



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

VERENA DE VASSIMON BARROSO CARMELO

**SÍNDROME DA FRAGILIDADE E COMPLEXIDADE DO
CONTROLE POSTURAL BASEADO NA ANÁLISE DE
ENTROPIA.**

**SÃO CARLOS
2015**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

VERENA DE VASSIMON BARROSO CARMELO

**SÍNDROME DA FRAGILIDADE E COMPLEXIDADE DO
CONTROLE POSTURAL BASEADO NA ANÁLISE DE
ENTROPIA.**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia, área de concentração: Processos de avaliação e intervenção em fisioterapia do sistema musculoesquelético. Orientadora: Profa. Dra. Anielle Cristhine de Medeiros Takahashi. Projeto desenvolvido com apoio da CAPES e CNPq.

**SÃO CARLOS
2015**

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

C287sf Carmelo, Verena de Vassimon Barroso.
Síndrome da fragilidade e complexidade do controle
postural baseado na análise de entropia / Verena de
Vassimon Barroso Carmelo. -- São Carlos : UFSCar, 2015.
54 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São
Carlos, 2015.

1. Envelhecimento. 2. Fragilidade. 3. Complexidade. 4.
Entropia. 5. Controle postural. I. Título.

CDD: 612.67 (20ª)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Verena de Vassimon Barroso Carmelo, realizada em 11/02/2015:

Profa. Dra. Anielle Cristhine de Medeiros Takahashi
UFSCar

Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu
USP

Prof. Dr. Tiago da Silva Alexandre
UFSCar

Dedico este trabalho ao meu esposo André, por me incentivar desde o início deste processo, pela paciência, compreensão pelas ausências e pelo seu amor. Inspiro-me em você para as lutas diárias!

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me fortalecer sempre, especialmente diante das dificuldades da vida e por ser meu amparo e consolo nos momentos decisivos.

Ao meu esposo André, por ser minha inspiração, pelo seu bom humor, por ser meu ombro amigo e meu companheiro de todas as horas, em especial das mais difíceis, e principalmente por seu amor incondicional.

À minha filha Liz, que mesmo não entendendo, soube compreender minhas ausências nas suas brincadeiras, por seu sorriso e seu abraço que me fazem viver e ser melhor a cada dia.

À minha mãe querida, Regina, por ser este exemplo de mulher lutadora e vitoriosa. Por ter me ajudado especialmente com a Liz durante todo o período de mestrado e por acrescentar tanto a minha vida.

Ao meu pai, meu eterno amigo, que de longe sei que se orgulha muito desta vitória; por ter me escolhido por ser sua filha e ser esta pessoa que mesmo não mais no meio de nós, deixa a lembrança gostosa do maravilhoso ser humano que foi em todos os sentidos.

À minha Tica linda, minha irmã-amiga do peito, por ser a pessoa a quem posso me dirigir em qualquer momento e em especial neste período de mestrado. Por ter me apoiado nesta caminhada sempre com palavras de incentivo, de carinho e amor.

À minha orientadora Anielle, pela paciência e compreensão das minhas limitações de mãe e aluna, por me proporcionar esta experiência enriquecedora na área da pesquisa e pela atenção que teve no decorrer destes dois anos, contribuindo para meu crescimento profissional.

À minha amiga Marcele, parceira desde o início do mestrado, por dividir seus conhecimentos comigo, sofrer junto e incentivar os trabalhos desenvolvidos com seu carinho e atenção.

Aos meus colegas de laboratório Juliana, Ana, Paulo, Thais, Raquel, Léo e Larissa, que com seus conhecimentos puderam me ajudar sempre que necessário.

Às minhas amigas de sempre, Paula Serrão e Karina Gramani, por serem as primeiras incentivadoras desta caminhada, por me ajudarem sempre que precisei, por compartilhar comigo seus conhecimentos e por fazerem parte da minha vida profissional e pessoal.

Às minhas amigas antigas Elaine, Ana, Tatê, Sá, Karina e Tity, minhas irmãs de alma, que de longe sempre me deram força para continuar lutando pelos meus objetivos. E às novas amigas Roberta, Angélica, Camila, Sany, Cris e Renata, por aparecerem na minha vida e fazerem toda a diferença e por me ajudarem cuidando da Liz para que eu pudesse concluir este trabalho.

Aos voluntários deste trabalho pela disponibilidade em me ajudar no desenvolvimento do mesmo. Sem vocês esta pesquisa não existiria!

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro concedido ao desenvolvimento deste trabalho.

À Iolanda querida, pelo cafezinho sempre bem-vindo, especialmente nas horas de tensão e pelo carinho que tem comigo.

À equipe de limpeza do departamento de Fisioterapia pelo carinho e atenção e pelos “bom-dia” sorridentes!

MUITO OBRIGADA!

RESUMO

A Síndrome da Fragilidade representa um estado clínico de vulnerabilidade, resultado do declínio da resiliência e das reservas fisiológicas e está associada a desfechos adversos, como a queda. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a complexidade das oscilações do centro de pressão (CoP) na síndrome da fragilidade, antes e após uma tarefa funcional. As oscilações do CoP, nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) foram obtidas pela plataforma de força, na postura ortostática, 30 segundos antes e 30 segundos após levantar de uma cadeira. Adicionalmente, foi realizado o *teste timed up and Go* (TUGT). A complexidade do sinal foi analisada pelas entropias: aproximada corrigida (CApEn), de amostragem (SampEn) e condicional (CI), assim como suas versões normalizadas (NCApEn, NSampEn e NCI). Os dados lineares de oscilação do CoP foram obtidos pela amplitude, RMS e pela velocidade média total (VMT). Foi usada a ANOVA de dois fatores para medidas repetidas para avaliar os efeitos: grupo e tempo (pré e pós sentar e levantar-se) e a interação entre eles. Foram avaliados 42 idosos, divididos nos grupos: não frágeis (n=15; 75,6±4,2 anos), pré-frágeis (n=15; 78,9±6,8 anos) e frágeis (n=12; 73,0±19,2 anos). Na direção AP, somente os idosos não frágeis e pré-frágeis demonstraram redução significativa após tarefa funcional na CApEn, NCApEn, SampEn, NSampEn e NCI e aumento significativo da RMS. Na direção ML, apenas os não frágeis demonstraram redução significativa da complexidade após atividade funcional na CApEn, NCApEn, SampEn e NSampEn. Todos os grupos apresentaram aumento significativo da RMS após a atividade funcional na direção ML. Foi observada correlação significativa entre o desempenho no TUGT e os índices de complexidade (CApEn e NCApEn) pós-tarefa funcional somente para os idosos não frágeis na direção AP. Assim, após um distúrbio voluntário no *balance* os idosos frágeis não apresentam redução da complexidade da oscilação do CoP, indicando um déficit no controle postural, possivelmente porque seus valores de base já se encontram reduzidos.

Palavras chave: envelhecimento, fragilidade, complexidade, entropia, controle postural, *balance*.

ABSTRACT

Frailty Syndrome represents a clinical state of vulnerability, resulting from decline of resilience and physiological reserves and it is associated with adverse outcomes such as falls. Thus, the aim of this study was to evaluate the complexity of oscillations of center of pressure (CoP) in the frailty syndrome before and after a functional task. CoP oscillations in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) direction was obtained by a force platform in a quiet-standing position, 30 seconds before and after standing from a chair. Additionally, it was performed the timed up and Go test (TUGT). The complexity of CoP oscillations was analyzed by entropies: corrected approximate (CApEn), sample (SampEn) and conditional (CI), as well as their normalized versions (NCApEn, NSampEn and NCI). Linear data of CoP oscillations were obtained by amplitude, RMS and the total average speed (TAS). Repeated measures two way analysis of variance was carried out to evaluate the effects of groups, time (pre and post-functional task) and the interaction between them for complexity variables. Forty-two elderly were evaluated, divided into groups: nonfrail ($n = 15$; 75.6 ± 4.2 years), prefrail ($n = 15$; 78.9 ± 6.8 years) and frail ($n = 12$; 73.0 ± 19.2 years). In the AP direction, only nonfrail and pre-frail elderly subjects showed significant reduction after functional task in CApEn, NCApEn, SampEn, NSampEn and NCI and significant increase in RMS. In the ML direction, only nonfrail showed significant reduction in complexity after functional activity in CApEn, NCApEn, SampEn and NSampEn. All groups showed significant increase in the RMS after the functional activity in the ML direction. A significant correlation was observed between the performance on the TUGT and the complexity indices (CApEn and NCApEn) in post- functional task only for nonfrail subjects in the AP direction. Then, after a voluntary disturbance on balance, frail elderly subjects show no variation in CoP oscillations entropy indexes suggesting a deficit in the postural control, possibly because the basal values are already reduced.

Keywords: aging; frailty; complexity; entropy; postural control, *balance*;

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação visual do cálculo da ApEn e SampEn	19
Figura 2: Ilustração do processo de quantização uniforme	19
Figura 3: Ilustração da incorporação de espaço na entropia aproximada e de amostragem com hiper esferas de raio r (a), na entropia condicional com hiper cubos de lado ε (b).....	19
Figura 4: Fluxograma de composição da amostra	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características clínicas e antropométricas dos sujeitos	28
Tabela 2. Análise linear e da complexidade do controle postural na direção anteroposterior .	29
Tabela 3: Análise linear e de complexidade do controle postural na direção mediolateral.	31
Tabela 4. Correlação entre os resultados do TUGT e complexidade das oscilações do CoP pré e pós-tarefa funcional nas direções AP e ML.....	33

LISTA DE ABREVIATURA

AP	Anteroposterior
ApEn	Entropia Aproximada
AVDs	Atividades de Vida Diária
CApEn	Entropia Aproximada Corrigida
CApEn _{AP}	Entropia Aproximada Corrigida Anteroposterior
CApEn _{ML}	Entropia Aproximada Corrigida Mediolateral
CES-D	<i>Center Epidemiological Studies- Depression</i>
CI	Índice de Complexidade
CI _{AP}	Índice de Complexidade Anteroposterior
CI _{ML}	Índice de Complexidade Mediolateral
CoP	Centro de Pressão
EC	Entropia Condicional
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Pesquisa
IMC	Índice de Massa Corpórea
MEEM	Mini Exame do Estado Mental
ML	Mediolateral
NCApEn	Entropia Aproximada Corrigida Normalizada
NCApEn _{AP}	Entropia Aproximada Corrigida Normalizada Anteroposterior
NCApEn _{ML}	Entropia Aproximada Corrigida Normalizada Mediolateral
NCI	Índice de Complexidade Normalizado
NCI _{AP}	Índice de Complexidade Anteroposterior Normalizado
NCI _{ML}	Índice de Complexidade Mediolateral Normalizado
NSamEn _{AP}	Entropia de Amostragem Anteroposterior Normalizada
NSamEn _{ML}	Entropia de Amostragem Mediolateral Normalizada
NSampEn	Entropia de Amostragem Normalizada
RMS	Raíz Quadrada da Média
SampEn	Entropia de Amostragem
SampEn _{AP}	Entropia de Amostragem Anteroposterior
SampEn _{ML}	Entropia de Amostragem Mediolateral
TUGT	<i>Timed Up and Go Test</i>
VMT	Velocidade Média Total

SUMÁRIO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO	11
2. REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1. Fragilidade	14
2.2. Quedas e Controle Postural	15
2.3. Complexidade	16
3. ESTUDO	21
3.1. INTRODUÇÃO	22
3.2. MÉTODOS	23
3.2.1. Sujeitos	23
3.2.2. Protocolo experimental	24
3.2.3. Análise de dados	26
3.2.4. Análise estatística	27
3.3. RESULTADOS	27
3.4. DISCUSSÃO	34
3.5. CONCLUSÃO	37
3.6. FINANCIAMENTO	38
REFERÊNCIAS	40
APÊNDICE 1	48
ANEXO 1	52

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Segundo o último censo realizado pelo IBGE em 2010, a população idosa no Brasil cresceu cerca de 30% em 10 anos. Esta transição demográfica, com crescimento acelerado da população idosa traz implicações de planejamento e custos para o governo. Nesse sentido, o processo de envelhecimento cursado na presença da Síndrome da Fragilidade se reveste de grande importância (CLEGG et al., 2013), uma vez que esta síndrome é atualmente reconhecida como uma condição de pré-incapacidade (MORLEY et al., 2006; CESARI, 2012) e possui alta prevalência com o aumento da idade (ROCKWOOD et al., 1999). Adicionalmente, a fragilidade está associada ao maior risco de ocorrência de desfechos clínicos adversos como declínio funcional, quedas, hospitalização, institucionalização e morte (FRIED et al., 2001; FRIED et al., 2005).

