



**UNIVERSIDADE DO SUL DE SANTA CATARINA**

**DANIELLY ROSÂNGELA NUNIS**

**DAVIDSON DA SILVA COSTA**

**ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULOTIBIAL ANTERIOR DE  
IDOSOS, EM SOLO ESTÁVEL E INSTÁVEL.**

Palhoça  
2011

**DANIELLY ROSÂNGELA NUNIS  
DAVIDSON DA SILVA COSTA**

**ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULOTIBIAL ANTERIORDE  
IDOSOS, EM SOLO ESTÁVEL E INSTÁVEL.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de graduação em  
Fisioterapia da Universidade do Sul de Santa Catarina, como requisito parcial  
para obtenção do título de bacharel.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Me. Luana Meneghini Belmonte

Palhoça  
2011

*Danielly Rosângela Nunis*  
DANIELLY ROSÂNGELA NUNIS  
DAVIDSON DA SILVA COSTA  
*Davidson da Silva Costa*

**ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO TIBIAL  
ANTERIOR DE IDOSOS, EM SOLO ESTÁVEL E INSTÁVEL.**

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado e  
adequado à obtenção do título de Bacharel em  
Fisioterapia, da Universidade do Sul de Santa Catarina.

Palhoça, 06 de dezembro de 2011.

*Luana Meneghini Belmonte*

---

Prof.<sup>a</sup> e Orientadora Me. Luana Meneghini Belmonte  
Universidade do Sul de Santa Catarina

---

Prof.<sup>a</sup> Me. Anna Quialheiro Abreu da Silva  
Universidade do Sul de Santa Catarina

---

Prof. Me. Luiz Augusto Belmonte  
Universidade do Sul de Santa Catarina

Dedicamos este Trabalho primeiramente a Deus, por tudo que conquistamos até o momento.

A nossas famílias, por nos permitir, ajudar edividir este sonho, e, sobretudo, pela lição de vida e amor.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos especialmente a Prof.<sup>a</sup> Luana Meneghini Belmonte, aquela com muito carinho e dedicação nos transmitiu o que tem de melhor, não nos referimos a conhecimento e experiência profissional apenas, mas pela amizade, companheirismo, respeito e amor pelo que faz. O tipo de pessoa que transmite paz e segurança nos momentos difíceis. A ela o nosso singelo, porém verdadeiro OBRIGADO!

Eu Davidson, agradeço a todos os meus familiares que sempre me incentivaram à conquista desse sonho. Ao Prof. Me. Luiz Augusto Oliveira Belmonte por sua orientação, atenção, disponibilidade e dedicação em todas as fases deste processo, sempre com muita paciência e calma, em especial nos momentos de maior pressão. Tendo sempre uma palavra de incentivo e críticas construtivas. A Prof.<sup>a</sup> Anna Quialheiro Abreu da Silva sempre disposta a ajudar e pelos conhecimentos transmitidos, ao Prof. Júlio César Araújo por aceitar participar deste trabalho, trazendo consigo toda sabedoria, experiência e profissionalismo, e principalmente amizade, aos professores do Curso de Fisioterapia Unisul, pelos ensinamentos transmitidos e por fim aos participantes desta pesquisa pela colaboração para a realização do presente estudo. Muito obrigado!

Eu Danielly, agradeço primeiramente aos meus pais Elizabete e Alfredo, pela dedicação, amor e sacrifícios. As minhas queridas irmãs, pela amizade, companheirismo e proteção, sem vocês eu não saberia por onde começar. Aos meus três anjinhos Ana Elizabete, Maria Helena e Igor por todo o barulho e bagunça que causam, mas, sobretudo, pelos beijos e abraços que são a minha salvação! Amo vocês! Aos professores Luana, Luiz Augusto, Priscilla, Mirella, Júlio César, pelo carinho e gostaria que soubessem que os admiro muito e que quando eu crescer quero ser como vocês! Aos colegas e amigos: Ana Patrícia, Liliane e Bárbara (primas amadas), Ligismara, Suély, Ricardo, “Tia Sandra”, Davidson, Priscila por todos os momentos maravilhosos que passamos juntos e pelos que ainda virão, vou levar vocês pra sempre comigo, guardados no meu coração! E por fim a Nossa Senhora Aparecida, pela felicidade ter te sempre ao meu lado!

A todos vocês o nosso MUITO OBRIGADO!

Danielly e Davidson.

"Somos o que respectivamente fazemos, portanto, a excelência não é um feito, mas um hábito." (Aristóteles)

## RESUMO

O processo do envelhecimento afeta o desempenho físico, limitando a interação do homem com o meio ambiente. Diversas funções tornam-se prejudicadas pelo avanço da idade, dentre elas a função muscular que afeta significativamente a qualidade de vida dos idosos, levando-os muitas vezes a dificuldades para a realização das atividades da vida diária tornando-os dependentes do auxílio de outras pessoas e aumentando o risco de desequilíbrio e queda. Esta pesquisa teve como objetivo analisar a atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior em solo estável e instável em idosos e comparar os sinais entre os gêneros e entre os solos. A amostra foi composta por 13 idosos, com faixa etária entre 60 e 70 anos, sendo 6 indivíduos do gênero masculino e 7 indivíduos do gênero feminino. A coleta do sinal eletromiográfico do músculo tibial anterior foi realizada inicialmente em apoio unipodal em solo estável (solo), em apoio unipodal em solo instável (cama elástica) e finalmente em contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Os indivíduos também foram submetidos ao teste Agilidade e Equilíbrio Dinâmico (AGIL). Para a análise estatística entre os sujeitos do mesmo grupo foi utilizado o teste *t student* paramétrico, e entre grupos diferentes foi utilizado o teste *t student* não paramétrico, para intervalo de confiança  $p < 0,05$ . Quanto aos resultados verificou-se que não houve diferença significativa na % do *Root Mean Square* (RMS) da CIVM do músculo tibial anterior entre os gêneros tanto no solo estável quanto no solo instável; não houve diferença significativa entre os solos tanto no gênero feminino quanto no gênero masculino e não houve diferença significativa entre os gêneros no AGIL. Entretanto os resultados das médias dos valores de RMS do músculo tibial anterior, em solo instável, dos indivíduos idosos do presente estudo ( $166\mu\text{V}$  no gênero feminino e  $204\mu\text{V}$  no gênero masculino) são consideravelmente maiores que os valores de RMS de indivíduos jovens em outros estudos ( $90\mu\text{V}$ ) o que indica que indivíduos idosos necessitam de um recrutamento de fibras musculares maior quando comparado aos indivíduos adultos jovens para manter o equilíbrio em apoio unipodal em solo instável. A partir dos resultados apresentados no presente estudo, ressalta-se a importância do trabalho de propriocepção para a melhora da reatividade e do padrão de recrutamento neuromuscular em idosos buscando a melhora da capacidade funcional.

Palavras-chave: Envelhecimento. Equilíbrio. Eletromiografia.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1: O declínio da massa muscular esquelética em função da idade.....	25
FIGURA 2: Eletromiógrafo Miottol.....	39
FIGURA 3: Eletrodo de superfície Maxicor®.....	40
FIGURA 4: Cama Elástica Trampolim - Jump.....	40
FIGURA 5: Balança com estadiômetro.....	40
FIGURA 6: Cadeira.....	41
FIGURA 7: Ilustração gráfica do teste de agilidade e equilíbrio dinâmico.....	46
FOTOGRAFIA A: Coleta do sinal eletromiográfico em solo estável.....	42
FOTOGRAFIA B: Coleta do sinal eletromiográfico em solo instável.....	43
FOTOGRAFIA C: Coleta do sinal eletromiográfico durante a CIVM.....	43

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos gêneros feminino e masculino no solo estável.....	50
GRÁFICO 2: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos gêneros feminino e masculino no solo instável.....	50
GRÁFICO 3: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos solos estável e instável em idosas do gênero feminino.....	52
GRÁFICO 4: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos solos estável e instável em idosos do gênero masculino.....	52
GRÁFICO 5: Tempo do teste Agilidade e Equilíbrio Dinâmico em idosos do gênero feminino e masculino.....	55

**LISTA DE TABELAS**

TABELA 1: Médias de idade, peso, altura e IMC dos indivíduos da amostra.....	47
TABELA 2: Médias dos Valores de RMS do Tibial Anterior de ambos os gêneros nos diferentes tipos de solo.....	48

## **LISTA DE SIGLAS**

AGIL – Agilidade e Equilíbrio Dinâmico

AVD – Atividade de Vida Diária

EMG – Eletromiografia

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IMC – Índice de Massa Corporal

OMS – Organização Mundial da Saúde

RMS – Root Mean Square

TA – Tibial Anterior

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	14
1.1 OBJETIVO GERAL .....	17
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	17
1.3 JUSTIFICATIVA.....	17
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	20
2.1 ENVELHECER .....	20
2.2 TEORIAS DO ENVELHECIMENTO.....	21
2.2.1 Deteriorização Protéica.....	21
2.2.2 Teoria Da Velocidade De Vida.....	22
2.2.3 Teoria Neuro-Endócrina .....	22
2.2.4 Envelhecimento Celular .....	23
2.2.5 Teoria Da Metagênese Intrínseca.....	23
2.3 ENVELHECIMENTO DO SISTEMA NEUROMUSCULAR.....	24
2.4 CAPACIDADE FUNCIONAL DO IDOSO E RISCO DE QUEDAS .....	26
2.5 ELETROMIOGRAFIA .....	27
2.5.1 Eletromiografia Geral.....	29
2.5.2 Instrumentação.....	30
2.5.3 Aquisição do sinal.....	31
2.5.4 Origem do sinal.....	31
2.5.5 Captação do sinal .....	32
2.5.6 Circuito de processamento do sinal.....	33
2.5.7 Posicionamentos dos eletrodos .....	35
2.5.8 Recomendações da SENIAM sobre sensores eletromiográfico.....	36
2.5.9 Processamentos dos sinais .....	37
3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS .....	38
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	38
3.2 CARACTERIZAÇÃO DA POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	38
3.2.1 Critérios de Inclusão.....	39
3.2.2 Critérios de Exclusão.....	39
3.3 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS .....	39
3.4 PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS.....	41
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	46
4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS DADOS .....	46
4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA .....	46
4.2 ELETROMIOGRAFIA .....	48

4.2.1 Médias dos Valores de RMS do músculo Tibial Anterior dos idosos de ambos os gêneros em solo estável e instável .....	48
4.2.2 Atividade Eletromiográfica do Músculo Tibial Anterior em Solos Estável e Instável em idosos de ambos os gêneros (Valores em % do RMS da CIVM).....	49
4.2.3 Atividade Eletromiográfica Do Músculo Tibial Anterior Em Idosos Dos Gêneros Feminino E Masculino Nos Diferentes Tipos De Solo (Valores Em % Do RMS Da CIVM).	51
4.4 AGILIDADE E EQUILIBRIO DINÂMICO EM IDOSOS DO GÊNERO FEMININO E MASCULINO .....	54
REFERÊNCIAS .....	58
APÊNDICE .....	70
ANEXOS.....	74

## 1 INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial de Saúde e do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, entre 1950 e 2025, a população de idosos, em países em desenvolvimento como o Brasil, crescerá dezesseis vezes contra somente cinco vezes da população total. A proporção passará de aproximadamente 7,5% para cerca de 15%, que é a mesma de países europeus. Este fato coloca o Brasil em termos absolutos como o sexto país em idosos, no mundo (ZANELLA et al., 2010).

