODACKI, A. L. F. Análise da Marcha no Plano Inclinado e Declinado de Adultas e Idosas com Diferentes Volumes de Atividades Semanais. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. v. 18, n. 4, p. 256-260, 2012.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. v. 14, n. 3, p. 267-275, 2010.

VIEIRA, T. M. M.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. An overview of age related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. v. 19, p. 513-519, 2009.

APÊNDICE A – Trabalho apresentado no 3º Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia (COBEC) e publicado na Revista Brasileira de Ciências da Saúde – SUPLEMENTO, 2014.

AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS SUBMETIDOS A UM PROGRAMA DE CINESIOTERAPIA

Barbosa RC³, Avelar IS¹, Soares V¹, Fernandes EJ³, Bizinotto T¹, Andrade SRS¹, Silva MS^{1,2}, Vieira MF¹⁻³

¹ Programa *Stricto Sensu* Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Goiás – UFG

² Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Goiás - UFG

³ Programa *Stricto Sensu* Escola de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Federal de Goiás – UFG

E-mail do apresentador: isavelar@ig.com.br Web: WWW.COBEC2014.COM.BR

INTRODUÇÃO

O envelhecimento está associado a uma diminuição da capacidade de manter a postura corporal e ao declínio das funções do sistema sensorial e motor [1]. Alguns estudos sugerem que a atividade física seja uma maneira eficaz de melhorar a capacidade de realizar atividades diárias, a mobilidade e a locomoção em idosos [2]. Também acredita-se que o sedentarismo possa ser uma das causas de diminuição funcional do controle postural [3].

Desta forma, o objetivo deste estudo foi comparar o controle postural de sujeitos idosos que realizavam cinesioterapia com sujeitos que não realizavam, com o intuito de verificar o efeito da cinesioterapia no controle postural dos idosos, a fim de fornecer subsídios para melhores e mais adequadas intervenções para a melhora do controle postural nesses indivíduos.

MÉTODOS

Foram selecionados 18 sujeitos, sendo 9 idosos que realizavam cinesioterapia três vezes por semana (40 minutos por sessão) há dois anos (G1) e 9 idosos sedentários (G2). Todos os participantes assinaram um termo de consentimento. Os critérios de inclusão foram: idosos entre 60 e 85 anos, saudáveis, que realizavam ou não cinesioterapia. Foram excluídos da pesquisa: sujeitos com algum comprometimento motor ou que fazia uso de dispositivo de auxílio à postura ereta ou marcha ou que possuíam alguma doença incapacitante. Em cada grupo foram avaliados 2 homens e 7 mulheres, com média de idade de $69,67 \pm 4,18$ anos para o G1 e $69,00 \pm 4,09$ anos para o G2. A média da altura do G1 foi de $1,51 \pm 8,14$ m e do G2 foi de $1,54 \pm 9,04$ m. O peso foi de $67,89 \pm 15,18$ kg para o G1 e $67,57 \pm 18,26$ kg para o G2.

Os procedimentos do programa de cinesioterapia incluíam o autoalongamento do tronco, membros superiores (MMSS) e membros inferiores (MMII), assim como exercícios ativos de MMSS com bastão e exercícios de agachamento utilizando o bastão como suporte, com diferentes níveis de dificuldade e repetições.

Cada indivíduo foi posicionado sobre a plataforma de força AMTI de seis canais com afastamento autosselecionado dos pés. Foram realizadas três coletas de 60 segundos para cada indivíduo com olhos abertos (AO) e com olhos fechados (OF). Durante as coletas não foi oferecido apoio físico ao indivíduo, que foi instruído a ficar o mais quieto possível. Para oferecer maior segurança ao avaliado um pesquisador se posicionou ao lado de cada sujeito

no momento da coleta, nas duas condições visuais. Os dados relativos às forças e momentos foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 100 Hz e filtrados por um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa-baixa, de fase zero e frequência de corte de 12 Hz. A análise foi realizada com base na trajetória do centro de pressão (CP), calculada a partir dos dados obtidos pela plataforma na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML). As variáveis analisadas foram: Raiz quadrada média (RMS), a área da elipse (AREA), a velocidade média (VEL) e o deslocamento da oscilação total (DTOT).