Dentre estes desfechos, a queda, devido as suas consequências, representa um grande problema para a população idosa, sendo que este é agravado na presença da Síndrome da Fragilidade. Fried et al. (2001) demonstraram que no seguimento de sete anos a ocorrência de quedas foi de 41% nos idosos frágeis em comparação com apenas 27% dos idosos não frágeis.

Sendo a instabilidade postural dos idosos, um dos fatores que predispõem à ocorrência das quedas (HALL et al., 2009), torna-se necessária a avaliação do sistema de controle postural. A manutenção do controle postural é resultado de uma complexa integração dos mecanismos fisiológicos que envolvem os sistemas cognitivo, motor, cerebelar, vestibular e proprioceptivo (WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2002) que fornece ao corpo sistemas de *feedback* (THURNER et al., 2002), permitindo manter o equilíbrio na postura estática (WINTER, 1995; WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2002), assim como em movimentos voluntários (DIETZ, 1992).

Adicionalmente, em 2006 uma conferência de pesquisadores ligados à geriatria elaborou uma agenda de investigação sobre a fragilidade. Ressaltou-se a urgência no desenvolvimento de técnicas analíticas inovadoras para a compreensão das dinâmicas alteradas e das importantes interações subjacentes à fragilidade, como por exemplo, os métodos de medidas não lineares, baseados em medidas de entropia (WALSTON et al., 2006). Deste modo, seria interessante avaliar a complexidade das oscilações posturais na síndrome da fragilidade.

A seguir, apresenta-se uma breve revisão da literatura sobre o tema abordado, com posterior apresentação do estudo propriamente dito, intitulado “Entropy-Based Complexity

Analysis Of Postural Control In The Frailty Syndrome” que foi submetido ao periódico *Gait & Posture*.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Fragilidade

Apesar de não existir um consenso quanto à definição da Síndrome da Fragilidade, esta pode ser descrita por um estado clínico de vulnerabilidade ao estresse, resultado do declínio da resiliência e de reservas fisiológicas associadas ao envelhecimento, e progressiva redução na capacidade de manutenção da homeostase (LIPSITZ, 2004; CLEGG et al., 2013). Sua presença está associada ao maior risco de ocorrência de desfechos clínicos adversos como declínio funcional, quedas, hospitalização, institucionalização e morte (FRIED et al., 2001; FRIED et al. 2005).

As alterações neuromusculares (principalmente a sarcopenia), a desregulação do sistema neuroendócrino, e a disfunção do sistema imunológico formam um tripé das principais mudanças relacionadas à idade, e que estão subjacentes à síndrome. Este tripé de alterações fisiológicas é influenciado por desregulações que ocorrem a nível celular e molecular, assim como desencadeia o aparecimento de sinais relativos à presença da Síndrome da Fragilidade. Assim, alterações como estresse oxidativo, disfunção mitocondrial, encurtamento de telômeros e aumento de citocinas catabólicas podem desencadear um aumento de processos inflamatórios, desregulação neuroendócrina e sarcopenia, o qual resultam em um fenótipo caracterizado por perda de peso, redução da força, redução da velocidade de marcha, baixa tolerância ao exercício e sensação de exaustão auto-referida (FRIED et al., 2001; WALSTON et al., 2006).

O processo de envelhecimento por si só, está associado com uma progressiva desregulação homeostática dos sistemas fisiológicos. A Síndrome da Fragilidade surge quando a desregulação destes sistemas fisiologicamente interconectados, ultrapassa um limiar de capacidade funcional. Desta forma, o fenótipo clínico da fragilidade está relacionado de maneira não linear, a múltiplos sistemas desregulados, com potencial para influenciar respostas adversas múltiplas, seja sobre um único componente do fenótipo, ou simultaneamente em diversas partes do mesmo. (FRIED et al., 2009).

Neste contexto, o uso de medidas de complexidade como a entropia, possibilita obter informações adicionais sobre as interações dinâmicas nos sistemas fisiológicos organizados de maneira não linear. Este tipo de organização é caracterizado por múltiplas informações de entrada e mecanismo de retroalimentação, e um exemplo deste tipo de sistema é o controle postural.

2.2. Quedas e Controle Postural

Segundo Pereira et al. (2002) a queda é definida como o deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial com incapacidade de correção em tempo hábil, determinado por circunstâncias multifatoriais comprometendo a estabilidade. De acordo com Fhon et al. (2013) a prevalência de quedas é 59% maior entre os idosos considerados frágeis, comparada àqueles não frágeis. Da mesma forma, Fried et al. (2001) demonstraram que no seguimento de sete anos a ocorrência de quedas foi de 41% nos idosos frágeis em comparação com apenas 27% dos idosos não frágeis. Sabe-se que os idosos podem sofrer uma queda não somente quando caminham, mas também quando realizam uma atividade como sentar e levantar (ALENCAR et al., 2007; CHENG et al., 1998). O movimento de levantar a partir da posição sentada é uma atividade funcional de transferência, sendo um pré-requisito para a mobilidade na posição ortostática, e comumente se encontra alterada nos idosos (HANK et al., 1995).

Os resultados do estudo de revisão de Era et al. (2006) mostraram que a deterioração do equilíbrio claramente se inicia na idade adulta, porém ocorre uma aceleração deste processo em indivíduos com idade igual ou superior a 60 anos. Sendo assim, a instabilidade postural se caracteriza como um dos maiores fatores de riscos para a ocorrência de quedas (HALL et al. 2009).

A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural (DUARTE & FREITAS, 2010), sendo este resultado da complexa integração de múltiplos processos referentes aos sistemas nervoso central (SNC) e sensorio-motor (HORAK 2006). O conceito de controle postural é utilizado para se referir às funções que envolvem o sistema sensorial, o qual fornece informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. Outro sistema envolvido no controle postural diz respeito ao sistema motor, responsável pela ativação correta e adequada de músculos para realização dos movimentos. E por fim, o SNC integra que informações provenientes do sistema sensorial para, então, enviar impulsos nervosos aos músculos, os quais geram respostas neuromusculares capazes de realizar o controle postural (DUARTE & FREITAS, 2010).

Para avaliação do controle postural, a medida posturográfica mais comumente utilizada é a oscilação do centro de pressão (CoP). Esta medida expressa a localização do vetor resultante da força de reação do solo, e é mensurado por uma plataforma de força

(DUARTE & FREITAS, 2010). As oscilações do CoP podem ser analisadas por métodos lineares e não lineares.

No que diz respeito à análise linear, as medidas mais comuns são: a amplitude de deslocamento anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) que verifica o total da oscilação do CoP nestas direções e corresponde à variância dos valores do CoP entre o deslocamento máximo e mínimo nestas direções (mm); a raiz quadrada da média (RMS) que mensura a dispersão do deslocamento do CoP da posição média durante um intervalo de tempo (mm); e a velocidade média total de oscilação do CoP que reflete o quão rápido ocorre a oscilação corporal nas direções AP e ML, no domínio do tempo (mm/s).

De forma geral, as medidas não lineares, como as baseadas em entropia, se diferenciam das tradicionais (lineares), pois conseguem extrair informações de caráter dinâmico e qualitativo como organização, sequenciamento e previsibilidade da série temporal, enquanto que as medidas tradicionais apenas caracterizam magnitude global da flutuação, em torno de um valor médio (no caso do domínio do tempo), ou em torno de frequências predeterminadas (no domínio da frequência) (HUIKURI et al., 1999; MAKIKALLIO et al., 2002; HUIKURI et al., 2003).

A literatura sobre controle postural na Síndrome da Fragilidade ainda é escassa. No estudo de KANG e colaboradores (2009) foi observado que idosos frágeis apresentaram maior amplitude e RMS se comparados com idosos pré-frágeis e não frágeis. Ainda no estudo citado, os autores encontraram uma associação entre a presença da Síndrome da Fragilidade e menor complexidade da oscilação anteroposterior (AP) na postura estática.

2.3. Complexidade

Em indivíduos saudáveis, múltiplos *inputs* biológicos interagem de maneira a gerar um resultado complexo, característica de alta funcionalidade e que rapidamente se adaptam a situações de estresse. Com o envelhecimento ou a presença de doença, há uma redução no número e na conectividade destes *inputs*, e o sinal vai se simplificando, tornando-se portanto, menos complexo e mais previsível (LIPSITZ et al., 2002).

Nos últimos anos, o estudo da complexidade fisiológica, utilizando-se de teorias e ferramentas quantitativas derivadas da complexidade de sistemas biológicos, tem se mostrado promissor para auxiliar o entendimento do processo de envelhecimento e avaliar novos tipos de intervenções (MANOR; LIPSITZ, 2012). Existem diferentes medidas para quantificar diferentes aspectos da complexidade. Para a análise das propriedades não lineares

de uma série temporal fisiológica, podemos citar *detrended fluctuation analysis* (PENG et al. 1995), análise de mapas de retorno (WEBBER; ZBILUT, 1994), medidas simbólicas (PORTA et al. 2001) e a entropia (PINCUS, 1995).

Segundo Yentes et al. (2013), a entropia é definida como a perda de informação de uma série temporal ou sinal, sendo que, nos últimos 20 anos vem sendo amplamente utilizada para definir periodicidade ou a regularidade de sinais fisiológicos, como por exemplo, as mudanças que ocorrem no controle postural (RHEA et al., 2011; TURNOCK & LAYNE, 2010).

A ApEn quantifica a regularidade de dados de séries temporais curtas e possui 3 parâmetros de entrada, definidos como: m que significa o comprimento do vetor a ser comparado, r que corresponde ao raio dentro do qual as comparações entre os vetores é realizada (critério de similaridade), e N que é o comprimento da série a ser analisada (PINCUS, 1995). De acordo com Pincus 1992, a ApEn quantifica a probabilidade logarítmica de vetores de segmentos m , que se mantêm próximos dentro de um mesmo raio de tolerância r , se manterem juntos na seguinte comparação incremental, a medida que m aumenta. Assim sendo, a ApEn mensura a probabilidade de uma sequência de comprimento de dados m possuir diferenças ao longo da série temporal (Figura 1). Quando a frequência condicional de acertos se mantém, à medida que m cresce, o processo pode ser dito bastante regular e previsível de modo que sua complexidade é baixa. Diante disso, valores baixos da ApEn demonstram maior persistência e menor variabilidade e ao contrário, valores altos, mostram maior independência e, portanto menor previsibilidade (PINCUS, 1995).