O crescimento do número de idosos, em nosso país, resulta das transformações ocorridas no século XX, por sua vez devidas às transições epidemiológicas e demográficas relacionadas ao aumento da urbanização, ao decréscimo da fecundidade e da mortalidade (principalmente infantil) e às alterações no padrão de saúde doença, que se refletiram no aumento da expectativa de vida (RIBEIRO; ALVES; MEIRA, 2009).

Com o aumento da expectativa de vida associado à baixa taxa de natalidade resulta no envelhecimento da população. Contudo, uma grande parcela das pessoas que hoje atinge a terceira idade, não quer esperar que os efeitos do envelhecimento e as doenças associadas a este apareçam, para que as medidas necessárias sejam tomadas. Esta população está mais consciente do valor da prevenção, busca independência e um envelhecimento saudável (GUCCIONE, 2002).

O envelhecimento pode ser compreendido como um conjunto de alterações estruturais e funcionais desfavoráveis do organismo que se acumulam de forma progressiva, especificamente em função do avanço da idade. Essas modificações prejudicam o desempenho de habilidades motoras, dificultando a adaptação do indivíduo ao meio ambiente, desencadeando modificações de ordem psicológica e social (CANDELORO, 2007).

O processo de envelhecimento afeta o desempenho físico, limitando a interação do homem com o meio ambiente. Dentre diversas funções prejudicadas pelo avanço da idade esta a função muscular, que, quando diminuída, afeta significativamente a qualidade de vida dos idosos, levando-os a dificuldades para a realização das atividades cotidianas e, muitas vezes, tornando-os dependentes do auxílio de outras pessoas (POWERS; HOWLEY, 2000). Essa fragilidade é determinada pela idade, fatores genéticos, enfermidades, hábitos tóxicos, aspectos sociais e assistenciais do meio em que o indivíduo vive. A detecção precoce da reserva funcional que precede a incapacidade e a dependência de seus familiares é crucial ao idoso em sua busca por qualidade de vida. (OLIVEIRA e CORDEIRO, 2009).

Em vista disso, é de grande importância uma boa avaliação do idoso e a eletromiografia é um método eficaz que pode auxiliar no processo de avaliação muscular do indivíduo idoso. Com a eletromiografia algumas variáveis podem ser monitoradas como intervalos de ativação muscular e são utilizados para avaliar coordenação motora e eficácia de tratamento (BENEDETTI et al, 2001), através da diminuição do espectro de frequência para baixas frequências (MERLETTI et al, 1992), identificação de doenças neuromusculares específicas (ZWARTS et al, 2000) e outras alterações neuromusculares devido à idade (MERLETTI et al, 2002), exercício (CASALE et al, 2003).

Dentre os fatores que levam a população idosa a sofrer consequências funcionais estão: fatores biológicos, doenças, doenças e causas externas. Segundo a Classificação Internacional de Doenças (CID-10) a queda é uma das causas externas e representa um grande problema para os idosos, dadas as suas consequências, como lesões de partes moles, restrição prolongada no leito, hospitalização, institucionalização, risco de doenças, fraturas, incapacidade e até morte. Além disso, o medo de novas quedas leva o idoso a diminuir suas atividades, provocando a síndrome da imobilidade (TOLEDO; BARELA, 2010).

Entre as principais alterações relacionadas com a queda em idosos a literatura cita o aumento da latência da resposta do ajuste postural e diminuição da capacidade de selecionar as informações adequadas, quando o ambiente oferece pistas conflitantes, bem como alterações musculares, caracterizadas pela atrofia muscular, diminuição da força, da potência e da flexibilidade; alterações no sistema conjuntivo com diminuição da elasticidade e aumento da rigidez articular com diminuição da amplitude de movimentos; alterações no sistema esquelético apresentando diminuição da densidade óssea; alterações no sistema cardiovascular representado pela redução do volume máximo de oxigênio e da tolerância ao exercício e diminuição da circulação periférica; e alterações no sistema neurológico caracterizado pela degeneração dos nervos periféricos, redução na produção de neurotransmissores e perda progressiva de neurônios (DUARTE; DIOGO, 2000).

Segundo Pereira et al (2001). A queda é o deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior à sua posição inicial, com a incapacidade de correção em tempo hábil, determinado por circunstâncias multifatoriais que comprometem a estabilidade postural.

A queda é um evento multifatorial com fatores intrínsecos e extrínsecos relacionados (MOURA et al 1999). Como fatores intrínsecos, destacam-se as alterações fisiológicas próprias do envelhecimento, bem como afecções comuns nessa idade. Os fatores extrínsecos incluem as características do ambiente: superfície do solo como assoalhos escorregadios, tapetes soltos, tapete muito espesso, tacos soltos, escadas, pouca iluminação, degraus altos,

escada rolante, chão escorregadio, banheiro escorregadio, falta de barras de apoio, assentos sanitários baixos, cadeiras sem descanso de braço, roupas desajustadas (barras compridas ou descosturadas), sapatos inapropriados ou muito gastos, raízes de árvore, subir em ônibus, via pública mal conservada.

Picklest et al. (2000) afirma que algumas quedas ocorrem quando a atividade, como a marcha em terrenos acidentados ou pedregosos, exige maior esforço dos indivíduos idosos. Coutinho e Silva (2002). Em seus estudos evidenciaram que 66% das quedas em idosos ocorrem no próprio lar e 22% na rua. O evento queda pode ocorrer em qualquer idade, porém entre idosos, tem grande importância tendo em vista as consequências biopsicossociais que acarretam.

De acordo com Pereira e colaboradores (2006) a maior suscetibilidade dos idosos sofrerem lesões decorrentes de uma queda está associada ao declínio funcional do processo de envelhecimento e diminuição da qualidade da coordenação motora.

Na atualidade, as quedas se tornaram um dos maiores problemas de saúde pública em idosos, devido ao aumento da morbidade, mortalidade e custos para a família e a sociedade. A ocorrência de quedas na população idosa é comum. Sua incidência aumenta com a idade e é mais frequente no sexo feminino (PERRACINI; RAMOS, 2002). Os principais fatores de risco para quedas nessa população estão relacionados à limitação funcional, história de quedas, aumento da idade, fraqueza muscular, uso de medicamentos psicotrópicos, riscos ambientais sexo feminino e déficit visual (FOLDAVARI et al. 2000 e FRIED et al., 2001 e STEVENS; OLSON, 2000 e NEWTON, 1995 e GREGG EW; PEREIRA; CASPERSEN, 2000 e PERRACINI; RAMOS, 2002).

A proporção de mulheres que sofrem quedas é maior que a de homens e com maior risco de fraturas. (CAMPBELL et al, 1990). Pesquisadores relatam que mulheres idosas apresentam maior propensão para quedas devido à menor massa magra e força muscular, maior prevalência de doenças crônico-degenerativas e exposição às atividades domésticas (FOLDAVARI et al, 2000 e FRIED et al, 2001 e PERRACINI; RAMOS, 2002).

Desta forma tornam-se necessários estudos para o reconhecimento dos fatores associados aos desequilíbrios e as quedas, buscando a melhoria da qualidade de vida e manutenção da saúde dos idosos.

A partir do exposto formulou-se a seguinte situação problema: Qual a diferença do sinal eletromiográfico superficial, do músculo tibial anterior entre indivíduos idosos do gênero feminino e masculino em solo estável e instável?

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Analisar a atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior em solo estável e instável, em idosos e comparar os sinais entre os gêneros e nos diferentes tipos de solo.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar o sinal eletromiográfico, através do Root Mean Square (RMS), do músculo tibial anterior em idosos de ambos os gêneros em solo estável;
- Verificar o sinal eletromiográfico, através do RMS, do músculo tibial anterior em idosos de ambos os gêneros em solo instável;
- Verificar o sinal eletromiográfico, através do RMS, do músculo tibial anterior em idosos do gênero feminino e masculino em solos estável e instável;
- Comparar o sinal eletromiográfico entre os idosos de ambos os gêneros;
- Comparar o sinal eletromiográfico entre os diferentes tipos de solo;
- Verificar o equilíbrio e agilidade, através do teste Agilidade e Equilíbrio Dinâmico (AGIL) e comparar entre idosos do gênero masculino e feminino.

## 1.3 JUSTIFICATIVA

Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) do ano de 2000, a população com idade superior a 60 anos representa um contingente de quase 15 milhões de pessoas, o equivalente a 8,6% da população brasileira. Estima-se que, nos próximos 20 anos, o Brasil seja o sexto colocado mundial em população idosa, com a existência de mais de 30 milhões de pessoas com idade superior a 60 anos, representando quase 13,0% da população brasileira no final desse período.

O processo natural do envelhecimento diminui a função de cada órgão do organismo. À medida que o tempo passa cada órgão vai, pouco a pouco, quase sem percebermos, perdendo um pouco de função. A este processo chamamos de perda da capacidade funcional (MANUAL DO CUIDADOR, 2008).

A perda da capacidade funcional é o principal fator de risco de quedas para a população idosa, tornando o idoso dependente na realização de sua AVD's. Anualmente, no Brasil e nos Estados Unidos, 30,0% dos idosos não institucionalizados sofrem quedas (PERRACINI; RAMOS, 2002 e FULLER, 2000).

Um das principais causas da perda da autonomia e independência dessa população são as consequências geradas pelas quedas. Estudos epidemiológicos apontam que 32,0% da população idosa com idade entre 65 e 74 anos, 35% entre 75 e 84 anos e 51% acima de 85 anos sofrem queda pelo menos uma vez por ano. No Brasil, estima-se que de 20,0% a 30,0% dos idosos caem ao menos uma vez por ano. Desses, de 15,0% a 50,0% terão risco de morte no ano seguinte ou hospitalização (SILVESTRE; COSTA NETO, 2003 e PERRACINI; RAMOS, 2002 e BARAFF; DELLA PENNA; WILLIAMS; SANDERS, 1997).

Segundo o banco de dados do Ministério da Saúde (DATASUS), no Brasil, entre os anos de 1996 e 2005, cerca de 24.645 idosos morreram devido às consequências das quedas, ocupando o terceiro lugar de mortalidade e o primeiro lugar entre as internações hospitalares (ALVES JR, 2009).

Diante dessas considerações, há uma preocupação constante dos profissionais da saúde em prevenir e amenizar as consequências das quedas na saúde do idoso (SANTOS et. al., 2011). Para minimizar e detectar o risco de quedas na população idosa é necessário mais estudos para a compreensão do processo do envelhecimento e os efeitos deletérios que este causa ao idoso.

No Brasil, onde a maioria da população é constituída por jovens, o estudo e a dedicação voltados aos idosos são recentes. Contudo, o incremento significativo deste patamar da população nas últimas décadas justifica a preocupação com a produção de conhecimento e o alerta para uma lacuna que necessariamente terá de ser preenchida em um futuro próximo. Na fisioterapia o quadro é o mesmo, destacando o agravante de esta ser uma das profissões mais recentes surgida no campo da saúde no Brasil. Assim, a organização e a disponibilização do conhecimento fisioterapêutico existente para a assistência específica do idoso são fundamentais (REBELATTO; MORELLI, 2004).