Para verificar a distribuição da amostra foi realizado o Teste *Shapiro-Wilk*. Para realizar a comparação entre as variáveis intra grupo foi realizado o Teste *t-Student* pareado e a comparação entre os grupos foi utilizado o Teste *t-Student* para amostras independentes. O nível de significância adotado foi $p < 0,05$.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na comparação entre OA e OF intragrupo, os resultados indicaram diferenças significativas em ambos os grupos (Tabela 1 – p^* e $p+$). Isso é relatado na literatura, pois, com a diminuição das informações sensoriais, as trajetórias do CP tendem a aumentar, indicando que o controle da postura é realizado de forma menos automática e menos eficaz [4]. A Tabela 1 também apresenta a comparação entre os grupos ($p(OA)$ e $p(OF)$). Os indivíduos sedentários apresentaram maior valor de área, porém não foi observada diferença significativa.

Tabela 1 – Parâmetros do CP de acordo com as condições sensoriais (OA e OF) para os dois grupos

	OA (g1)	Of (g1)	P^*	OA (g2)	OF (g2)	$P+$	$P(OA)$	$P(OF)$
RMS_AP (CM)	0,36 ± 0,10	0,42 ± 0,12	0,002•	0,39 ± 0,08	0,49 ± 0,10	0,007•	0,495	0,149
RMS_ML(CM)	0,25 ± 0,08	0,26 ± 0,08	0,245	0,23 ± 0,08	0,26 ± 0,08	0,057	0,715	0,994
AREA(CM ²)	1,65 ± 0,82	2,00 ± 0,87	0,008•	1,75 ± 0,83	2,37 ± 1,17	0,010•	0,792	0,457
vel_ap(M/S)	0,79 ± 0,21	1,09 ± 0,33	0,002•	0,71 ± 0,24	1,13 ± 0,46	0,001•	0,476	0,826
vel_ml(M/S)	0,42 ± 0,64	0,49 ± 0,09	0,008•	0,44 ± 0,17	0,51 ± 0,18	0,003•	0,669	0,842
Dtot(CM ²)	58,53 ± 11,60	77,64 ± 19,01	0,001•	55,42 ± 18,81	80,38 ± 30,42	0,001•	0,679	0,821

NOTA: VALORES EXPRESSOS EM MÉDIA ± DESVIO PADRÃO

Legenda: p^* = Nível de significância na comparação entre OA e OF intra grupo para (G1) e $p+$ = Nível de significância na comparação entre OA e OF intra grupo para (G2). $p(OA)$ e $p(OF)$ nível de significância na comparação entre os grupos, comparando OA e OF respectivamente. • = $p < 0,05$.

Perrin e colaboradores [5] compararam sujeitos idosos sedentários com mais três grupos de idosos que praticavam ou praticaram atividades físicas e seus resultados indicaram diferença significativa na área do CP, que foi maior no grupo sedentário. O presente estudo apresentou maior valor da área do CP para os sujeitos sedentários, porém, não houve diferença significativa entre os grupos.

CONCLUSÃO

Neste estudo não houve diferença significativa entre os grupos, indicando que a intervenção cinesioterapêutica pode não influenciar no controle postural de indivíduos idosos. No entanto, verificou-se que, em ambos os grupos, houve diferença entre as condições de olhos abertos e fechados. Portanto, são necessários mais estudos com sujeitos que realizam programas de cinesioterapia diferentes, a fim de fornecer informações sobre a influência da cinesioterapia no controle postural.

REFERÊNCIAS

1. Abrahamová D, Hlavacka F. Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiol. Res* 2008; 57: 957-964.
2. Souza RM, Rodacki ALF. Análise da Marcha no Plano Inclinado e Declinado de Adultas e Idosas com Diferentes Volumes de Atividades Semanais. *Rev. bras. med. Esporte* 2012; 18(4): 256-260.
3. Almeida ST. Análise da estabilidade postural de idosos sedentários, praticantes de exercício físico regular e atletas. *RBCEH* 2007; 4(1): 39-47.
4. Donker SF, Roerdink M, Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *EXP BRAIN RES* 2007; 181: 1-11.
5. Perrin PP, Gauchard GC, Perrot C, Jeandel C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *Br J Sports Med* 1999; 33: 121-126.