A entropia de amostragem (SampEn) surgiu para suprir um viés apresentado pela ApEn, já que não leva em conta o vetor de referência em sua contagem de comparações, evitando assim a ocorrência de *self matches* (autossimilaridades) o que aumentaria indevidamente a regularidade. Da mesma forma que a ApEn, este algoritmo adota os parâmetros definidos de entrada, sendo m o tamanho das subsequências (vetores) a serem comparadas, e r o raio de tolerância para as comparações (RICHMAN & MORRMAN, 2000). Valores mais altos da SampEn indicam irregularidade dos dados. Ressalta-se que para a utilização da ApEn, esta deve ser corrigida, com o objetivo de reduzir o viés de estimativa comentado anteriormente (PORTA et al. 2007).

Apesar de a ApEn e SampEn, serem utilizadas com sucesso para avaliar diferentes sistemas como cardiovascular, nervoso central e controle motor (controle postural, produção manual de força, locomoção) (MANOR et al., 2012), a entropia condicional (EC),

ainda não foi utilizada na complexidade das oscilações do CoP, tendo sua utilização até o momento limitada a variáveis cardiovasculares (PORTA et al., 1998a; PORTA et al., 2007).

A entropia condicional, descrita por Porta et al.(1998a), quantifica a informação transportada por uma nova amostra, que não pode ser obtida a partir de uma sequência de L valores passados. Desta forma, fornece informações sobre a organização das oscilações do CoP, ou seja, como estas oscilações se repetem ao longo do tempo, ou se não se repetem. Se as sequências se repetem ao longo da série temporal, baseada nas informações obtidas por oscilações prévias, o sinal é mais previsível e menos complexo. No caso oposto, mesmo conhecendo informações sobre as sequências de oscilações, não é possível prever o valor do próximo.

Para esta técnica é realizado o processo de quantização uniforme, ou seja a transformação da série temporal de oscilação em uma sequência de números inteiros (símbolos) que variam de 0 a 5 (6 níveis de quantização, $\varepsilon = 6$) (Figura 2). Em função de L valores passados (comprimento da sequência, ou seja, tamanho do padrão), foi demonstrado que a EC: i) permanece constante se a informação adicional inserida na série também for constante (exemplo: ruído branco), ii) reduz a zero no caso de sinais totalmente previsíveis, ou seja não há informação adicional ou nova introduzida na série; iii) exibe um valor mínimo se padrões repetitivos são incorporados, ou seja, é sempre a mesma informação que entra na série. O comprimento da sequência não é fixo a priori para esta análise.

Deste modo, o valor mínimo da EC, em função de L valores passados, é considerado como índice de complexidade (CI). Este índice pode ser normalizado (NCI) possibilitando exprimir a complexidade em unidades adimensionais. O NCI varia de 0 (informação nula) a 1 (máxima informação) (PORTA et al., 2007a). Quanto maior o CI e o NCI, maior a complexidade e menor a regularidade da série.

Ressalta-se que a incorporação do espaço de comparação entre os segmentos selecionados difere entre a EC, para ApEn e SampEn. A ApEn e a SampEn utilizam o formato de esferas com raio determinado, no caso r . Já na EC a incorporação do espaço se dá na forma cúbica para localizar os vetores que se repetem ao longo da série temporal, sendo este formato cúbico definido pelo processo de quantização uniforme descrito anteriormente. A

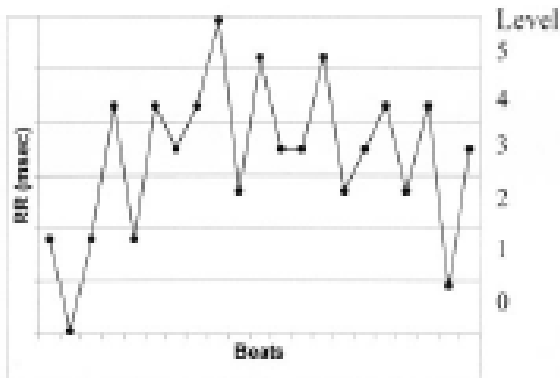
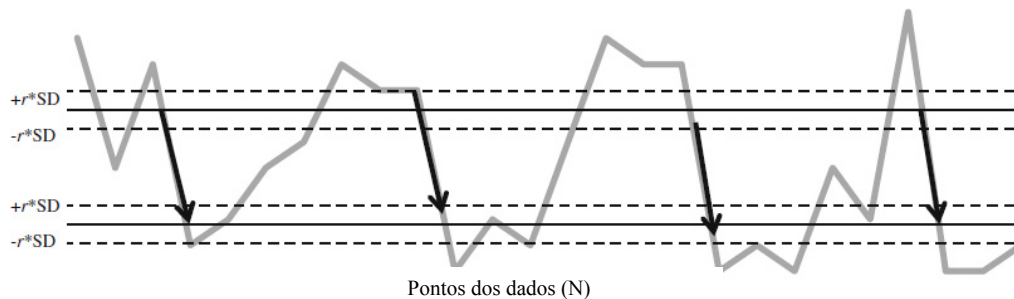


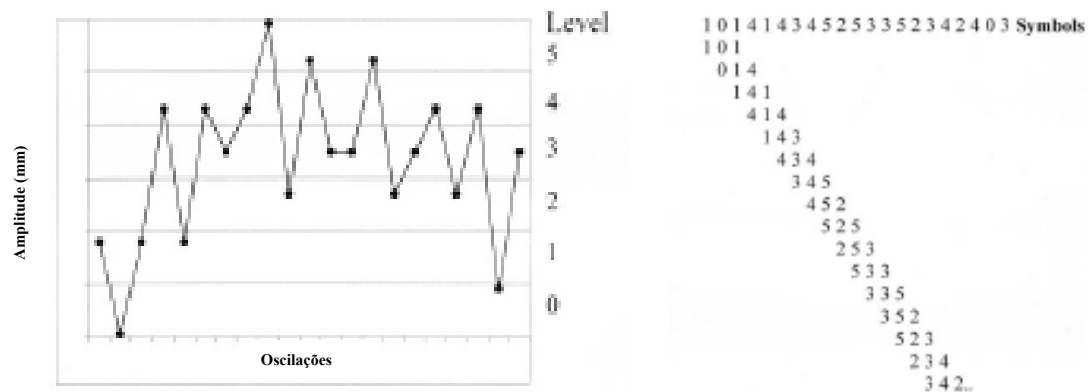
Figura ilustra a diferença entre as entropias no que diz respeito à incorporação dos espaços.

Figura 1: Ilustração de contagem de vetores para o cálculo da SampEn e da ApEn, no caso para a primeira entropia seriam contabilizados 3 vetores, já para a ApEn seriam contabilizados 4 vetores



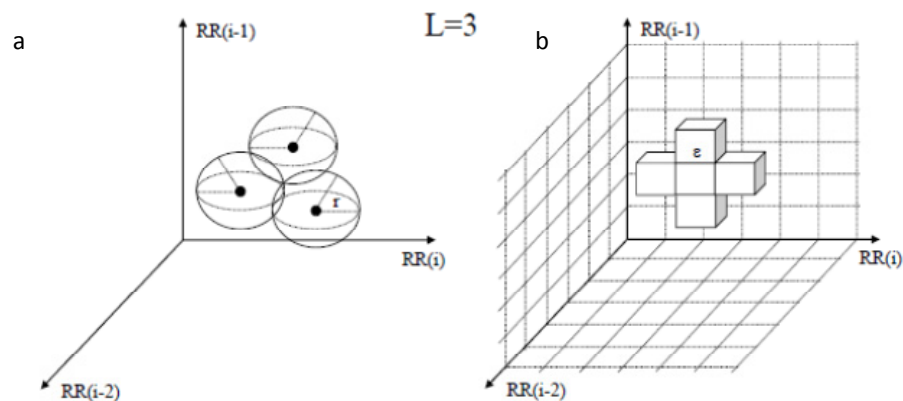
Fonte: Adaptado de Yentes et al. 2012.

Figura 2: Ilustração do processo de quantização uniforme, baseado em 6 níveis (A) e formação de padrões com 3 símbolos (B)



Fonte: Adaptado de Guzzetti et al. 2005.

Figura 3: Ilustração da incorporação de espaço na entropia aproximada e de amostragem com hiper esferas de raio r (a), na entropia condicional com hiper cubos de lado ε (b).



Fonte: Elaborada por Alberto Porta.

No que diz respeito ao uso destas entropias para avaliar a complexidade das oscilações do CoP e o processo de envelhecimento, os resultados ainda não são claros. Estudos transversais têm indicado que várias condições relacionadas ao envelhecimento estão ligadas a um déficit de equilíbrio e também são marcadas por redução da complexidade da oscilação postural (THURNER et al., 2002; DUARTE e STERNAD, 2008; SEIGLE et al., 2009). Em relação à Síndrome da Fragilidade, Kang et al. (2009), mostraram que indivíduos frágeis apresentam menor complexidade da oscilação AP na postura estática avaliada pela entropia multiescalar, em comparação com indivíduos pré-frágeis e não frágeis.

Diante da escassez de estudos que envolvam análise do controle postural na síndrome da fragilidade, e da importância em avançar no conhecimento nesta temática, utilizando-se de técnicas de análise não linear, foi desenvolvido o estudo apresentado a seguir.

3. ESTUDO

3.1. INTRODUÇÃO

A fragilidade tem sido descrita como um estado clínico de vulnerabilidade ao estresse, resultado do declínio da resiliência e de reservas fisiológicas associadas ao envelhecimento, e progressivo declínio na capacidade de manutenção da homeostase (LIPSITZ, 2004; CLEGG et al, 2013), além de ser reconhecida também como uma condição de pré-incapacidade (MORLEY et al. 2006; CESARI, 2012). Esta Síndrome possui alta prevalência com o aumento da idade e está associada com maior risco de desfechos adversos como mortalidade, quedas, institucionalizações, hospitalizações e perda da independência (FRIED et al, 2001; FRIED et al, 2005).

Adicionalmente, o processo de fragilização tem sido relacionado a um estado crítico de perda da complexidade fisiológica (LIPSITZ, 2004) já evidenciado no sistema cardiovascular (CHAVES et al., 2008), porém com estudos escassos em outros sistemas fisiológicos. Existem diferentes medidas para se quantificar os aspectos da complexidade entre os quais se destaca a entropia (PINCUS, 1995), que analisa as propriedades não lineares de uma série temporal fisiológica.

Dentre os diversos sistemas que sofrem alterações com o processo de senescência e também na síndrome da fragilidade está o controle motor, em especial o controle postural (KANG et al., 2009; BORG & LAXABACK, 2010). Este possui grande relevância clínica e está associado à ocorrência de quedas (PIIRTOLA & ERA 2006; MELZER et al., 2004; MONCADA, 2011), que representa um grande problema para a população idosa e é agravado na presença da Síndrome da Fragilidade. Fried et al. (2001) demonstraram que no seguimento de sete anos a ocorrência de quedas foi de 41% nos idosos frágeis em comparação com apenas 27% dos idosos não frágeis. Ainda, cerca de 10% das quedas em idosos ocorrem em situações de transferência postural (TALBOT et al., 2005), e de acordo com Bhatt et al. (2013), o movimento de levantar a partir da postura sentada é uma importante função requerida para atividades básicas da vida diária (AVDs).