Até o momento, existe uma lacuna do conhecimento relacionado à análise eletromiográfica de superfície dos músculos do tornozelo nos diferentes tipos de solo (estável e instável) em indivíduos idosos. A partir desta consideração surgiu a idéia de verificar, por meio da eletroneuromiografia de superfície, o comportamento do recrutamento muscular em diferentes solos em idosos de ambos os gêneros.

Este estudo possibilitará conhecer, de forma mais detalhada, a influência do processo de envelhecimento na atividade eletromiográfica dos músculos do tornozelo e correlacioná-los aos fatores predisponentes de quedas em idosos de gênero masculino e feminino.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 ENVELHECER

O processo de envelhecimento acarreta alterações funcionais e comportamentais que afetam os seres humanos de maneiras características. Mesmo na ausência de patologias, na última fase da vida todos tornam-se relativamente menos ágeis, mais vulneráveis à ação do ambiente e mais dependentes dos recursos da cultura (GUCCIONE, 2002).

Envelhecer é uma fase complexa e envolve muitas variáveis que interagem entre si, influenciando grandemente a maneira como se envelhece. Transformações nos parâmetros sociais e ambientais irão ocorrer, pois o idoso começa vivenciar dificuldades quanto à segurança e à adequação ao ambiente que vive (ZANELLA et al., 2010). Assim como fatores biológicos, doenças e causas externas levam a população idosa a sofrer consequências funcionais. A queda, segundo a Classificação Internacional de Doenças (CID-10), é uma das causas externas e representa um grande problema para as pessoas idosas, dadas as suas consequências, como lesões de partes moles, restrição prolongada no leito, hospitalização, institucionalização, risco de doenças, fraturas, incapacidade e até morte. Além disso, o medo de novas quedas leva o idoso a diminuir suas atividades, provocando a síndrome da imobilidade (TOLEDO; BARELA, 2010).

Tendo isso em vista, Weineck (2005) afirma que é sugerido na literatura que grande parte desses aspectos deletérios do envelhecimento pode ser amenizada com a prática de exercícios físicos regulares. Por isso, manter esta população ativa com a prática de hábitos de vida saudáveis como alimentação balanceada, exercícios regulares e atividades sociais pode ser alternativa eficaz na diminuição dos gastos dos cofres públicos e na melhoria da saúde desta população (ZANELLA et al., 2010).

Promover o envelhecimento ativo e saudável significa, entre outros fatores, valorizar a autonomia e preservar a independência física e psíquica da população idosa, prevenindo a perda de capacidade funcional ou reduzindo os efeitos negativos de eventos que a ocasionem. Além disso, garantir acesso a instrumentos diagnósticos adequados, a medicação e a reabilitação funcional. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2004).

## 2.2 TEORIAS DO ENVELHECIMENTO

Carvalho Filho (2000), fala que a maioria dos gerontologistas define o envelhecimento como a redução da capacidade de sobreviver. De fato o envelhecimento pode ser conceituado como um processo dinâmico e progressivo onde há modificações tanto morfológicas como funcionais, bioquímicas e psicológicas que determinam progressiva perda da capacidade de adaptação do indivíduo ao meio ambiente, ocasionando maior vulnerabilidade e maior incidência de processos patológicos que terminam por levá-lo à morte.

De acordo com Neri (2001), o envelhecimento compreende os processos de transformação do organismo que ocorrem após a maturação sexual e que implicam a diminuição gradual da probabilidade de sobrevivência. É a última fase do ciclo vital e é delimitada por eventos de natureza múltipla, incluindo, por exemplo, perdas psicomotoras, afastamento social, restrição em papéis sociais e especialização cognitiva. À medida que o ciclo vital humano se alonga, a velhice passa a comportar subdivisões que atendem a necessidades organizacionais da ciência e da vida social.

### 2.2.1 Deteorização Protéica

O processo da síntese protéica pode ser resumido em uma fase: o ADN leva à formação de ARN e este à proteína. A primeira possibilidade é que a alteração determinante do envelhecimento ocorra no ADN, constituindo a “teoria do erro primário”.

A “Teoria do Erro-catástrofe” do envelhecimento celular, proposta por Orgel (1963), postula que os erros na síntese de uma proteína podem ser utilizados na síntese de outras proteínas, levando a uma diminuição progressiva da fidelidade e à eventual acumulação de proporções de proteínas aberrantes, potencialmente letais. Estes erros assumem significado especial quando afetam proteínas envolvidas na síntese de DNA, resultando na perda de fidelidade do DNA replicado, aumentando, conseqüentemente, as mutações somáticas e originando, eventualmente, patologias e disfunção celular.

Para testar esta teoria, Harley et al. (1989) determinaram a frequência dos erros na síntese proteica em várias culturas de fibroblastos de doadores humanos jovens e idosos. Esta teoria deveria verificar-se uma menor velocidade da ocorrência de erros traducionais nos fibroblastos transformados em linhas permanentes (imortais) do que nas células envelhecidas. No entanto, contrariamente ao esperado, constataram uma maior velocidade de erros na

síntese proteica nas células imortais do que nas envelhecidas. Os resultados deste estudo apontam para uma baixa influência da ocorrência de erros na tradução das proteínas no fenómeno de envelhecimento.

### **2.2.2 Teoria Da Velocidade De Vida**

A “Teoria da Velocidade de Vida” foi proposta por Pearl (1928), citado por Mota; Figueiredo; Duarte (2004), e advoga que a longevidade é inversamente proporcional à taxa metabólica. Para explicar as diferenças de longevidade entre as espécies de mamíferos, foi realizado um estudo com base na desigualdade de dispêndio energético por grama de tecido. Ou seja, as características genéticas de cada espécie de mamíferos determinariam a sua taxa metabólica e, deste modo, a sua maior ou menor longevidade comparativamente às outras espécies.

Mais tarde, as diferenças na longevidade entre as espécies foi explicada pelo facto dos animais de menores dimensões terem, normalmente, um metabolismo basal mais elevado e menor tempo de vida (CUTLER, 1986).

### **2.2.3 Teoria Neuro-Endócrina**

Uma das teorias genéticas do fenómeno de envelhecimento mais relevantes é a Teoria Neuro-endócrina e constitui uma hipótese alternativa para explicar a degeneração funcional associada à idade. De acordo com esta teoria, o nível de envelhecimento é o resultado do declínio de diversas hormonas do eixo hipotálamo-pituitária-adrenal que controlam o sistema reprodutor, o metabolismo e outros aspectos do funcionamento normal de um organismo (MOTA; FIGUEIREDO; DUARTE, 2004).

Esta teoria defende que a actividade do hipotálamo depende da expressão de genes específicos, os quais, independentemente da influência dos factores estocásticos, alteram a sua expressão com a idade, condicionando um conjunto de funções diretamente dependentes do sistema neuro-endócrino (JOHNSON; FINCH, 1996).

Existem muitas teorias, porém a compreensão deste fenómeno passa pelo conhecimento dos mecanismos biológicos específicos subjacentes aos desequilíbrios que causam a perda de funcionalidade progressiva com a idade, com o consequente aumento da

susceptibilidade e incidência de doenças, aumentando a probabilidade de morte (MOTA; FIGUEIREDO; DUARTE, 2004). Contudo o conhecimento deste tema ainda deve ser mais esclarecido.

#### **2.2.4 Envelhecimento Celular**

A partir de 1981 teve início os estudos sobre o envelhecimento celular no fenômeno do envelhecimento quando Weismann especulou sobre a existência de um potencial limitado da capacidade de duplicação das células somáticas nos animais superiores (ROSE, 1991).

Porém somente anos mais tarde Hayflick e Morhead (1961) confirmaram esta teoria, pois até então, os estudos desenvolvidos em células somáticas apontavam para a possibilidade deste fenômeno não ocorrer ao nível celular.

Em um estudo realizado por Alexis Carrel (1921), que colocou fibroblastos provenientes do coração de galinha em meio de cultura, estes se duplicaram indefinidamente, tendo Carrel decidido terminar a cultura voluntariamente após 34 anos. Este fenômeno resultaria, assim, da interação fisiológica das células apenas quando estão organizadas em tecidos ou órgãos.

A aceitação destes resultados pela comunidade científica da época não foi pacífica, tendo sido atribuídos erros na confecção do meio de cultura e na possível contaminação por vírus. De acordo com a perspectiva vigente na época, o segredo do “elixir da juventude” poderia residir no meio em que as células vivem (MOTA; FIGUEIREDO; DUARTE, 2004).

#### **2.2.5 Teoria Da Metagênese Intrínseca**

A Teoria da Metagênese Intrínseca de Burnet (1974) considera que a longevidade das diferentes espécies animais difere devido a uma constituição genética específica, que regula a fidelidade do seu material genético e sua replicação. De acordo com esta teoria, a longevidade do animal depende do menor número de erros na replicação do seu DNA celular e da capacidade das respectivas enzimas reparadoras do DNA. Deste modo, o maior ou menor tempo de vida das diferentes espécies animais estaria associado a uma maior ou menor acumulação de mutações nas respectivas células somáticas.

Esta teoria afirma que, quando a acumulação de mutações nas células somáticas impossibilitasse a manutenção da fidelidade e replicação do material genético, a célula começaria a evidenciar um fenótipo de envelhecimento, de perda de funcionalidade. No entanto, os processos de manutenção da fidelidade da replicação do DNA são bastante eficazes, impedindo a acumulação de mutações por replicação do DNA danificado. A maioria das proteínas danificadas detectadas nas células envelhecidas resulta, essencialmente, de modificações motivadas por reações de oxidação e de glicosilação (FINCH, 1994).

Então Teoria da Metagênese Intrínseca parece não explicar o fenômeno de envelhecimento uma vez que há poucas evidências experimentais que sustentem esta hipótese.

Existem várias teorias que tenta de alguma forma explicar este processo, porém nenhuma delas é absoluta. É necessário a realização de mais estudos para o entendimento e a comprovação deste fenômeno cientificamente.

### 2.3 ENVELHECIMENTO DO SISTEMA NEUROMUSCULAR

O envelhecimento está associado a alterações profundas na composição corporal. Com a idade, há um aumento na massa de gordura corporal, e uma diminuição da massa corporal magra. Essa diminuição ocorre basicamente como resultado das perdas de massa muscular esquelética (FRONTERA; EVANS, 1991). Essa perda de massa muscular esquelética relacionada à , idade foi denominada “sarcopenia”. (GUCCIONE, 2002)

A sarcopenia, definida como um processo lento, progressivo e aparentemente inevitável de perda de massa e força muscular, é uma das mudanças fisiológicas mais importantes que ocorrem com o avançar da idade (GARCIA et al., 2011).

Microscopicamente, no jovem, a maior parte dos músculos apresenta fibras brancas ou de contração rápida, e fibras vermelhas, ou de contração lenta. Já no músculo do idoso, vemos fibras em degeneração, de ambos os tipos, e também fibras hipertrofiadas, talvez compensatoriamente. As fibras musculares que desaparecem são substituídas por tecido conjuntivo, ocorrendo então um aumento do colágeno intersticial no músculo do idoso (CARVALHO FILHO, 2000).