Diante deste cenário, é relevante avaliar a complexidade das oscilações do CoP em situações de repouso e também após um distúrbio voluntário no *balance*, como levantar da cadeira. Sendo assim, os objetivos deste trabalho foram i) acessar a complexidade das oscilações do CoP usando métodos baseados na entropia; ii) comparar a complexidade das oscilações do CoP em sujeitos não frágeis, pré-frágeis e frágeis no repouso e após levantar; iii) correlacionar a complexidade do CoP com o tempo de realização do teste *Timed Up and Go* (TUGT) em sujeitos não frágeis, pré-frágeis e frágeis.

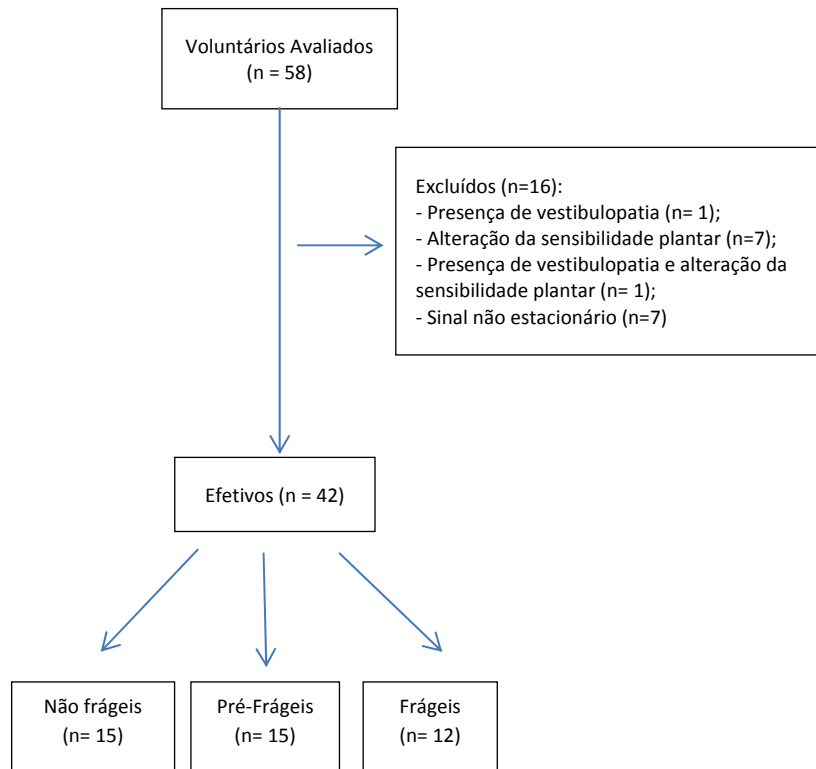
As hipóteses deste estudo foram que: (i) os idosos frágeis apresentassem menor complexidade do sistema postural em relação aos outros grupos; (ii) a complexidade do sistema postural reduzisse após a mudança postural, particularmente nos idosos frágeis; (iii) a complexidade do sistema postural após atividade funcional mensurada na plataforma de força estaria relacionada ao teste *Timed Up And Go* (TUGT).

3.2.MÉTODOS

3.2.1. Sujeitos

A amostra do estudo caracterizou-se como amostra de conveniência, composta de idosos da comunidade de ambos os sexos, e divididos em três grupos: não frágeis, pré-frágeis e frágeis. O cálculo amostral foi feito a priori, no programa G*Power, e determinou que para o teste estatístico utilizado neste trabalho, uma amostra contendo 42 sujeitos acarretaria um poder de 80%, considerando o efeito de tamanho de 0,4 e alfa de 0,05.

Como critério de inclusão os idosos deveriam ter idade igual ou superior a 60 anos, compreender as instruções e concordar em participar do estudo. Foram excluídos os voluntários que apresentaram: a) histórico de acidente vascular cerebral grave (MANOR et al., 2010) com perda localizada de força e afasia; b) comprometimentos graves da motricidade; c) doença de Parkinson; d) neuropatia periférica (WAYNE et al., 2013) presente em indivíduos portadores de diabetes mellitus, avaliada por meio do monofilamento de Semmes-Weinstein 5.07 (10g) (SOUZA et al., 2005); e) distúrbios visuais; f) sujeitos com problemas vestibulares autorrelatados (THURNER et al., 2002), g) oscilações posturais com caráter não estacionário observados na análise de dados pelo programa desenvolvido por Porta et al. (2007a); h) presença de déficit cognitivo grave observado por pontuações menores ou iguais a 18 pontos (FRIED et al. 2001; ALEXANDRE et al. 2014), avaliado pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM). O fluxograma da amostra é apresentado na Figura 4.

Figura 4: Fluxograma de composição da amostra

Fonte: Elaborada pela autora

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (nº 508.205) (ANEXO 1) e após os esclarecimentos sobre todos os procedimentos experimentais os sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1).

3.2.2. Protocolo experimental

3.2.2.1. Anamnese e exame físico

Primeiramente os voluntários foram submetidos à anamnese e exame físico pelos quais foram coletados dados clínicos, como o número de quedas e dados antropométricos (gênero, idade, peso, altura e IMC). O evento queda foi definido segundo a Organização Mundial da Saúde (2012) que relata a queda como qualquer evento involuntário no qual a pessoa perde o equilíbrio e o corpo cai ao piso ou sobre uma superfície firme. Considerou-se como queda as ocorrências não acidentais e que aconteceram no último ano.

A fim de analisar o equilíbrio e a mobilidade os voluntários foram avaliados por meio do tempo gasto para a realização do TUGT. Após o comando de voz “atenção, prepara, vai!” foi solicitado ao idoso que levantasse a partir da postura sentada, caminhasse na

sua velocidade habitual por uma distância de 3 metros e retornasse a posição inicial do teste. Previamente à avaliação, os sujeitos realizaram uma vez o TUGT para familiarização com o mesmo.

3.2.2.2.Fragilidade

Os voluntários foram triados segundo o fenótipo da fragilidade proposto por Fried et al. (2001), que avalia: a) redução da força de preensão palmar (abaixo do percentil 20 da população), corrigido por gênero e índice de massa corporal; b) redução da velocidade de marcha (abaixo do percentil 20 da população), em teste de caminhada de 4,6 m corrigido por gênero e estatura; c) perda de peso não intencional (acima de 4,5 kg referidos ou 5% do peso corporal, se medido, no último ano); d) sensação de exaustão auto referida por meio de questões da *Center Epidemiological Studies- Depression (CES-D)*; e) baixo nível de atividade física (abaixo do percentil 20 da população mensurado em kcal/semana) segundo o *Minnesota Leisure Time Activity Questionary*, versão traduzida e adaptada para o uso no Brasil (LUSTOSA et al., 2011). As notas de corte para as variáveis força de preensão palmar, velocidade da marcha e nível de atividade física, foram adaptadas para a população em estudo. Idosos portadores de três ou mais dessas características clínicas foram classificados como frágeis, com uma ou duas características como pré-frágeis, e idosos sem a presença destes sinais foram classificados como não frágeis.

3.2.2.3.Controle Postural

A avaliação do controle postural foi conduzida em uma sala exclusiva para este fim, sem ruídos e com boa iluminação. Para esta avaliação o voluntário permaneceu em pé por 30 segundos sobre uma plataforma de força (versão 4.0.11, BERTEC Corporation, Columbus - Ohio) integrada e sincronizada com o sistema QTM – Qualisys Track Manager (Qualisys AB Company, Gothenburg-Sweden), baseado em oito câmeras digitais ópticas, de alta velocidade e resolução. Na sequência foi solicitado que o voluntário sentasse em uma cadeira ajustada para sua altura, afim de que os joelhos e quadris se posicionassem em 90 graus de flexão. Foi solicitado então que o voluntário se levantasse com o auxílio dos membros superiores, e permanecesse na postura ortostática por mais 30 segundos. Foi dada orientação ao voluntário para que olhasse para frente e que não realizasse qualquer movimento de rotação da cabeça e pescoço nos momentos do teste em que permanecia na postura ortostática. Não foi ofertada nenhuma pista visual para fixação do olhar. Um

marcador reflexivo de 12 mm foi fixado no manúbrio do voluntário para servir de referência para o sistema de análise de movimento. Os sujeitos permaneciam descalços, com os pés posicionados a uma distância equivalente a largura dos quadris e com os olhos abertos. Os sinais de oscilação do centro de pressão (CoP) nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) foram captados com uma frequência de amostragem de 100 Hz e foram realizadas 3 tentativas, com intervalo de aproximadamente um minuto. Quando observada qualquer dificuldade do voluntário em realizar a atividade de transição, a fisioterapeuta se posicionava ao lado do sujeito a fim de se evitar qualquer intercorrência durante o teste.

3.2.3. Análise de dados

Inicialmente, os dados referentes à oscilação postural e ao deslocamento do marcador foram exportados, pré-processados e depois analisados em rotinas específicas.

O pré-processamento foi realizado em ambiente MATLAB (version 7.6.0.324, MathWorks Inc., Natick - USA) e contou com as seguintes etapas: normalização, filtragem e recorte dos dados. A normalização foi realizada pela média dos 30 segundos pré-atividade funcional. Para a filtragem foi utilizado o filtro *Butterworth*, de quarta ordem e frequência de corte de 10 Hz (DUARTE & FREITAS, 2010). Os recortes das oscilações pré e pós foram baseados na análise do marcador reflexivo. Inicialmente, foi realizado um janelamento para o recorte pré-tarefa funcional, que foi definido no momento em que a média da janela atingiu valores inferiores a 1 cm em relação à janela anterior, sendo considerado tamanho da janela de 15 pontos. O recorte do momento pós se deu do mesmo modo, porém utilizando-se a função inversa aos dados. Somente para a análise de complexidade o sinal foi reamostrado de 100 para 20 Hz, o que resultou em trechos de 600 pontos. Para a análise linear e de complexidade foi escolhida a tentativa que apresentou maior estacionariedade do sinal. O não cumprimento deste requisito resultou na exclusão do dado.

Para análise linear foram calculados: a amplitude de deslocamento do CoP, RMS e VMT do CoP de acordo com Duarte & Freitas (2010). Para a análise de complexidade foram calculadas a entropias aproximada corrigida (CApEn), de amostragem (SampEn) e condicional (CI), e suas versões normalizadas (NCApEn, NSampEn, NCI) (PORTA et al., 2007), tanto para a direção anteroposterior (CApEn_{AP}, NCApEn_{AP}, SampEn_{AP}, NSampEn_{AP}, CI_{AP} e NCI_{AP}), assim como na direção mediolateral (CApEn_{ML}, NCApEn_{ML}, SampEn_{ML}, NSampEn_{ML}, CI_{ML} e NCI_{ML}).