A redução de massa muscular associada ao envelhecimento parece ser a principal responsável pela redução da força e potência muscular e pela consequente perda de mobilidade funcional em idosos. Estima-se que o envelhecimento está associado com 20,0% a 40,0% da diminuição na força e potência muscular aos 70-80 anos e com reduções maiores

(50,0%) aos 90 anos em ambos os gêneros (GARCIA et al., 2011). Essa redução da força muscular é uma causa importante da incapacidade do idoso, uma vez que a força e a potência são componentes importantes da marcha, do equilíbrio e da capacidade de deambular (BASSEY et al., 1992).

O envelhecimento vem acompanhado pela redução da área de secção transversa muscular de cerca de 40,0% entre as idades de 20 e 80 anos. Em um estudo realizado por BOOTH, WEEDEN e TSENG (1973), foi observado que a redução da área de secção transversal do membro inferior começa no início da vida adulta e acelera-se após os 50 anos de idade. Essa redução está acompanhada com o aumento das estruturas não contráteis, tais como tecido conjuntivo e adiposo.

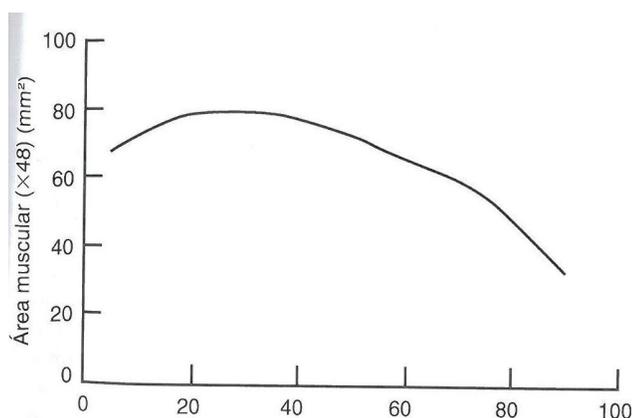


Figura 1: O declínio da massa muscular esquelética em função da idade.  
Fonte: Guccione, 2000.

Com a diminuição das fibras musculares há também uma diminuição do número total de unidades motoras com a idade, aproximadamente 25,0% da segunda à décima década de vida. A diminuição do número de unidades motoras é acompanhada por um aumento do seu tamanho ou razão de inervação. O aumento do tamanho da unidade motora é encontrado basicamente nos músculos dos membros inferiores, especialmente em pessoas com 60 anos de idade, e mais nos músculos distais do que nos proximais (GUCCIONE, 2002).

Guccione (2002) sugere que à medida que se avança além dos 60 anos de idade, o músculo passa por desnervação e reinervação contínuas, devido a uma redução acelerada das unidades motoras funcionantes. Isso é mediado através de uma perda dos motoneurônios da medula espinhal e das fibras mielinizadas da raiz ventral. Inicialmente, a reinervação pode compensar a desnervação. Entretanto, à medida que esse processo neurogênico progride mais

e mais fibras musculares tornam-se permanentemente desenergizadas e subsequentemente substituídas por gordura e tecido fibroso.

Em consequência a todo esse processo, ocorre uma perda progressiva da força muscular no idoso. A taxa de perda de força muscular é de 8,0% a cada década de vida, começando a partir da terceira década. Evidências indicam desproporção na perda de força nos membros inferiores e membros superiores, sendo os músculos dos membros inferiores mais afetados, cerca de 40,0% contra 30,0% dos membros superiores (THOMPSON, 1994).

A fraqueza muscular pode dever-se a um declínio da capacidade de ativar a massa muscular existente, causada parcialmente pelo controle central diminuído. Pode também estar relacionada à perda de massa muscular. A conclusão à qual se pode chegar é que fatores desconhecidos, além da perda de massa muscular, devem explicar a perda de força associada à idade.

#### 2.4 CAPACIDADE FUNCIONAL DO IDOSO E RISCO DE QUEDAS

A Organização Mundial de Saúde (OMS) destaca a capacidade funcional e a independência como fatores preponderantes para o diagnóstico de saúde física e mental na população idosa.

O envelhecimento é tipicamente caracterizado por declínios notáveis no controle e da organização dos movimentos. Entre os mais proeminentes estão a lentificação dos movimentos, a deteriorização da qualidade do movimento executado e a perda da força e da potência muscular (GUCCIONE, 2002).

A mobilidade, capacidade de deslocamento do indivíduo pelo ambiente, é um componente da função física extremamente importante; constituindo um pré-requisito para a execução das atividades de vida diária (AVD's) e a manutenção da independência. Seu prejuízo pode gerar dependência e incapacidades. (IMMS et al, 1981 apud PEREIRA et al, 2005; MACKNIGHT et al, 1995). Além disso, Guccione (2002) fala que muitos dos mais importantes papéis e atividades da vida, tais como tocar um instrumento musical, pintar, participar de atividades esportivas ou dirigir um veículo, envolvem tarefas que precisam de desempenho motor especializado. Assim, a incapacidade de participar nessas atividades satisfatórias rouba do idoso uma parte importante de sua vida.

Segundo Tinetti et al, (1996), funções locomotoras, sensoriais e cognitivas, estão intrinsecamente relacionadas à mobilidade. Jamet et al, (2004) relataram em seus estudos que

o processo do envelhecimento fisiológico, a senescência, afeta desfavoravelmente o equilíbrio, produzindo mudanças em todos os níveis do controle postural, propiciando desordens nas três funções principais: os receptores sensoriais, o processamento cognitivo central e a execução da resposta motora.

Os fatores associados ao declínio de desempenho sensório-motor durante o envelhecimento tem sido motivo de preocupação crescente, principalmente em mapear os aspectos que se deterioram com a idade na tentativa de compreender as mudanças em mecanismos internos de controle motor (TEIXEIRA, 2006). Nesse empreendimento, tem sido observado que os movimentos de indivíduos idosos tornam-se mais lentos em comparação com indivíduos mais jovens (SEUDLER; STELMACH, 1995 e YORK; BIEDERMAN, 1990), o que é provocado principalmente pela desaceleração mais prolongada durante a fase de aproximação da mão a um alvo espacial (GOGGIN; MEEUSEN, 1992). Outro aspecto do desempenho motor que tem sido observado declinar consistentemente em função do avanço da idade é a rapidez de reação frente à estimulação sensorial. Isto é, tem sido encontrada elevação sistemática do tempo de reação a estímulo visual e tempo de reação a estímulo sonoro com o aumento de idade (GROUIOS, 1991 e TEASDALE et al.; 1993).

Um trabalho realizado por (Teasdale et al, 1993), revelou elevação mais acentuada do tempo de reação auditivo em uma tarefa secundária (em relação a sujeitos mais jovens), tendo como tarefa primária o controle postural, frente a diferentes manipulações da informação sensorial e do centro de pressão. A partir da comparação dos resultados com o tempo de reação auditivo como tarefa única, ficou evidente que a maior latência de resposta teve como uma das causas principais o processamento central de informação.

Cerella (1985) fala que o envelhecimento é um processo destrutivo, caracterizado pela redução de ligações na circuitaria neural ocorrendo ao acaso, com probabilidade constante ao longo do tempo. Essas perdas aleatórias conforme um indivíduo envelhece teriam supostamente um efeito abrangente sobre as mais diferentes funções de processamento de informação, gerando uma deterioração global de desempenho em tarefas que necessitassem de recursos atencionais, dentre elas, as tarefas sensório-motoras.

## 2.5 ELETROMIOGRAFIA

Segundo (PORTNEY e ROY, 2004). A eletromiografia (EMG) é utilizada em diversas áreas, como nas ciências de reabilitação, ergonomia e diagnósticos neuromusculares. Os

fisioterapeutas são os usuários mais comuns da eletromiografia como método de avaliação da função e disfunção do sistema neuromuscular. A eletromiografia cinesiológica tem sido utilizada para estudar a resposta muscular em relação ao início e término da atividade, para analisar a função muscular em determinadas tarefas e para avaliar a eficácia de técnicas de recuperação funcional das mais variadas patologias. Algumas aplicações específicas compreendem a avaliação da eficácia dos exercícios para facilitar ou inibir a atividade muscular específica, podendo, então, verificar se as metas terapêuticas estão sendo alcançadas. Portanto, diante da crescente necessidade de validação da eficácia terapêutica, a EMG representa um meio objetivo de documentação científica.

O estudo da dinâmica muscular baseia-se num princípio estabelecido por Galvani (BASMAJIAN e De LUCA, 1985) segundo o qual um músculo esquelético se estimulado eletricamente contrai-se e, por outro lado, produz corrente elétrica quando se contrai voluntariamente. Atualmente, esta técnica tem sido muito utilizada por possibilitar a observação da atividade muscular global durante atividades específicas, além de possibilitar a quantificação do sinal que é frequentemente desejável para a descrição e comparação das alterações na magnitude e padrão de resposta muscular (PORTNEY e ROY, 2004; De LUCA, 1997). Estes autores acreditam que o eletromiograma seja uma representação fidedigna da unidade motora avaliada.

O sinal eletromiográfico possibilita a análise da atividade elétrica da contração muscular, permitindo inúmeras aplicações na área clínica ou na pesquisa básica. Este sinal reflete a soma dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) individuais ativas que se apresentam na vizinhança do eletrodo, quando uma contração muscular é gerada (ARAÚJO et al., 1996; WINTER, 1991; YEUNG e EVANS, 1998; MERLETTI et al., 1999) e pode ser manipulado eletronicamente, de forma a facilitar a quantificação dos dados brutos. Uma forma de fazê-lo é através da determinação da raiz quadrada da média (Root Mean Square – RMS), sendo atualmente a mais utilizada pelos pesquisadores, pois é a que melhor contempla as alterações fisiológicas do sinal eletromiográfico, reflete o número de unidades motoras (UMs) ativas, a frequência de disparo das UMs e a forma dos potenciais de ação das unidades motoras (BASMAJIAN e De LUCA, 1985) permitindo uma análise da amplitude do sinal eletromiográfico.

Através da análise espectral do sinal eletromiográfico, pode se observar o processo de fadiga muscular, velocidade de condução da fibra muscular, proporção do tipo de fibra muscular, informações sobre o recrutamento e sincronização das unidades motoras em condições normais e patológicas (MERLETTI et al., 1992; MANNION e DOLAN, 1994).

Para Merlettiet al. (1984) a frequência mediana é a frequência característica do sinal eletromiográfico que melhor demonstra as alterações na velocidade de condução das fibras dos músculos esqueléticos.

Existem entidades como a ISEK (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*) e a SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles*) as quais desenvolveram normas para a padronização dos sensores, porém ainda não está estabelecido qual o melhor posicionamento do eletrodo de superfície para captação do sinal eletromiográfico.

De Luca (1997) ressalta a importância da colocação dos eletrodos de superfície para se determinar um padrão na atividade dos músculos, e se existe atividade dos músculos vizinhos, os quais podem interferir no sinal elétrico dos músculos em estudo. Ressalta que a localização preferencial é na linha média do ventre muscular entre o ponto motor e a junção miotendínea. Outros autores como (ARAUJO et al., 1995) padroniza a colocação sobre o ponto motor do músculo, referindo que isto diminui a possibilidade de captação da atividade elétrica de músculos vizinhos e está sujeita a menores erros sistemáticos.

### 2.5.1 Eletromiografia Geral

Os exames eletromiográficos têm sido utilizados para proporcionar um objetivo e preciso meio de avaliação, determinando as características elétricas de um músculo particular ou grupo muscular (PORTNEY e ROY, 2004). Segundo estes autores, a EMG é essencialmente, o estudo da atividade da UMs.