Para o cálculo da CApEn e da SampEn foram utilizados 3 parâmetros de entrada, definidos como: $m=2$, que significa o comprimento do vetor a ser comparado, $r=0,2$ que corresponde ao raio dentro do qual as comparações entre os vetores é realizada (critério de similaridade), e N que é o comprimento da série a ser analisada, no caso 600 pontos. A ApEn foi corrigida em relação à ocorrência de *self-matches* com intuito de diminuir o viés de regularidade. Para o cálculo da Entropia Condicional (EC) foram utilizados 6 níveis de quantização (PORTA et al. 1998a) e o comprimento do vetor foi otimizado caso a caso pelo menor valor de EC.

Todos os índices foram normalizados para reduzir a dependência do formato da distribuição da probabilidade. Para maiores detalhes com relação aos procedimentos de correção e normalização destas entropias, consultar o artigo de Porta et al. (2007). Em todos os casos quanto maior o valor do índice, maior a complexidade e menor a regularidade da série.

3.2.4. Análise estatística

Para a análise estatística foi empregado o teste Shapiro-Wilk para verificar a normalidade da distribuição dos dados. As variáveis que não apresentaram distribuição normal foram transformadas para logarítmica.

Para comparação entre os grupos em relação às características antropométricas (idade, peso, altura e IMC) e o TUGT foi utilizado o teste ANOVA one-way. Para a comparação múltipla de pares quando necessária, foi utilizado o método de Tukey. Em relação ao gênero e ocorrência de queda foi utilizado o teste Chi-quadrado. Para as variáveis de complexidade foi utilizado o teste ANOVA de dois fatores com medidas repetidas para avaliar os efeitos de: grupo (frágil, pré-frágil e não frágil), tempos (pré e pós-tarefa funcional) e a interação entre eles. A fim de correlacionar as variáveis tempo gasto no TUGT e a complexidade nos diferentes grupos analisados, foi utilizado o teste de correlação de Pearson ou de Spearman de acordo com a presença ou não da normalidade dos dados.

O nível de significância estabelecido para os testes foi de 5% e a análise estatística foi realizada utilizando o software SigmaPlot 11.0, Systat, USA, 2011.

3.3. RESULTADOS

Foram avaliados 42 idosos, sendo que 15 foram classificados como não frágeis 15 como pré-frágeis e 12 foram identificados como frágeis. Os resultados referentes às

características clínicas e antropométricas dos sujeitos pertencentes aos três grupos estão apresentados na tabela 1. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para as variáveis clínicas e antropométricas, com exceção no tempo de realização do TUGT, o qual foi significativamente superior no grupo frágil. Foi observada associação entre as variáveis grupo e ocorrência de queda ($p=0,04$), sendo que a ocorrência de quedas foi maior entre os idosos frágeis (58,3%) do que em relação aos pré-frágeis (33,3%) e não frágeis (13,3%). Em relação ao tempo gasto para a realização da tarefa sentar e levantar, os valores medianos dos idosos frágeis foram significativamente superiores aos do grupo de não frágeis (9,94 segundos e 7,77 segundos, respectivamente). Os indivíduos pré-frágeis não apresentaram diferenças significativas em comparação aos demais grupos (9,57 segundos).

Tabela 1. Características clínicas e antropométricas dos sujeitos

	Não frágeis	Pré-Frágeis	Frágeis	Valor de p
Gênero	M:53,3%; H:46,7%	M:60%; H:40%	M:75%; H:25%	0,50
Idade (anos)	75,60 ± 4,18	78,87 ± 6,76	72,98 ± 19,17	0,38
Peso (Kg)	68,51 ± 10,96	73,47 ± 16,34	64,99 ± 17,86	0,59
Altura (cm)	161 ± 0,08	160 ± 0,08	145 ± 0,37	0,14
IMC (Kg/m²)	26,54 ± 3,42	28,54 ± 4,82	27,27 ± 8,45	0,34
Ocorrência de quedas	13,3%	33,3%	58,3%	0,04
TUGT (segundos)	11,14 ± 1,99*	14,08 ± 5,64*	19,36 ± 8,69	<0,001

M: mulheres; H: homens; Valores expressos como média ± desvio padrão; * $p < 0,05$ em comparação com o grupo de idosos frágeis; IMC: Índice de Massa Corpórea; TUGT: Timed Up and Go Test.

A tabela 2 demonstra os resultados das análises lineares e de complexidade na direção AP pré e pós-realização da tarefa funcional nos 3 grupos avaliados. Em relação às variáveis lineares somente a RMS demonstrou aumento no pós-realização da tarefa funcional para os grupos de idosos não frágeis e pré-frágeis. As outras variáveis lineares não demonstraram efeito de grupo e nem de momento. Na análise da complexidade, o grupo de idosos pré-frágeis apresentou redução para todas as entropias avaliadas após a tarefa funcional, com exceção do CI_{AP} , enquanto no grupo de idosos não frágeis esta redução foi observada somente para a $CApEn_{AP}$ e $NCApEn_{AP}$.

Tabela 2. Análise linear e da complexidade do controle postural na direção anteroposterior

Variáveis	Não frágeis		Pré-frágeis		Frágeis	
	pré	pós	pré	pós	pré	pós
Análise Linear						
RMS _{AP} (mm)	4,91 ± 0,74	8,53 ± 0,74*	4,82 ± 0,74	7,46 ± 0,74*	4,84 ± 0,83	6,98 ± 0,83
Amplitude _{AP} (mm)	21,71 ± 2,05	22,40 ± 2,05	24,55 ± 2,05	27,56 ± 2,05	24,03 ± 2,29	23,56 ± 2,29
VMT (mm/s)	13,67 ± 1,00	13,58 ± 1,00	14,33 ± 1,00	15,48 ± 1,00	12,80 ± 1,11	12,61 ± 1,11
Análise de complexidade						
CApEn _{AP}	1,11 ± 0,07	0,99 ± 0,07*	1,16 ± 0,07	1,01 ± 0,07*	0,95 ± 0,08	0,95 ± 0,08
NCApEn _{AP}	0,48 ± 0,03	0,43 ± 0,03*	0,51 ± 0,03	0,44 ± 0,03*	0,42 ± 0,03	0,41 ± 0,03
SampEn _{AP}	0,83 ± 0,05	0,78 ± 0,05	0,85 ± 0,05	0,76 ± 0,05*	0,73 ± 0,05	0,70 ± 0,05
NSampEn _{AP}	0,39 ± 0,02	0,36 ± 0,02	0,40 ± 0,02	0,35 ± 0,02*	0,35 ± 0,02	0,32 ± 0,02
CI _{AP}	0,48 ± 0,02	0,47 ± 0,02	0,49 ± 0,02	0,46 ± 0,02	0,46 ± 0,02	0,43 ± 0,02
NCI _{AP}	0,31 ± 0,01	0,29 ± 0,01	0,33 ± 0,01	0,30 ± 0,01*	0,30 ± 0,01	0,28 ± 0,01

Valores expressos como média ± desvio padrão; * p < 0,05 pré vs pós; pré: pré realização de tarefa funcional; pós: pós realização de tarefa funcional; CApEn_{AP}: entropia aproximada corrigida anteroposterior; NCApEn_{AP}: CApEn_{AP} normalizada; SampEn_{AP}: entropia de amostragem anteroposterior; NSampEn_{AP}: SampEn_{AP} normalizada; CI_{AP}: índice de complexidade anteroposterior; NCI_{AP}: CI_{AP} normalizada; RMS: Root Mean Square; VMT: Velocidade Média Total.

Da mesma forma, a tabela 3 demonstra os resultados para a direção ML entre o pré e pós-realização da tarefa funcional nos três grupos avaliados. Com relação às variáveis lineares, todos os grupos apresentaram RMS maior no pós-realização da tarefa funcional em comparação ao pré. As demais variáveis lineares não demonstraram efeito de grupo e nem de momento. A análise de complexidade revelou que somente o grupo de idosos não frágeis apresentou redução no pós-tarefa funcional na $CApEn_{ML}$ e $NCApEn_{ML}$, $SampEn_{ML}$ e $NSampEn_{ML}$.

Tabela 3: Análise linear e de complexidade do controle postural na direção mediolateral.

Variáveis	Não frágeis		Pré-frágeis		Frágeis	
	pré	pós	pré	pós	pré	pós
Análise Linear						
RMS _{ML} (mm)	2,40 ± 0,64	6,07 ± 0,64*	2,53 ± 0,64	6,23 ± 0,64*	2,53 ± 0,72	5,22 ± 0,72*
Amplitude _{ML} (mm)	11,68 ± 1,61	14,83 ± 1,61	12,12 ± 1,61	13,94 ± 1,61	12,42 ± 1,80	12,21 ± 1,80
VMT (mm/s)	13,67 ± 1,00	13,58 ± 1,00	14,33 ± 1,00	15,48 ± 1,00	12,80 ± 1,11	12,61 ± 1,11
Análise de complexidade						
CApEn _{ML}	1,23± 0,09	1,09± 0,09*	1,25± 0,09	1,16± 0,09	1,08± 0,10	1,06± 0,10
NCApEn _{ML}	0,54 ± 0,04	0,48 ± 0,04*	0,55 ± 0,04	0,51 ± 0,04	0,47± 0,04	0,46± 0,04
SampEn _{ML}	0,94 ± 0,06	0,83 ± 0,06*	0,93 ± 0,06	0,87 ± 0,06	0,85± 0,07	0,79± 0,07
NSampEn _{ML}	0,44 ± 0,03	0,39 ± 0,03*	0,43 ± 0,03	0,41 ± 0,03	0,40 ± 0,03	0,37 ± 0,03
CI _{ML}	0,50 ± 0,02	0,47 ± 0,02	0,50 ± 0,02	0,48 ± 0,02	0,48 ± 0,03	0,47 ± 0,03
NCI _{ML}	0,33 ± 0,01	0,30 ± 0,01	0,33 ± 0,01	0,31 ± 0,01	0,31± 0,02	0,30± 0,02

Valores expressos como média ± desvio padrão; * p < 0,05 pré vs pós; pré: pré realização de tarefa funcional; pós: pós realização de tarefa funcional; CApEn_{ML}: entropia aproximada corrigida mediolateral; NCApEn_{ML}: CApEn_{ML} normalizada; SampEn_{ML}: entropia de amostragem mediolateral; NSampEn_{ML}: SampEn_{ML} normalizada; CI_{ML}: índice de complexidade mediolateral; NCI_{ML}:CI_{ML} normalizada. RMS: Root Mean Square; VMT: Velocidade Média Total.

Com relação à análise de correlação apresentada na tabela 4, nenhum dos três grupos avaliados apresentou correlações significativas entre o tempo de realização do TUGT e a complexidade das oscilações do controle postural pré-tarefa funcional, em ambas as direções avaliadas. No entanto, a complexidade das oscilações do controle postural pós-tarefa funcional se correlacionaram de maneira positiva e moderada com o desempenho no TUGT, porém somente para o grupo não frágil, na direção AP e nos índices $CApEn_{AP}$ e $NCApEn_{AP}$ (Tabela 4).

Tabela 4. Correlação entre os resultados do TUGT e complexidade das oscilações do CoP pré e pós-tarefa funcional nas direções AP e ML

Variáveis	TUGT Não frágeis		TUGT Pré-frágeis		TUGT Frágeis	
	pré	pós	pré	pós	pré	pós
CApEn_{AP}	p = 0,45 r = 0,20	p = 0,03* r = 0,53	p = 0,16 r = 0,37	p = 0,25 r = 0,30	p = 0,90 r = 0,03	p = 0,62 r = 0,15
NCApEn_{AP}	p = 0,44 r = 0,21	p = 0,01* r = 0,61	p = 0,13 r = 0,40	p = 0,26 r = 0,30	p = 0,95 r = 0,01	p = 0,71 r = 0,11
SampEn_{AP}	p = 0,86 r = 0,04	p = 0,40 r = 0,23	p = 0,25 r = 0,30	p = 0,33 r = 0,26	p = 0,59 r = 0,17	p = 0,57 r = 0,18
NSampEn_{AP}	p = 0,49 r = 0,18	p = 0,21 r = 0,34	p = 0,15 r = 0,38	p = 0,35 r = 0,25	p = 0,69 r = 0,12	p = 0,70 r = 0,12
CI_{AP}	p = 0,81 r = 0,06	p = 0,75 r = -0,08	p = 0,41 r = 0,22	p = 0,82 r = -0,06	p = 0,53 r = 0,19	p = 0,36 r = 0,29
NCI_{AP}	p = 0,86 r = 0,05	p = 0,69 r = 0,11	p = 0,25 r = 0,30	p = 0,78 r = -0,07	p = 0,63 r = 0,15	p = 0,37 r = 0,28
CApEn_{ML}	p = 0,99 r = -0,00	p = 0,57 r = 0,15	p = 0,96 r = -0,01	p = 0,54 r = -0,16	p = 0,82 r = 0,07	p = 0,71 r = 0,11
NCApEn_{ML}	p = 0,96 r = -0,01	p = 0,58 r = 0,15	p = 0,96 r = -0,01	p = 0,57 r = -0,15	p = 0,81 r = 0,07	p = 0,69 r = 0,12
SampEn_{ML}	p = 0,86 r = -0,05	p = 0,66 r = 0,12	p = 0,84 r = 0,05	p = 0,38 r = -0,23	p = 0,80 r = 0,07	p = 0,98 r = -0,00
NSampEn_{ML}	p = 0,93 r = -0,02	p = 0,65 r = -0,12	p = 0,91 r = 0,02	p = 0,49 r = -0,18	p = 0,79 r = 0,08	p = 0,96 r = 0,01
CI_{ML}	p = 0,68 r = -0,11	p = 0,67 r = 0,11	p = 0,91 r = 0,02	p = 0,41 r = -0,22	p = 0,78 r = 0,08	p = 0,51 r = -0,20
NCI_{ML}	p = 0,95 r = 0,01	p = 0,13 r = 0,62	p = 0,82 r = 0,06	p = 0,52 r = -0,17	p = 0,74 r = 0,10	p = 0,96 r = 0,01

*p: valor de p significativo < 0,05; r: valor de correlação de Pearson ou Spearman; pré: pré-realização de tarefa funcional; pós: pós-realização de tarefa funcional; CApEn_{AP}: entropia aproximada anteroposterior; NCApEn_{AP}: CApEn_{AP} normalizada; SampEn_{AP}: entropia de amostragem anteroposterior; NSampEn_{AP}: SampEn_{AP} normalizada; CI_{AP}: índice de complexidade anteroposterior; NCI_{AP}: CI_{AP} normalizado; CApEn_{ML}: entropia aproximada mediolateral; NCApEn_{ML}: CApEn_{ML} normalizada; SampEn_{ML}: entropia de amostragem mediolateral; NSampEn_{ML}: SampEn_{ML} normalizada; CI_{ML}: índice de complexidade mediolateral; NCI_{ML}: CI_{ML} normalizado.

3.4. DISCUSSÃO

O principal resultado deste estudo é que a síndrome da fragilidade não altera o controle postural na postura ortostática, porém após um distúrbio voluntário no *balance* os idosos frágeis não apresentam redução da complexidade da oscilação do CoP, indicando um déficit no controle postural após a atividade funcional de sentar e levantar da cadeira.

Não foi observada diferença significativa entre os grupos de idosos não frágeis, pré-frágeis e frágeis, em relação à idade, peso, altura e IMC. A porcentagem de idosos caídores foi maior no grupo frágil, mostrando uma associação entre as quedas e a presença da Síndrome da Fragilidade. Da mesma forma, o tempo de realização do TUGT no grupo frágil foi superior em relação aos outros grupos. Estudos relatam que o TUG é um teste que pode ser utilizado para avaliar risco de quedas em idosos frágeis (SHIMADA et al., 2009; NORDIN et al., 2008). Nordin et al. (2008) relatam que valores menores que 15 segundos fornecem orientações para descartar um risco elevado de queda. Em nosso estudo a média de tempo de realização deste teste foi de 19,36 segundos, o que indica que os mesmos apresentavam risco para o evento queda.

No presente estudo, foram utilizados métodos lineares e não lineares para avaliar o sistema de controle postural. As medidas lineares de avaliação de uma série temporal fornecem informações sobre a quantidade ou magnitude da variabilidade do sinal por meio de procedimentos de média, o que assume que variações entre repetições de uma tarefa são independentes de repetições futuras e passadas, conforme Harbourne & Stergiou, apud Huisinga et al. (2012, p. 368). Diferentemente, medidas não lineares, como a complexidade avaliada por entropia, refletem informações temporais da organização, seqüenciamento e regularidade das oscilações do CoP (HUIKURI et al., 1999; MAKIKALLIO et al., 2002; HUIKURI et al., 2003).

Dessa forma, uma maior oscilação postural quantificada por medidas lineares, como por exemplo, verificada pela RMS, indicam um pior controle postural (PIIRTOLA & ERA, 2006). No entanto, em termos de organização temporal dessas oscilações, ou seja, sequenciamento e regularidade deste sinal, avaliado por medidas não lineares como a entropia, uma redução dos valores da entropia, indica um padrão de oscilação do CoP menos divergente e portanto mais repetitivo e previsível. Sugere-se assim, uma inabilidade de adaptação às perturbações posturais nos sujeitos que apresentam menores valores de entropia, como visto no presente estudo pela diminuição da ApEn, assim como naqueles indivíduos

portadores de patologias como a esclerose múltipla, conforme demonstrado por Huisinga et al. (2012).

Apesar dos idosos frágeis apresentarem risco de quedas avaliado pelo TUGT, não foram observadas diferenças nos índices de complexidade e lineares entre os grupos. Este resultado sugere que em situações de equilíbrio estático o processo de fragilização não ocasiona alterações no controle postural que se sobrepõem a senescência. Segundo Duarte & Sternad (2008), o envelhecimento é um fator importante que pode afetar a capacidade de manter o equilíbrio postural. Idosos comparados a jovens apresentaram maiores valores de deslocamentos do CoP (GRANACHER et al., 2011) quando avaliado o controle postural simples assim como na avaliação do controle postural associada a múltiplas tarefas, e menores valores de entropia avaliada pela análise de quantificação recorrente (*RQA*) (SEIGLE et al., 2009) na postura ortostática. Lipsitz et al. (2002) descrevem em sua revisão, que com o envelhecimento ocorre redução da complexidade fisiológica, assim como da capacidade funcional, e na presença da síndrome da fragilidade, este decréscimo ultrapassa um limiar, que no caso do déficit no equilíbrio postural ocasionaria maior número de quedas. Kang et al. (2009), relataram redução da complexidade do controle postural em idosos frágeis e pré-frágeis em comparação com os não frágeis. Os resultados destes autores diferem dos achados do presente estudo, o qual não encontrou diferença da complexidade entre os grupos avaliados, apesar dos idosos frágeis apresentarem menores valores de entropia em relação ao outros grupos.

Segundo Alencar et al. (2007), os déficits provenientes do processo de envelhecimento têm sido correlacionados com uma diminuição da capacidade de realizar AVDs, tais como, levantar-se, sentar-se e caminhar, que são consideradas as tarefas mais comuns (CHENG et al. 1998). Devido à possibilidade de uma queda ocorrer não somente quando os idosos estão caminhando, mas também quando realizam uma tarefa funcional como o sentar e levantar, é que a avaliação da complexidade não só no repouso, mas também após uma perturbação, é fundamental para avaliar o comportamento do sistema postural.

No presente trabalho, pode-se observar que somente o grupo frágil não apresentou redução da complexidade após a tarefa funcional. O fato da complexidade não reduzir nos sujeitos frágeis sugere que a atenção pode não ter sido adequadamente direcionada ao sistema postural após a realização da tarefa funcional. Donker et al. (2007) estudaram a influência da atenção dada à dinâmica do controle postural em indivíduos jovens utilizando entre outras medidas de complexidade, a SampEn. Seus resultados mostraram que quanto

maior a atenção investida no controle postural com os olhos fechados, maior também a regularidade do CoP e, portanto, menor a complexidade. Da mesma maneira, no presente estudo, foi possível observar que em idosos pré-frágeis, a complexidade medida pela SampEn na direção AP foi significativamente menor no pós-tarefa funcional. Apesar das diferenças metodológicas, sugere-se que a tarefa de se levantar da cadeira foi suficiente para causar perturbação do sistema postural e que a atenção devotada a ela, portanto, foi responsável por diminuir a complexidade do controle postural após a tarefa funcional.

Em estudo sobre a cinemática nas transições posturais de idosos frágeis, Ganea et al. (2007) citam que o movimento de sentar para levantar em idosos frágeis ocorre de maneira mais “grosseira” e instável devido a maior limitação funcional deste grupo. Deste modo, era esperado que os idosos frágeis devotassem maior atenção ao controle postural após o distúrbio voluntário no *balance*. No entanto, esta redução não foi observada em nosso estudo, possivelmente pela síndrome da fragilidade ter reduzido a complexidade a níveis basais, a qual não respondeu significativamente a uma perturbação adicional ao controle postural.

No que se diz respeito à correlação entre o desempenho no TUGT e o controle postural estático, era esperado que não houvesse correlação entre a complexidade no pré-tarefa, uma vez que o TUGT avalia o equilíbrio dinâmico, envolvendo a tarefa de se levantar, caminhar, retornar e sentar-se em uma cadeira, e a complexidade pré-tarefa na plataforma de força verifica o equilíbrio estático (SANTOS et al., 2013). Porém, era esperada uma correlação entre o pós-tarefa, uma vez que a atividade escolhida envolvia uma perturbação voluntária do *balance* (sentar e levantar), as quais também estão presentes no TUGT. Nossos resultados estão de acordo com o esperado, pois nenhum grupo apresentou correlação entre o TUGT e o pré-tarefa funcional. No entanto, no pós-tarefa houve correlação positiva e moderada, somente para o grupo não frágil, verificada pela entropia aproximada e sua versão normalizada na direção AP. Supõe-se que a realização mais rápida da transição do sentar para o levantar nos idosos não frágeis, como mostrado no presente estudo, e comprovado pelo melhor desempenho deste grupo no TUGT, pode ter exigido maior atenção devotada ao controle postural no pós-tarefa, o que gerou uma diminuição da complexidade mensurada na plataforma de força.

No que diz respeito à direção de oscilação postural, Piirtola & Era (2006) e Stel et al. (2003) relatam que distúrbios na oscilação ML são melhores preditores de quedas. Porém neste estudo, foi observado que os indivíduos frágeis apresentaram comprometimento

em ambas as direções devido à ausência de redução da complexidade, além de demonstrarem aumento na RMS na direção AP após a realização da tarefa funcional.