Para Basmajian e De Luca (1985) é o estudo da função muscular através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo. As UMs se compõem de uma célula situada no corno anterior da medula espinhal, um axônio, suas junções neuromusculares, e todas as fibras musculares inervadas por este axônio. O axônio simples conduz um impulso para todas as suas fibras musculares, fazendo com que sofram despolarização de modo relativamente simultâneo. A despolarização produz atividade elétrica, que se manifesta como PAUMs, e que é graficamente registrada como eletromiograma. Este representa a somatória dos potenciais de ação das unidades motoras ocorridas durante a contração muscular, a qual foi captada numa dada localização de eletrodo. Esta atividade é frequentemente expressa em milivolts (LEHMAN e MCGILL, 1999).

As muitas variáveis, relacionadas a diferentes objetivos, podem ser monitoradas como intervalos de ativação muscular são utilizados para avaliar coordenação motora e eficácia de tratamento (BENEDETTI et al., 2001) através da diminuição do espectro de frequência para baixas frequências (MERLETTI et al., 1992) identificação de doenças neuromusculares específicas (ZWARTS et al., 2000) e outras alterações neuromusculares devido à idade (MERLETTI et al., 2002) exercício (CASALE et al., 2003). A EMG pode ser relacionada com a quantidade de força desenvolvida por um músculo (BIGLAND-RITCHIE et al., 1984). Diante da crescente necessidade de validação da eficácia terapêutica, a EMG representa um meio objetivo de documentação científica (PORTNEY e ROY, 2004). Em todas estas situações, as variáveis analisadas, os resultados estatísticos e as conclusões, são dependentes de outros fatores: como padronização e posicionamento exato dos eletrodos (RAINOLDI et al., 2004).

### **2.5.2 Instrumentação**

Para ter a informação correta do registro eletromiográfico, a técnica utilizada tem que ser projetada para minimizar artefatos e ruídos. Os registros da atividade elétrica dos músculos podem ser contaminados por interferências do suprimento elétrico, artefatos mecânicos, artefatos de estimulação e atividade de outros músculos (TURKER, 1993). O ruído do equipamento é gerado pela própria natureza dos eletrodos de registro e as características do amplificador.

Segundo Basmajian e De Luca (1985), os eletrodos introduzem um ruído causado pela propriedade física dos metais utilizados nos mesmos e não pode ser totalmente eliminado, contudo, pode ser reduzido pela limpeza dos contatos. Já os amplificadores geram algum ruído em virtude das propriedades físicas dos semicondutores utilizados nos mesmos, este ruído não pode ser totalmente eliminado (TURKER, 1993).

Soderberg et al, (1992) afirma que a quantidade de ruído no sistema de registro deve ser determinada antes de utilizar o sistema, a Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia recomenda que o ruído do amplificador seja menor que 5 micro volts ( $\mu\text{V}$ ) RMS. A instrumentação em EMG está relacionada com quatro itens distintos: a origem do sinal; o sensor utilizado na detecção do sinal; o amplificador e o circuito de processamento do sinal.

### 2.5.3 Aquisição do sinal

O registro do eletromiógrafo requer um sistema que compreende eletrodos que capturam os potenciais elétricos do músculo em contração; um amplificador, que processa o pequeno sinal elétrico e um decodificador, que permite a visualização gráfica e/ou audição dos sons, o que permitirá a completa análise dos dados (PORTNEY e ROY, 2004).

### 2.5.4 Origem do sinal

A somatória dos potenciais de ação das unidades motoras PAUMs é também chamada de padrão de interferência (PI) do sinal eletromiográfico. Este é construído sob PAUMs, os quais representam a atividade elétrica das unidades motoras UMs, uma sobreposição já iniciando em 10,0% da contração voluntária máxima (CVM) em alguns sítios do músculo e está presente em todos os sítios em 30,0% da CVM (FUGLSANG-FREDERIKSEN, 2000). A forma do PI é influenciada pelo número de unidades motoras recrutadas, seu tamanho, forma e arquitetura, padrão de estimulação, duração da estimulação, tempo de recuperação, e qualidade da sincronização no recrutamento, além de ser dependente da idade, sexo, grau de contração muscular voluntária ou involuntária, músculo, temperatura, fadiga e nível de aptidão. Adicionalmente, condições de registro como sítio do eletrodo, tipo de eletrodo, sensibilidade, colocação de filtros, frequência de amostragem e nível de entrada influenciam fortemente a forma do PI (FINSTERER, 2001).

O PI é determinado por fatores causais, intermediários e determinantes. Os primeiros têm efeito básico sobre o sinal e estão divididos em intrínsecos e extrínsecos. Estes últimos estão relacionados com a estrutura do eletrodo e sua colocação na superfície da pele sobre o músculo e incluem a configuração do eletrodo, a localização com relação aos pontos motores e junções miotendínea as quais influenciam as características de amplitude e frequência do sinal detectado, bem como a orientação das superfícies de detecção com relação às fibras musculares. Os fatores intrínsecos são variáveis de controle mais limitado na instrumentação, e correspondem às características fisiológicas, anatômicas e bioquímicas do músculo. Os fatores intermediários representam os fenômenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais fatores causais e que por sua vez influenciam os fatores determinantes. Eles incluem aspectos do filtro passa banda, o volume de detecção do eletrodo, entre outros. Os fatores determinantes são relacionados diretamente com a informação do sinal

eletromiográfico e fazem parte dele o número de unidades motoras ativas, a interação mecânica entre as fibras musculares, o padrão de ativação das unidades motoras, a amplitude, duração e forma do potencial de ação. Quanto às características do sinal a amplitude máxima para um músculo normal é de aproximadamente três mili volts (mV) (SODERBERG et al, 1992); a energia útil está entre 0 e 500 Hz com energia dominante entre 50 e 150 Hz (BASMAJIAN e De LUCA, 1985; KARLSSON e GERDLE, 2001).

## **2.5.5 Captação do sinal**

### 2.5.5.1 Eletrodos

A função do eletrodo é monitorar o sinal eletromiográfico convertendo a corrente iônica bioelétrica a uma corrente formada por elétrons. Esta conversão acontece no eletrodo e na interface onde a mudança de íons para elétrons ocorre. Todos os eletrodos consistem de uma área de captação que fica em contato com um eletrólito, no qual reações de oxidação e redução ocorrem livremente. A principal condição de qualquer eletrodo utilizado para análise eletromiográfica é que seja um sistema reversível e não polarizado. Tanto as reações de oxidação quanto às de redução devem ocorrer com a mesma facilidade, ou então os eletrodos tornam-se polarizados durante o uso e inibem o fluxo de corrente bidirecional. Materiais como ouro e alumínio são facilmente polarizados e exibem altos potenciais de eletrodos. O coeficiente de temperatura do material também é um fator importante, pois alguns materiais mudam suas propriedades com pequenas variações na temperatura. O ideal é que os eletrodos sejam feitos do mesmo material e não possuam diferença de potencial entre eles (SODERBERG e COOK, 1984). Segundo Hermenset al. (2000) os materiais mais utilizados são Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl) e Prata (Ag).

### 2.5.5.2 Eletrodos de superfície

Soderberg e Cook (1984) acreditam que os eletrodos de superfície possam ser utilizados em grandes músculos ou grupos de músculos superficiais, tendo como principal vantagem à facilidade e padronização da aplicação. Por ser uma técnica não invasiva, não

causa desconforto ao paciente. Suas limitações são a atenuação causada pelo tecido subcutâneo e a possível contaminação do registro por atividade elétrica oriunda de outros músculos ou grupos musculares conhecidas como crosstalk. Para o registro eletromiográfico pode ser utilizada a configuração bipolar ou monopolar. Na primeira, dois eletrodos são colocados sobre ou dentro do músculo, e o potencial entre eles é registrado. A configuração monopolar é menos comum, e um eletrodo é colocado sobre ou dentro do músculo, e um eletrodo indiferente é colocado sobre uma parte não muscular do corpo. O potencial entre os dois eletrodos é então registrado. A desvantagem deste tipo de registro é que ele detecta todos os sinais, incluindo o ruído da vizinhança da área de detecção (BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

Os eletrodos de superfície podem ser de dois tipos: Os eletrodos passivos que são sistemas simples constituídos pela área de captação, que pode ou não estar envolvida em um material isolante, o cabo e o pino conector. Estes eletrodos não têm alta resistência de entrada, e são afetados por mudanças na resistência da pele. O sinal captado é facilmente contaminado por interferência do movimento dos cabos e sua utilização requer um preparo mais adequado da pele e necessita do gel condutor na interface eletrodo-pele (BASMAJIAN, 1973). Já os eletrodos ativos são sistemas mais complexos que possuem dispositivos eletrônicos que excluem sinais comuns por diferenciação (diferença dos potenciais de ação) e amplificam o sinal próximo de sua origem, reduzindo a contaminação por ruído ambiente e interferência do movimento dos cabos. Possuem um pré-amplificador que amplifica a diferença de potencial dos dois eletrodos antes da conexão com o próximo amplificador (TURKER, 1993).

Atualmente, encontram-se dois tipos de eletrodos diferenciais, o eletrodo de diferenciação simples e o eletrodo de dupla diferenciação, este último apresenta três superfícies de detecção igualmente separadas e tem a vantagem de eliminar ou reduzir com maior eficiência os sinais originados distante dos eletrodos, e, portanto, parece ser uma alternativa para reduzir o crosstalk (De LUCA, 1997). Os eletrodos de superfície são usualmente fixados com fitas adesivas e aplicados numa direção longitudinal e paralelo às fibras musculares (BASMAJIAN e De LUCA, 1985), ficando os sítios de detecção perpendicular às fibras musculares.

### **2.5.6 Circuito de processamento do sinal**

### 2.5.6.1 Amplificador

O amplificador tem diversas finalidades, como o isolamento entre a origem do sinal e a instrumentação de registro, a conversão de corrente para voltagem, a reprodução do evento bioelétrico com menor distorção, ganho de voltagem e a redução do ruído. As características mais importantes do amplificador na EMG são sua impedância de entrada e sua entrada diferencial, que devem ser altas (SODERBERG e COOK, 1984; BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

A impedância refere-se a uma propriedade da resistência ou oposição ao fluxo da corrente. Esta impedância pode ser diminuída pelo uso de eletrodos maiores, de boa condutividade, com cabos condutores mais curtos, que reduzem os efeitos capacitivos, e uma temperatura adequada do material durante o registro (PORTNEY e ROY, 2004).

Quanto à impedância da pele pode ser reduz por meio de uma preparação adequada (SODERBERG e COOK, 1984). Esta preparação também tem a finalidade de promover um bom contato eletrodo-pele, para obter o melhor registro em termos de amplitude, poucos ruídos e menor risco de desequilíbrio entre os eletrodos (HERMENS et al., 2000).