Apesar de a literatura mostrar que a avaliação da complexidade é importante, pois estuda a dinâmica das alterações posturais, não existe um consenso sobre qual a entropia que melhor se aplicaria na avaliação da complexidade das oscilações do controle postural. De acordo com Yentes et al. (2012), ApEn e a SampEn provem resultados similares, ainda que a validade ou acurácia de ambos, juntamente com a seleção dos parâmetros corretos a serem usados em conjuntos de dados de séries curtas, não esteja bem determinado na literatura. Neste estudo a ApEn foi substituída pela CApEn, uma vez que a ApEn possui um viés de regularidade (PORTA et al. 2007). Os parâmetros de entrada utilizados no presente estudo para a CApEn e SampEn ($m=2$, $r=0,2$) se mostraram eficazes em diferenciar o pré e pós-tarefa funcional em dois, dos três grupos estudados. Já a Entropia Condicional, desenvolvida por Porta et al. 1998a, utiliza uma divisão do espaço diferente para determinar a complexidade, e tem sido utilizada com sucesso em estudos com sinais cardiovasculares (PORTA et al. 2007; TAKAHASHI et al. 2012), porém até o presente momento não havia sido empregada em estudos sobre a complexidade do sistema postural. No entanto seu poder de discriminação entre tempos e grupos foi inferior às entropias tradicionais.

Uma das limitações deste estudo foi o elevado número de exclusão dos voluntários, cerca de 30%, devido aos critérios adotados para o presente estudo. No entanto, os mesmos foram necessários para reduzir o viés nos resultados, uma vez que presença de déficit de sensibilidade plantar e vestibulopatia interferem no controle postural (SOUZA et al. 2005; THURNER et al. 2002), e sinais de característica não estacionária influenciam na análise de complexidade, ocasionando aumento inexistente nos valores das entropias.

3.5. CONCLUSÃO

Assim, há evidências que após um distúrbio voluntário no *balance* os idosos frágeis não apresentam redução da complexidade da oscilação do CoP, indicando um déficit no controle postural, possivelmente porque seus valores de base já se encontram reduzidos. Além disso, os indivíduos frágeis podem não ter devotado a efetiva atenção ao controle postural. Sugere-se assim, a realização de futuros estudos para a avaliação da complexidade do controle postural como preditor de risco de quedas em idosos frágeis.

3.6. FINANCIAMENTO

Este trabalho foi financiado pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (nº 479769/2013-3) e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (nº 23028.007721/2013-4).

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- ALENCAR, M. A. et al. Muscular function and functional mobility of faller and non-faller elderly women with osteoarthritis of the knee. **Braz. J. Med. Biol. Res.**, v. 40, n. 2, p. 277-283, fev. 2007.
- ALEXANDRE, T.S. et al. Similarities Among Factors Associated With Components of Frailty in Elderly: SABE Study. **J Aging Health**, v. 26, n.3, p. 441-457, fev.2014.
- BHATT et al. Effect of Externally Cued Training on Dynamic Stability Control During the Sit-to-Stand Task in People with Parkinson Disease. **Phys. Ther.**, v.93, p.492-503, 2013.
- BORG, F.G.; LAXABECK, G. Entropy of balance - some recent results. **J. Neuroeng. Rehabil.**, v. 7, p. 38, jul. 2010.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Envelhecimento e Saúde da Pessoa Idosa. Brasília, 2007.67 p.
- BRUCKI, S. M. D. N.R., et al. Sugestões para o uso do Mini-Exame do Estado Mental no Brasil. **Arq. Neuropsiquiatr.** v. 6, n. 3-B, p. 777-781, set. 2003.
- CAMICIOLI, R., et al. Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. **Arch. Neurol.**, v.54, n. 8, p. 976- 981, ago. 1997.
- CESARI, M. Frailty and Aging.**J. Frailty Aging**, v. 1, p. 3-5, 2012.
- CHAVES, P.H.M. et al. Physiological Complexity Underlying Heart Rate Dynamics and Frailty Status in Community-Dwelling Older Women.**J. Am. Geriatr. Soc.**, v.56, n. 9, p. 1698–1703, set. 2008.
- CHENG, P. T. et al. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling.**Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 79, n. 9, p. 1043-1046, set. 1998.
- CLEGG, A. et al. Frailty in elderly people. **Lancet**, v. 381, p. 752–762, mar. 2013.
- DIETZ, V., Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. **Physiol. Rev.**, v. 72, p. 33–69, 1992.
- DI RIENZO M.; PORTA, A. Clinical applications of linear and non linear components. **IEEE Eng. Med. Biol.**, v. 28, n.6, p. 16-17, 2009.

DONKER, S.F. et al. Regularity of center of pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. **Exp. Brain Res.**, v. 181, n. 1, p. 1-11, jul. 2007.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 14, n. 3, p. 183-192, mai./jun. 2010.

DUARTE, M.; STERNAD, D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. **Exp. Brain Res.**, v.191, n.3, p. 265–276, nov. 2008.

ERA, P. et al. Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. **Gerontology**,v. 52, p.204–213, 2006.

FHON, J.R.S. Prevalência de quedas de idosos em situação de fragilidade. **Rev. Saúde Pública**, v. 47, n. 2, p. 266-273, 2013.

FRIED, L.P. et al. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. **J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.**, v.56, n.3, p. M146–M156, mar. 2001.

FRIED, L. P.; WALSTON, J. M. Frailty and failure to thrive. In: HAZARD, W. R. et al. **Principles of Geriatric Medicine and Gerontology**. 5th.ed. New York: McGraw-Hill; 2003.

FRIED, L. P. et al. From Bedside to Bench: Research Agenda for Frailty. **Sci. Aging Knowl. Environ.**v.31, p. 24, ago. 2005.

FRIED, L.P. et al. Nonlinear Multisystem Physiological Dysregulation Associated With Frailty in Older Women: Implications for Etiology and Treatment. **J. Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v. 64A, n.10, p.1049-1057, 2009.

GANEA, R. et al. Kinematics and dynamic complexity of postural transitions in frail elderly subjects. In: International Conference of the IEEE EMBS, August 23-26, 2007, Cité Internationale, Lyon, France. **Proceedings of 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS**, 2007. p. 6117- 6120.

GRANACHER, U. et al. Age-Related Effects on Postural Control under Multi-Task Conditions. **Gerontology**, v.57, p. 247–255, 2011.

GRUENENWALD, T.L. et al. Allostatic load and frailty in older adults. **JAGS**, v. 57, n. 9, p.1525–1531, set. 2009.

HARNOURNE, R.T & STERGIOU, N. Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Phys. Ther.*, v.89, n.3, p. 267-282, 2009.

HALL, C.D.; MISZKO, T.; WOLF, S.L. Effects of Tai Chi Intervention on Dual-Task Ability in Older Adults: A Pilot Study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 90, n. 3, p. 525-529, mar. 2009.

HANK, T. et al. Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during Sit-to-Stand in Healthy Adults. *Phys. Ther.* v. 75, n. 2, p. 105-113, fev. 1995.

HORAK, F.P. Postural Orientation and Equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, v.35 Suppl 2, pp.ii7-ii11 2006.

HUIKURI, H.V., et al. Measurement of heart rate variability: a clinical tool or a research toy? *J. Am. Coll. Cardiol.*, v. 34, n.7, p.1878–1883, dez. 1999.

HUIKURI H. V.; MÄKIKALLIO T. H.; PERKIÖMÄKI J. Measurement of heart rate variability by methods based on nonlinear dynamics. *J. Electrocardiol.*, v. 36, p. 95-99, 2003.

HUISINGA, J.M. et al. Postural control strategy during standing is altered in patients with multiple sclerosis. *Neuroscience Letters*, v. 524, p. 124– 128 (2012).

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo. Brasil 2010. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/25072002pidoso.shtm>

KAPLAN, D.T. et al. Aging and the complexity of cardiovascular dynamics. *Biophys. J.*, v. 59, n. 4, p. 945-949, abr. 1991.

KANG ,H.G. et al. Frailty and the Degradation of Complex Balance Dynamics During a Dual-Task Protocol. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, v. 64, n. 12, p. 1304–1311, dez. 2009.

LANG, P. O. et al. Frailty syndrome: a transitional state in a dynamic process. *Gerontology*, v. 55, n. 5, p. 539-549, abr. 2009.

LIPSITZ, L. A. Physiological complexity, aging, and the path to frailty. *Sci. Aging Knowl. Environ.* v. 16, p. 16, abr. 2004.

LIPSITZ, L. Dynamics of Stability: The Physiologic Basis of Functional Health and Frailty. **Journal of Gerontology: biological sciences**, v. 57A, n. 3, p.115–125, 2002.

LIPSITZ, L. A.; GOLDBERGER, A. L. Loss of “complexity” and aging: potential applications of fractals and chaos theory to senescence. **JAMA**, v. 267, n. 13, p. 1806–1809, abr. 1992.

LUSTOSA et al. Tradução e adaptação transcultural do Minnesota Leisure Time Activities Questionnaire em idosos. **Geriatrics & Gerontologia**.v.5, n. 2, p. 57-65, 2011.

MAK, M.K.Y & HUI-CHAN, C.W.Y. Switching of Movement Direction is Central to Parkinsonian Bradykinesia in Sit-to-Stand. **Mov. Disord.**, v. 17, n.6, p. 1188-1195, nov. 2002.

MAKIKALLIO, T.H., et al. Clinical applicability of heart rate variability analysis by methods based on nonlinear dynamics. **CEPR**, v. 6, n.3, p. 250-255, set. 2002.

MANOR, B. et al. Physiological complexity and system adaptability: Evidence from postural control dynamics of older adults. **J. Appl. Physiol.**, v. 109, n. 6, p. 1786-1791, dez. 2010.

MANOR, B.; LIPSITZ, L. A. Physiologic complexity and aging: Implications for physical function and rehabilitation. **Prog. Neuropsychopharmacol Biol. Psychiatry**, Article in press, set. 2012.

MELZER, I; BENJUVA, N.; KAPLANSKI, J.; Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing**, v.33, n.6, p.602-607, 2004.

MONCADA, L.V.V. Management of Falls in Older Persons: A Prescription for Prevention. **Am Fam Physician**. v. 84, n.11, p.1267-1276, 2011.

MORLEY, J.E. et al. Frailty. **Med. Clin. North Am.**, v. 90, p. 837-847, 2006.

NORDIN, E. et al. Prognostic validity of the Timed Up-and-Go test, a modified Get-Up-and-Go test, staff's global judgement and fall history in evaluating fall risk in residential care facilities. **Age and Ageing**, v.37, p. 442–448, mai, 2008.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Centro de Prensa. Quedas. Genebra; 2012. (Nota descritiva, 344). [citado 2012 nov 20]. Disponível em: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/es/>

PEREIRA, S.R.M. et al. Quedas em Idosos: prevenção. 2008. Disponível em: <http://www.sbgg.org.br/profissionais/arquivo/diretrizes/queda-idosos.pdf>. Acesso em jan. 2015.

PENG, C. K. et al. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. **Chaos**, v. 5, n. 1, p. 82–87, 1995.

PIIRTOLA, M. & ERA, P. Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People – A Review. **Gerontology**, v.52, p. 1-16, 2006.

PIKKUJÄMSÄ, S. M. et al. Cardiac interbeat interval dynamics from childhood to senescence: comparison of conventional and new measures based on fractals and chaos theory. **Circulation**, v. 100, n. 4, p. 393-399, jul. 1999.

PINCUS, S.M.; HUANG, W.M. Approximate Entropy: statistical properties and applications. **Communication in Statistics – Theory and Methods**, v.21, n. 11, p. 3061-3077, Jan. 1992.