Uma preparação da pele deve ser efetuada e inclui a tricotomia para remover os pelos do sítio de colocação do eletrodo, em seguida a pele deve ser limpa com álcool. Isto é sustentado com as recentes recomendações da SENIAM para a preparação da pele, mas nenhuma exigência para lixar a pele (HERMENS et al., 1999). A maioria dos pesquisadores deste campo considera uma impedância aceitável da pele situada em níveis inferiores a 20.000 Ohms (PORTNEY e ROY, 2004). Visto que os sinais mioelétricos possuem vários componentes de frequências diferentes, guias gerais para bandas de passagem de frequência sugerem faixas de 10 a 1000 Hz para eletrodos de superfície, e de 20 a 2000 Hz para eletrodos intramusculares (SODERBERG e COOK, 1984).

Quanto à relação sinal-ruído, é uma especificação importante e refere-se a razão da quantidade do sinal pelo volume de ruído que é medido na saída do amplificador. O nível de ruído é um distúrbio indesejado que pode ser inerentemente gerado pelos componentes eletrônicos de um amplificador, inclusive pelas resistências, transistores e circuitos integrados, e que tende a obscurecer o conteúdo da informação (SODERBERG e COOK, 1984).

De acordo com Portney e Roy (2004), o índice de rejeição do modo comum (IRMC) é uma medida do quanto a voltagem do sinal desejado é amplificada, relativamente ao sinal indesejado. Um (IRMC) de 1000:1 indica que o sinal desejado é amplificado 1000 vezes mais

que o ruído, também podendo ser expresso em Decibéis (dB),  $1000:1=60$  dB. Sendo desejáveis valores superiores a 100 (dB).

#### 2.5.6.2 Frequência de amostragem

Refere-se ao número de pontos registrados por segundo. Quanto maior for a frequência de amostragem, maior a quantidade de informação e melhor a representação do sinal. A taxa de amostragem deve ser pelo menos duas vezes a frequência do sinal adquirido, segundo o Teorema de (Nyquist). Deste modo não ocorrerá nenhuma perda de informação (FRERIKS e HERMENS, 1999). Sendo que é recomendada uma frequência pelo menos quatro vezes à frequência do sinal adquirido.

#### 2.5.7 Posicionamentos dos eletrodos

A discussão do posicionamento dos eletrodos é raramente debatida em pesquisas publicadas que utilizam a eletromiografia de superfície (RAINOLDI et al., 2004). Não está estabelecido ainda o melhor posicionamento do eletrodo de superfície para captação do sinal eletromiográfico. Hermens et al. (2000) revisando 144 artigos, mostrou grande variabilidade de metodologia, além de descrições insuficientes. Quanto à configuração, a bipolar foi a mais utilizada (115 publicações); no que se refere à marca utilizada, o levantamento demonstrou grande variabilidade, registrando 24 marcas no total. Dentre os materiais dos eletrodos, os mais utilizados foram Ag/AgCl, Ag, AgCl, Au e outros (57, 11, 6 e 5 publicações, respectivamente). Já, para a forma e tamanho dos eletrodos, as mais utilizadas foram a circular com diâmetro entre 8 e 10 milímetros (mm), retangular/barra, quadrada e oval (59, 13, 2 e 1 publicações, respectivamente). O efeito da distância entre os eletrodos sobre as características do sinal eletromiográfico é considerado como uma das propriedades mais relevantes do sensor. Uma grande variabilidade e amplo limite de valores dessa distância têm sido encontrados na literatura. Espaçamento maior é utilizado em grandes músculos. Quanto à localização do sensor, foram encontradas diversas descrições. De modo geral, três colocações podem ser determinadas: sobre o ponto; em algum lugar entre a zona de inervação e o tendão e no centro ou na porção mais saliente do ventre. De LUCA (1997) reporta a importância da

colocação dos eletrodos de superfície para se determinar um padrão na atividade dos músculos.

Pesquisas têm demonstrado que o posicionamento dos eletrodos sobre a região ao redor das junções neuromusculares ou sobre terminações tendinosas, bem como o movimento do músculo sob os eletrodos de superfície podem alterar substancialmente as variáveis analisadas (MERLETTI et al., 1999, 2001; RAINOLDI et al., 2000).

Quando a localização aproximada da ZI é conhecida, o sensor deve ser colocado em uma região distante da ZI e da extremidade do músculo, preferivelmente no meio desta. De acordo com Hermens et al. (2000), a parte distal do músculo corresponderá melhor a esta necessidade, pois a colocação do sensor numa área proximal pode facilmente causar o deslocamento de um eletrodo acima da ZI quando o músculo contrai.

Segundo Rainoldi et al. (2004), o conhecimento da localização da ZI é necessário para posicionar o eletrodo corretamente. Estes autores determinaram, em seu estudo, a uniformidade da localização da ZI em 13 músculos do membro inferior. Verificaram que enquanto a colocação ótima de eletrodos requer a descoberta da ZI para cada sujeito (5 músculos), para alguns músculos os eletrodos podem ser colocados de acordo com marcas ósseas, entre a ZI e o tendão, sem encontrar primeiro a ZI (8 músculos).

Para evitar resultados tendenciosos e aumentar a reprodutibilidade de experimentos e comparação de medidas entre diferentes laboratórios é necessário padronizar os procedimentos de colocação dos eletrodos. Com base nestes objetivos foi iniciada, em 1996, a SENIAM (superfície EMG para uma avaliação não invasora dos músculos) cuja finalidade, além de criar maior colaboração entre os grupos europeus, teve como meta específica formular o desenvolvimento de recomendações sobre os itens chave para possibilitar trocas mais úteis dos dados eletromiográfico (HERMENS et al., 1999).

### **2.5.8 Recomendações da SENIAM sobre sensores eletromiográfico**

Freriks e Hermens (1999) descreveram as recomendações sobre a forma e tamanho dos eletrodos, distância entre os eletrodos, material do eletrodo e construção do sensor. Sendo que estas recomendações se restringem a sensores bipolares.

A forma do eletrodo é definida como a forma da área de captação e de acordo com a SENIAM, não há um critério objetivo para a recomendação da mesma. Já para o tamanho do eletrodo, é recomendado que esta não excedesse 10 mm. No que se refere à distância entre os

eletrodos, é definida como a distância centro a centro entre as áreas de captação, sendo recomendado utilizar uma distância de 20 mm. Quando estes eletrodos são aplicados sobre um músculo pequeno, esta distância não deve exceder  $\frac{1}{4}$  do comprimento da fibra muscular.

Quanto ao material do eletrodo, é preciso que este realize um bom contato eletrodo-pele, apresente baixa impedância eletrodo-pele e permaneça estável no tempo com relação a reações químicas na interface com a pele. É recomendado utilizar eletrodos Ag/AgCl com gel, nos casos em que não apresentam pré amplificadores, pois provê transição estável com baixo ruído (HERMENS et al., 2000).

A construção do sensor é definida como a construção (mecânica) que é utilizada para integrar os eletrodos, os cabos, e se aplicável, o pré-amplificador. É recomendado utilizar uma construção com distância entre os eletrodos fixa e constituída de material leve.

Quanto aos procedimentos para colocação dos eletrodos, inicialmente deve se selecionar o sensor de acordo com as recomendações. Deve ser realizada a preparação da pele com a tricotomia do local, seguida da limpeza com álcool e deve se esperar que o mesmo vaporize para que a pele esteja seca quando for colocar o sensor. Posteriormente deve-se posicionar o paciente na postura inicial que depende do músculo a ser analisado. Em seguida, determinar a localização do sensor e fixá-los com fita dupla face ou tiras elásticas. Cabe ressaltar que a SENIAM desenvolveu recomendações para 27 músculos individuais. Por último testar a conexão por meio do teste clínico de cada músculo (KENDALL et al., 1995).

Quanto às recomendações sobre processamento do sinal eletromiográfico, a SENIAM recomenda uma frequência de amostragem (FA) entre 1000 e 2000 Hz, com filtro passa baixa de 500 Hz (se a FA for 1000 Hz) ou 1000 Hz (se FA for 2000 Hz) e filtro passa alta de 10-20 Hz.

### **2.5.9 Processamentos dos sinais**

Existem diversos métodos para análise do padrão de interferência. Pode ser analisado subjetivamente pela avaliação qualitativa de sua densidade (cheio ou denso, incompleto, reduzido e discreto) ou quantitativamente. As medidas de amplitude podem ser realizadas de diversas formas como a média da amplitude pico a pico (FINSTERER, 2001) amplitude média após a retificação e filtro passa baixa (Valor médio retificado – VMR) o RMS que é uma medida eletrônica que representa a voltagem ao longo do ciclo de estudo, sendo a forma preferida por vários pesquisadores para análise eletromiográfica (BASMAJIAN e De LUCA,

1985; KARLSSON e GERDLE, 2001; FUGLSANG-FREDERIKSEN, 2000) ou pela atividade integrada por unidade de tempo. A análise do espectro de potência é realizada pela transformada rápida de Fourier (FFT) (FUGLSANG-FREDERIKSEN, 2000). Frequentemente os descritores avaliados são a frequência média, mediana e moda (FINSTERER, 2001).

### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

Neste capítulo foram abordados os procedimentos metodológicos do estudo referente à caracterização da pesquisa, população e a amostra, instrumentos e procedimentos utilizados na coleta de dados e procedimentos para análise de dados.

#### **3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA**

A presente pesquisa caracterizou-se como descritiva, pois teve o objetivo de descrever as características de determinada população ou fenômeno sem manipulá-los. Envolve o uso de técnicas padronizadas de coleta de dados. Assume, em geral, a forma de levantamento (GIL, 2002).

#### **3.2 CARACTERIZAÇÃO DA POPULAÇÃO E AMOSTRA**

A população da presente pesquisa foi constituída por 52 indivíduos de ambos os gêneros, na faixa etária entre 60 e 70 anos, frequentadores do Projeto Inclusão Digital da Unisul no Campus Ponte de Imaruim no Município de Palhoça. Estes idosos estão divididos em três grupos cadastrados no Projeto da Instituição.

A amostragem desta pesquisa foi do tipo não probabilístico e intencional, ou seja, foram escolhidos casos para a amostra que representam o bom julgamento da população (GIL, 2002). A amostra foi composta por 13 idosos, sendo 6 indivíduos do gênero masculino e 7 indivíduos do gênero feminino.

### 3.2.1 Critérios de Inclusão

- Faixa etária entre 60 e 70 anos;
- Não apresentar doença neuro-degenerativa diagnosticada clinicamente.

### 3.2.2 Critérios de Exclusão

- Apresentar doença ortopédica diagnosticada clinicamente, reumática agudizada ou neurológicas com sequelas motoras;
- Historia prévia de cirurgia de membros inferiores;
- Apresentar deficiência visual não corrigida;
- Apresentar distúrbios vestibulares.

## 3.3 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

Para coleta de dados serão utilizados instrumentos:

A) Eletromiógrafo: Utilizado para coleta dos parâmetros eletromiográficos. Aparelho Miotool® (Fig. 1) da marca Miotec, que consiste em um equipamento portátil, com as medidas 14,0 x 5,0 x 13,5 cm e computador pessoal portátil.



Figura 2: Eletromiógrafo Miotool.  
Fonte: Miotec (2010).

B) Eletrodos de superfície: eletrodo descartável para monitoração cardíaca da marca Maxicor® (Fig.2). Composição: Espuma adesiva, rebite de prata (Ag/AgCl) (De Luca, 1997) gel condutor de celulose sólido, lâmina protetora de PVC.



Figura 3: Eletrodo de superfície Maxicor®  
Fonte: <http://maxicor.com.br/eletrodos.htm>

C) Cama elástica: Estrutura arredondada com quatro apoios, revestida de superfície maleável sujeita à deformação.



Cama Elástica  
90 cm

Figura 4: Cama Elástica Trampolim - Jump.  
Fonte: [www.fisiomedbrasil.com.br](http://www.fisiomedbrasil.com.br)

D) Balança Profissional Mecânica Antropométrica com Estadiômetro Mod.110 - Até 150Kg–Welmy: para a coleta da medias (estatura e peso) para realização do cálculo do índice de massa corporal (IMC).



Figura 5: Balança com estadiômetro.  
Fonte: [www.fisiomedbrasil.com.br](http://www.fisiomedbrasil.com.br)

E) Cadeira: Para avaliar o equilíbrio e agilidade, foi utilizado o teste de agilidade e equilíbrio dinâmico (AGIL), de confiabilidade reconhecida pela literatura, utilizando-se cadeira de ferro com estofado sem braços, ápice da cadeira com 77 cm de altura, largura do assento de 53 cm, comprimento do assento de 52 cm.



Figura6: cadeira de ferro sem braços.  
Fonte: Autores da Pesquisa, 2011.

### 3.4 PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS

A coleta de dados foi efetuada exclusivamente pelos pesquisadores, após a aprovação do projeto no comitê de ética da UNISUL (11.386.4.08. III).foi solicitado à coordenadora do Projeto Inclusão Digital da Unisul autorização para coleta de dados no Campus da Unisul Ponte de Imaruim no Município de Palhoça. Após autorização foi agendado dia e horário para a coleta. Todos os indivíduos receberam e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1). A pesquisa foi conduzida de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovada pelo comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Sul de Santa Catarina.

A coleta foi realizada de forma individual. Para a coleta dos parâmetros eletromiográficos inicialmente, na região de colocação dos eletrodos de superfície, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool 70,0%, além de ter sido realizado a abrasão com uma lixa. Esse procedimento foi realizado para remoção de células mortas e diminuição da impedância da pele (ALBERTOM et al., 2008). Pois uma preparação da pele deve ser efetuada e inclui a tricotomia para remover os pelos do sítio de colocação do eletrodo, em seguida a pele deve ser limpa com álcool. Isto é sustentado com as recentes recomendações da SENIAM para a preparação da pele, mas nenhuma exigência para lixar a pele (HERMENS et al., 1999). A maioria dos pesquisadores deste campo considera uma impedância aceitável da pele situada em níveis inferiores a 20.000 Ohms(PORTNEY e ROY, 2004).

Visto que os sinais mioelétricos possuem vários componentes de frequências diferentes, guias gerais para bandas de passagem de frequência sugerem faixas de 10 a 1000 Hz para eletrodos de superfície, e de 20 a 2000 Hz para eletrodos intramusculares (SODERBERG e COOK, 1984). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral no mesmo membro inferior avaliado. Pois de acordo com a *Surface Electromyograph for the NonInvasive Assessment of Muscles*, o ponto de referência para coleta do sinal eletromiográfico do músculo tibial anterior é ao redor do tornozelo.

Para a coleta do sinal eletromiográfico, foi utilizado um canal do eletromiógrafo e dois eletrodos de superfície diferencial do tipo Ag/AgCl, sendo um dos mais utilizados de acordo com De Luca (1997). O eletrodo foi posicionado perpendicularmente às fibras do músculo tibial anterior, em 1/3 na linha entre a ponta da fíbula e na ponta do maléolo medial, conforme recomendado pela *Surface Electromyograph for the NonInvasive Assessment of Muscles* para atingir a zona de inervação e reduzir o risco *cross-talk*.

Para evitar resultados tendenciosos e aumentar a reprodutibilidade de experimentos e comparação de medidas entre diferentes laboratórios é necessário padronizar os procedimentos de colocação dos eletrodos. Com base nestes objetivos foi iniciada, em 1996, a SENIAM cuja finalidade, além de criar maior colaboração entre os grupos europeus, teve como meta específica formular o desenvolvimento de recomendações sobre os itens chave para possibilitar trocas mais úteis dos dados eletromiográfico (HERMENS et al., 1999).

Foi feito três tipos de coleta eletromiográfica para cada indivíduo: a primeira foi para a captação do sinal eletromiográfico em solo estável do músculo tibial anterior. Para isso o indivíduo ficou em posição ortostática em solo estável. Na posição unipodal no chão (fotografia A).



Fotografia A: Coleta do sinal eletromiográfico em solo estável.  
Fonte: Autores da Pesquisa, 2011.

A segunda coleta foi feita para a captação do sinal eletromiográfico em solo instável do músculo tibial anterior (fotografia B). Para isso o indivíduo foi colocado sobre uma cama elástica de forma que um dos pés esteja apoiado e equilibrando-se sobre ela e o outro suspenso sem apoio.



Fotografia B: Coleta do sinal eletromiográfico em solo instável.  
Fonte: Autores da Pesquisa, 2011.

A terceira coleta consistiu em uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em inversão, para captação do sinal do músculo tibial anterior (fotografia C). O sinal será captado por 10 segundos em todas as coletas.



Fotografia C: Coleta do sinal eletromiográfico durante a CIVM.  
Fonte: Autores da Pesquisa, 2011.

Durante a coleta dos dados, foi realizado estímulo verbal com a palavra “Força” com intensidade de forma a estimular uma maior contração muscular, durante os 10 segundos de coleta do sinal eletromiográfico. Os sinais eletromiográficos foram armazenados e processados pelo software para eletromiografia Miograph USB. Os dados foram analisados pelo programa Miograph (RMS) e SAD. Foram avaliados os parâmetros eletromiográficos no domínio temporal, a amplitude eletromiográfica expressa em RMS (*Root Mean Square*).

Os sinais eletromiográficos coletados foram filtrados com o passa banda com frequência mínima de 20 Hz e frequência máxima de 450 Hz. O sinal eletromiográfico foi processado nos domínios do tempo. Para análise do domínio do tempo, foi calculado o valor de RMS.

O processamento do sinal eletromiográfico foi executado pelo software Miograph e pelo software SAD 32. No software Miograph, foi utilizado a função específica para obter os valores de RMS.

Após a coleta do sinal eletromiográfico os indivíduos foram submetidos ao teste Agilidade e Equilíbrio Dinâmico (AGIL), que tem como objetivo avaliar a agilidade o equilíbrio que juntos formam um componente de aptidão funcional comumente requisitado nas Atividades de vida diária do idoso (GOBBI; ZAGO, 2005).

O participante inicia o teste sentado numa cadeira com os calcanhares apoiados no solo. Ao sinal de “Atenção, já”, move-se para a direita e circunda um cone que está posicionado a 1,50m para trás e 1,80m para o lado da cadeira, retorna e senta-se. Imediatamente o participante se levanta, move-se para a esquerda e circunda o segundo cone, retornando para a cadeira e sentando-se novamente. Isto completa um circuito (Figura 7). O avaliado deve concluir dois circuitos completos. Para certificar-se de que realmente o avaliado senta-se após retornar da volta ao redor dos cones, ele deve fazer uma leve elevação dos pés, retirando-os do solo. São realizadas duas tentativas e o melhor tempo (o menor) é anotado em segundos como o resultado final (BENETTI et al., 2007).

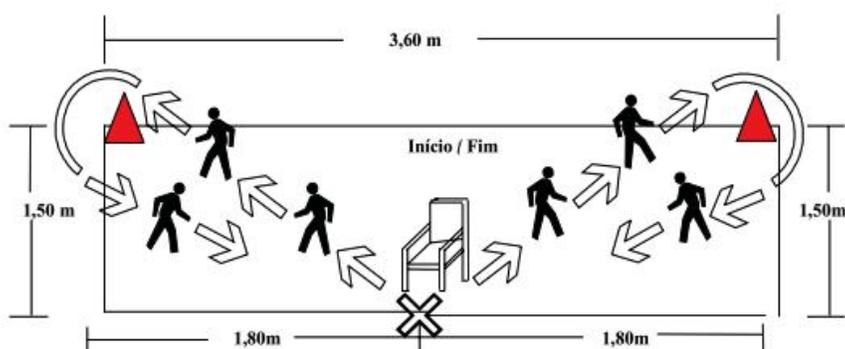


Figura 7: Ilustração gráfica do teste de agilidade e equilíbrio dinâmico (adaptada de OSNESS et al., 1990).  
Fonte: Benetti et al., 2007.

### 3.5 TRATAMENTO DOS DADOS

Para a análise estatística entre os sujeitos do mesmo grupo foi utilizado o teste *t student* paramétrico, e entre grupos diferentes foi utilizado o teste *t student* não paramétrico, para intervalo de confiança  $p < 0,05$ .

Para a elaboração dos gráficos deste estudo, foram utilizados os softwares Microsoft Excel® e Prism 5.0®.

## 4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS DADOS

Neste capítulo foram apresentados, analisados e discutidos os dados coletados da atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior em solo estável e instável de indivíduos idosos de ambos os gêneros.

Deste modo, para que haja uma melhor compreensão dos resultados, os dados foram subdivididos em: Caracterização da amostra; Diferença da RMS entre os gêneros feminino e masculino no solo estável; Diferença da RMS entre os gêneros feminino e masculino no solo instável; diferença entre da RMS entre os solos no gênero feminino; Diferença da RMS entre os solos no gênero masculino e agilidade e equilíbrio dinâmico dos idosos do gênero feminino e masculino.

### 4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra foi composta por 13 indivíduos, participantes do projeto Inclusão Digital da Universidade do Sul de Santa Catarina, sendo sete do gênero feminino e seis do gênero masculino. Abaixo tabela com médias de idade, peso e IMC dos sujeitos do estudo.

Tabela 1: Médias de idade, peso, altura e IMC dos indivíduos da amostra.

	<b>Feminino</b>	<b>Masculino</b>
Idade (anos)	65,4 ± 3,2	64,8 ± 3,7
Peso (Kg)	64,5 ± 7,7	87,06 ± 8,3
Estatutura (M)	1,56 ± 0,07	1,75 ± 0,05
IMC(Kg/M <sup>2</sup> )	26,5 ± 2,1	28,4 ± 0,05

Fonte: Elaboração dos autores da pesquisa, 2011.

Observa-se na tabela 1 que, de acordo com o IMC encontrado, os idosos de ambos os gêneros apresentam sobrepeso e que já iniciam a terceira idade com este excesso. Conforme a *World Health Organization*, o crescente aumento da prevalência da obesidade se caracteriza como uma pandemia global, constituindo-se em grave problema para o âmbito da Saúde Pública (OMS, 1997).

Com relação à atividade física, dos 7 indivíduos praticantes, 5 são do gênero feminino e 2 do gênero masculino.

Esses resultados corroboram com os encontrados no estudo de Pereira e Okama (2009) que verificaram que a maioria dos alunos que ingressaram em um programa de atividade física para Idoso tinha entre 60 e 70 anos de idade e eram mulheres. Além disso, essas idosas iniciaram ou reiniciaram suas atividades físicas no início da velhice, chamando atenção para o fato das mulheres possuírem maior capacidade para mudança de comportamento e de estilo de vida do que os homens.