PINCUS, S. M. Approximated entropy (ApEn) as a complexity measure. **Chaos**, v. 5, n. 1, p. 110-117, mar. 1995.

PORTA, A. et al. Entropy, entropy rate and pattern classification as tools to typify complexity in short heart period variability series. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, v. 48, n. 11, p. 1282-1291, nov. 2001

PORTA, A. et al. An integrated approach based on uniform quantization for the evaluation of complexity of short-term heart period variability: Application to 24 h Holter recordings in healthy and heart failure humans. **Chaos**, v. 17, n. 1, p. 015117-1–015117-11, mar. 2007a.

PORTA, A. et al. Complexity and nonlinearity in short-term heart period variability: comparison of methods based on local nonlinear prediction. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, v. 54, n. 1 p. 94-106, jan. 2007b

PORTA, A. et al. Measuring regularity by means of a corrected conditional entropy in sympathetic outflow. **Biol.Cybern.**, v. 78, n. 1, p. 71-78, jan. 1998a.

PORTA, A. et al. Progressive decrease of heart period variability entropy-based complexity during graded head-up tilt. **J. Appl. Physiol.**, v.103, p. 1143–1149, jun. 2007.

RHEA, C.K. et al. Noise and Complexity in Human Postural Control: Interpreting the Different Estimations of Entropy. **PLoS ONE**, v. 6, n. 3, e17696, mar. 2011.

RICHMAN, J.S.; MORRMAN, R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. **Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.**, v. 278, n. 6, p. 2039-2049, jun. 2000.

SANTOS, F.P.V; BORGES, L.L.; MENEZES, R.L. Correlação entre três instrumentos de avaliação para risco de quedas em idosos. **Fisioter. Mov.**, v. 26, n. 4, p. 883-894, set./dez. 2013.

SEIGLE, B.; RAMDANI, S.; BERNARD, P. L. Dynamical structure of center of pressure fluctuations in elderly people. **Gait Posture**, v. 30, n.2, p. 223-226, ago. 2009.

SHIMADA, H. et al. Which Neuromuscular or Cognitive Test Is the Optimal Screening Tool to Predict Falls in Frail Community-Dwelling Older People? **Gerontology**, v. 55, p.532–538, set. 2009.

SOUZA, A. et al. Avaliação da Neuropatia Periférica: correlação entre a sensibilidade cutânea dos pés, achados clínicos e eletroneuromiográficos. **Acta Fisiatr.**, v.12, n.3, p.87-93, dez. 2005.

STEL, V.A. et al. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. **Journal of Clinical Epidemiology**, v.56, p. 659–668, 2003.

TAKAHASHI, A.C.M et al. Aging Reduces Complexity of Heart Rate Variability Assessed by Conditional Entropy and Symbolic Analysis. **Intern. Med. Emer**, v.7, n.3, p.229-235, 2012.

TALBOT, L.A. et al. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. **BMC Public Health**, n.5, p.86-94, ago, 2005.

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. **Circulation**, v. 93, p. 1043-1065, 1996.

THURNER S, MITTERMAIER C, EHRENBERGER K. Change of complexity patterns in human posture during aging. **Audiol.Neurootol.**, v. 7, n.4, p. 240-248, jul./ago. 2002.

TURNOCK, M.J.E.; LAYNE, C.S. Variations in Linear and Nonlinear Postural Measurements under Achilles Tendon Vibration and Unstable Support-Surface Conditions. **J. Mot. Behav.**, v. 42, n. 1, p.61-69, jan./fev. 2010.

VARADHAN, R. et al. Frailty and impaired cardiac autonomic control: New insights from principal components aggregation of traditional heart rate variability indices. **J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.**, v. 64, n. 6, p. 682-687, jun. 2009.

WALSTON, J. et al. Research Agenda for Frailty in Older Adults: Toward a Better Understanding of Physiology and Etiology: Summary from the American Geriatrics Society/National Institute on Aging Research Conference on Frailty in Older Adults., v. 54, n. 6, p.991-1001, jun. 2006.

WAYNE, P.M. et al. A systems biology approach to studying Tai Chi, physiological complexity and healthy aging: Design and rationale of a pragmatic randomized controlled trial. **Contemp. Clin. Trials**, v. 34, n. 1, p. 21–34, jan. 2013.

WEBBER JR, C.L.; ZBILUT, J.P. Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. **J. Appl. Physiol.**, v. 76, n. 2, p. 965-973, fev. 1994.


WINTER DA. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait Posture**, v. 3, p.193–214, 1995.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait Posture**, v.16, n.1, p. 1-14, 2002.

YENTES, J.M. et al. The Appropriate Use of Approximate Entropy and Sample Entropy with Short Data Sets. **Ann. Biomed. Eng.**,v. 41, n. 2, p. 349-365, fev. 2013.

Apêndice 1

TERMO DE CONSENTIMENTO

	<p>UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS</p> <p>Departamento de Fisioterapia</p> <p>Rod. Washington Luis, Km. 235</p> <p>Caixa Postal 676 CEP 13565-905 - São Carlos - SP</p> <p>TEL: 3351-8704</p>
---	--

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

NOME:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE N°: SEXO: M F

DATA NASCIMENTO:/...../.....

ENDEREÇO: N°:

APTO: BAIRRO:

CIDADE:

CEP:

TELEFONE: DDD (.....).....

DADOS SOBRE A PESQUISA

Este estudo tem por objetivo avaliar o equilíbrio postural na plataforma de força em duas condições, sendo uma na posição de pé e a outra após o movimento de se levantar de uma cadeira. A pesquisa será realizada em idosos com idade igual ou acima de 60 anos e residentes no município de São Carlos-SP.

Analisar o equilíbrio na posição em pé por 30 segundos ajuda a entender o problema das quedas e da relação delas com a fragilização, que pode acontecer com a população idosa. A importância em se estudar este assunto está relacionada ao fato de que em idosos com mais de 60 anos, o equilíbrio postural pode sofrer alterações contribuindo para a ocorrência de quedas e por consequência aos efeitos adversos decorrentes das mesmas.

Serão realizadas avaliações em que o (a) senhor (a) responderá a um questionário estruturado que será realizada por um fisioterapeuta. Nesta avaliação serão coletados dados demográficos (idade, etnia e gênero), nível educacional, renda familiar, co-morbidades associadas (diabetes, hipertensão, doenças cardiovasculares entre outras), uso de medicamentos, presença de déficits de audição e/ou visão, queixas vestibulares, presença de neuropatia periférica, histórico de quedas no último ano, sono, incontinência, funcionalidade (escala de Katz e Lawton) e depressão (GDS-15). Após responder a este questionário o (a) senhor (a) passará por uma avaliação do equilíbrio por meio do qual serão feitos dois testes. Em um deles o (a) senhor (a) ficará de pé, com os olhos abertos por 30 segundos sobre uma plataforma de força (sensor que é fixado no chão) que avaliará o seu equilíbrio; no outro teste o (a) senhor (a) deverá levantar-se de uma cadeira e permanecer de pé com os olhos abertos por 30 segundos também sobre a plataforma de força. Cada um dos testes será realizado 3 vezes. Os testes são considerados seguros, porém existe o risco do(a) senhor(a) se desequilibrar e cair. No entanto, todo o teste será acompanhado por um profissional capacitado e treinado, que estará próximo ao senhor (a), e caso seja necessário, ele intervirá para que a queda não ocorra. Caso ocorram quedas que acarretem a incapacidade de locomoção ou qualquer outro episódio que ofereça risco à saúde, e que seja decorrente da sua participação na pesquisa, o profissional responsável pela mesma se compromete a comunicar o serviço para sua locomoção até o serviço de atendimento apropriado. A entrevista, assim como os testes de equilíbrio serão realizados em instalações adequadas e por profissional qualificado. Sua identidade será mantida em sigilo absoluto. Ambos os testes visam trazer benefícios para a população idosa, permitindo que por meio da avaliação do equilíbrio consigamos prevenir e alertar sobre o risco de quedas e fragilização. O questionário e os dois testes de equilíbrio serão aplicados em um só dia e terá duração de aproximadamente 30 minutos.

Os dados coletados nas avaliações serão utilizados apenas para fins científicos com a máxima confidencialidade, e não serão cedidos a qualquer pessoa ou entidade alheia a pesquisa, sob nenhuma circunstância. O nome dos participantes não será divulgado. Não há despesas pessoais e benefícios próprios, como seguro de saúde ou de vida e compensação financeira, para o participante.

É garantida a liberdade de retirada do consentimento de participar do estudo em qualquer momento, sem que isso gere qualquer prejuízo ao voluntário.

Em qualquer etapa do estudo, poderá ter acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O voluntário terá acesso ao nome do responsável pelo estudo para contato em caso de intercorrências. Seguem abaixo as informações.

Pesquisador responsável: Profa. Dra. Anielle C. M. Takahashi

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos

Telefone: (16) 3306-6701

E-mail: anielle@ufscar.br

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do estudo "Análise da Complexidade Postural na Síndrome da Fragilidade". Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isso gere prejuízo para mim.

Local: _____ Data: ____/____/____

Assinatura do voluntário

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido da respectiva pessoa para a participação no estudo.

Assinatura do pesquisador

ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DA COMPLEXIDADE DO CONTROLE POSTURAL NA SÍNDROME DA FRAGILIDADE

Pesquisador: Anielle Cristhine de Medeiros Takahashi

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 23472113.0.0000.5504

Instituição Proponente: Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 508.205

Data da Relatoria: 11/02/2014

Apresentação do Projeto:

Projeto com extrema contribuição para área, muito bem descrito e organizado.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo principal deste estudo é avaliar a complexidade do controle postural na síndrome da fragilidade.

Objetivo Secundário:

Objetivos específicos: - comparar a complexidade da oscilação postural na postura ortostática de idosos não frágeis, pré frágeis e frágeis; - comparar a complexidade da oscilação postural entre estes indivíduos após tarefa de levantar a partir da postura sentada; - avaliar a adequação da utilização da entropia condicional em comparação com a entropia amostral e aproximada na oscilação postural nos idosos avaliados.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo a pesquisadora:

Riscos:

Os testes são considerados seguros, porém existe o risco do voluntário se desequilibrar e cair. No entanto, todo o teste será acompanhado por um profissional capacitado e treinado, que estará

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



Continuação do Parecer: 508.205

próximo ao voluntário, e caso seja necessário, ele intervirá para que a queda não ocorra. Caso ocorram quedas que acarretem a incapacidade de locomoção ou qualquer outro episódio que ofereça risco à saúde, e que seja decorrente da participação do voluntário na pesquisa, o profissional responsável pela mesma se compromete a comunicar o serviço para a locomoção do voluntário até o serviço de atendimento apropriado. Caso isso venha a ocorrer em mais de 20% da população avaliada, os protocolos serão extensamente revisados e submetidos a uma nova apreciação do Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos.

Benefícios:

Ambos os testes a serem realizados visam trazer benefícios para a população idosa, permitindo que por meio da avaliação do equilíbrio consigamos prevenir e alertar sobre o risco de quedas e fragilização.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa relevante para a área.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto considerado aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



Continuação do Parecer: 508.205

SAO CARLOS, 08 de Janeiro de 2014

Assinador por:
Maria Isabel Ruiz Beretta
(Coordenador)

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br