Quanto às queixas do grupo feminino: 3 indivíduos relataram dificuldades na realização das atividades de vida diária (AVD's); 2 indivíduos referiram fraqueza muscular em membros inferiores; 3 indivíduos relataram dor muscular nos membros inferiores quando permanecem longo período na posição ortostática ou quando fazem longas caminhadas; 2 indivíduos referem desequilibrar-se facilmente; 3 indivíduos sofreram queda nos últimos dois anos.

Já no grupo masculino: 3 indivíduos relataram dor muscular nos membros inferiores quando permanecem longo período na posição ortostática ou quando fazem longas caminhadas; 1 indivíduo refere desequilibrar-se facilmente; 1 indivíduo sofreu queda nos últimos dois anos.

O presente estudo demonstra que entre as queixas, as mulheres referiram fraqueza muscular; dificuldades nas (AVD's); dor muscular e que são mais caidoras do que os homens nos últimos dois anos. O que corrobora com Friedet al (2000) que afirmam que as mulheres,

por possuírem uma menor quantidade de massa magra e força muscular, estão mais susceptíveis à queda em relação aos homens de mesma idade, assim como estão mais expostas aos fatores extrínsecos, devido à realização de atividades domésticas.

Para Vandervoort(2000) o aspecto biológico normal leva à diminuição das reservas funcionais do organismo. Essas alterações podem ser observadas no organismo do ser humano idoso: muscular, ósseo, nervoso, circulatório, pulmonar, endócrino e imunológico.

O envelhecimento tem um efeito significativo sobre os componentes do sistema musculoesquelético (GUCCIONE, 2002) o número de fibras musculares é significativamente reduzido com a idade, começando aos 25 anos de idade e progredindo a uma taxa acelerada a partir de então (LEXELL; SJOSTROM, 1988 apud GUCCIONE, 2002). Segundo Papaléo e Petroainu (2000), as fibras musculares que se perdem são substituídas por tecido conjuntivo, ocorrendo aumento do colágeno intersticial no músculo do idoso.

Vale et al.(2006) relatam em seu estudo que a perda da massa muscular ocorrida com o envelhecimento contribui para a diminuição da capacidade funcional, dificultando a execução das AVD's. E a fraqueza muscular, relatada por alguns dos indivíduos da amostra pode avançar até que o idoso não consiga mais realizar as atividades, desde as mais simples como levantar-se de uma cadeira ou varrer, até as mais complexas.

## 4.2 ELETROMIOGRAFIA

### 4.2.1 Médias dos Valores de RMS do músculo Tibial Anterior dos idosos de ambos os gêneros em solo estável e instável

Tabela 2: Médias dos Valores de RMS do TA de ambos os gêneros nos diferentes tipos de solo.

	Solo estável	Solo Instável
Feminino	0,142 ± 0,062	0,166 ± 0,059
Masculino	0,194 ± 0,056	0,204 ± 0,098

Fonte: Elaboração dos autores da pesquisa, 2011.

Os valores médios aproximados da RMS do músculo tibial anterior no presente estudo foram 0,166µV no gênero feminino e 0,204µV no gênero masculino em solo instável

conforme ilustra a tabela 2. Já no estudo de Ferreira et al. (2009), que verificou o recrutamento do mesmo músculo em indivíduos adultos ( $21 \pm 1$  ano), observou-se valores de RMS de aproximadamente  $0,90\mu V$ . Essa diferença nos valores de RMS entre idosos e adultos jovens sugerem que indivíduos idosos necessitam de um recrutamento de fibras musculares maior quando comparado aos indivíduos adultos jovens para manter o equilíbrio em apoio unipodal em solo instável. Desta forma pode-se sugerir que com o avançar da idade, é necessário um recrutamento maior em situações de desequilíbrio, Visto que segundo (FRONTERA; EVANS, 1991) e (GUCCIONE, 2002) no envelhecimento há um processo de sarcopenia (diminuição de massa muscular) prejudicando agilidade e equilíbrio.

Para Rusting (1992) o envelhecimento geralmente está associado a limitações fisiológicas e funcionais. O indivíduo desenvolve suas capacidades até os 20 ou 31 anos, e após esta idade, o seu desempenho funcional vai declinando até atingir patamares indesejáveis (PAPALÉO NETO, 1996). Isso pode justificar a diferença dos valores encontrados neste estudo realizado com idosos entre indivíduos adultos jovens, onde os primeiros necessitam de um maior recrutamento de fibras musculares para uma mesma situação de desequilíbrio.

A partir da diferença de recrutamento encontrada ressalta-se a importância do trabalho de propriocepção na população idosa para melhora da consciência da postura, do movimento e das mudanças no equilíbrio, assim como conhecimento da posição (OSBORNE et al., 2001). Acredita-se que exercícios que provocam maiores distúrbios no equilíbrio estimulam maior atividade muscular (FERREIRA et al., 2009). Esses exercícios instáveis são usados para auxiliar na reabilitação do articular e muscular, sendo relacionados com a estabilização e reabilitação do joelho e tornozelo (HOLM et al., 2004 & VERHAGEN et al., 2005). Diversos exercícios proprioceptivos, inclusive o treinamento em plataformas instáveis, são realizados na reabilitação e no condicionamento neuromuscular para a melhora da reatividade e do padrão de recrutamento neuromuscular (STRONJINIK; VENGUST; PAVLOVIC, 2002).

Ferreira et al. (2009) sugere que ao realizar um protocolo fisioterapêutico para a reabilitação proprioceptiva, pode-se iniciar com o solo estável, seguindo da cama elástica, evoluindo para o balancim e finalmente o disco proprioceptivo nas fases finais da reabilitação proprioceptiva, o qual exige maior atividade muscular.

#### **4.2.2 Atividade Eletromiográfica do Músculo Tibial Anterior em Solos Estável e Instável em idosos de ambos os gêneros (Valores em % do RMS da CIVM)**

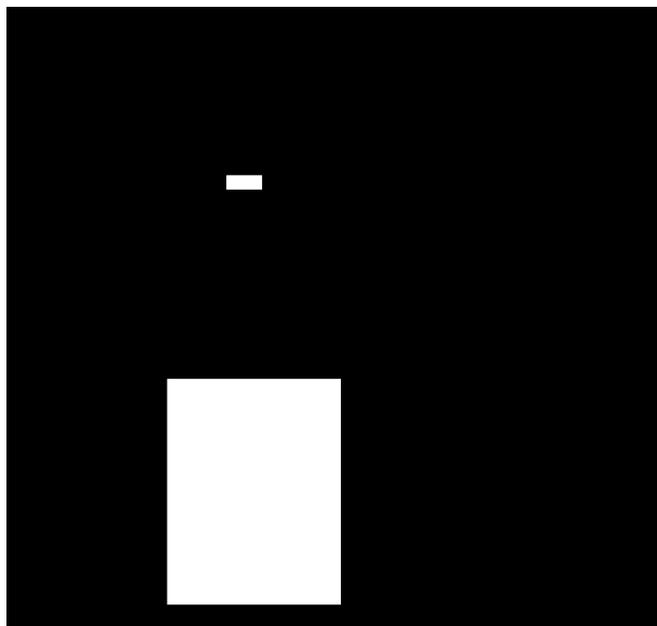


Gráfico 1: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos gêneros feminino e masculino no solo estável (média + desvio padrão). Valores expressos em % do RMS da CIVM do músculo tibial anterior.

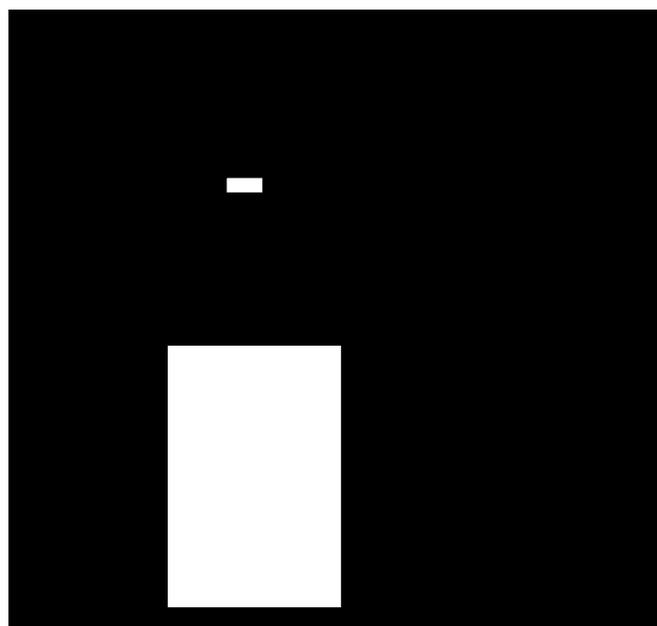


Gráfico 2: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos gêneros feminino e masculino no solo instável (média + desvio padrão). Valores expressos em % do RMS da CIVM do músculo tibial anterior.

Observa-se nos gráficos 1 e 2 que não houve diferença significativa ( $p= 0,05$ ) nos valores de RMS entre os gêneros masculino e feminino tanto no solo estável quanto no solo instável.

Com o envelhecimento ocorrem mudanças posturais para adaptação do idoso ao seu novo biótipo corporal e a sua funcionalidade. De acordo com o avançar da idade, os passos se

tornam mais curtos e lentos e o tronco tende a se projetar para frente para proporcionar estabilidade, mas em contra partida pode interferir nas reações automáticas de equilíbrio (PAPALÉO NETTO, 2002). Essas alterações interferem no posicionamento do pé e tornozelo no solo, resultando em mudanças de equilíbrio e conseqüentemente na agilidade dos idosos.

Para Fabrício, Rodrigues e Costa Júnior (2004), queda pode ser definida como uma ação não intencional que resulta na mudança de posição do indivíduo para um nível abaixo da sua posição inicial. Aproximadamente 1/3 dos idosos que tem 65 anos de idade, morando em casa sofrem uma queda por ano, e cerca de um, em quarenta deles, será hospitalizado (PAPALÉO NETTO, 2002).

Com base no exposto acima, Miranda, Mota e Borges (2010) propuseram verificar através de uma pesquisa qualitativa, utilizando como instrumento de coleta de dados uma entrevista estruturada, os fatores de risco de quedas em idosos não institucionalizados. Quanto aos resultados verificou-se um maior número de quedas em idosos do gênero masculino, entretanto as mulheres entrevistadas sofreram maior reincidência de quedas. De acordo com Friedet al (2000) as mulheres por possuírem uma menor quantidade de massa magra e força muscular estão mais susceptíveis à queda em relação aos homens de mesma idade, assim como, estão mais expostas aos fatores extrínsecos, devido à realização de atividades domésticas.

De acordo com a literatura exposta anteriormente, esperava-se um recrutamento muscular do tibial anterior maior em mulheres do que nos homens. Entretanto no presente estudo não houve diferença, o que pode ser explicado pela prática de atividade física pelas idosas. Isso vai de acordo com Shepherd (2003) e Nelson et al. (2007), que levantaram evidências epidemiológicas que sustentam o efeito positivo de um estilo de vida ativo e/ou do envolvimento dos indivíduos em programas de atividade física ou de exercício físico, na prevenção e minimização dos efeitos deletérios do envelhecimento.

#### **4.2.3 Atividade Eletromiográfica Do Músculo Tibial Anterior Em Idosos Dos Gêneros Feminino E Masculino Nos Diferentes Tipos De Solo (Valores Em % Do RMS Da CIVM)**

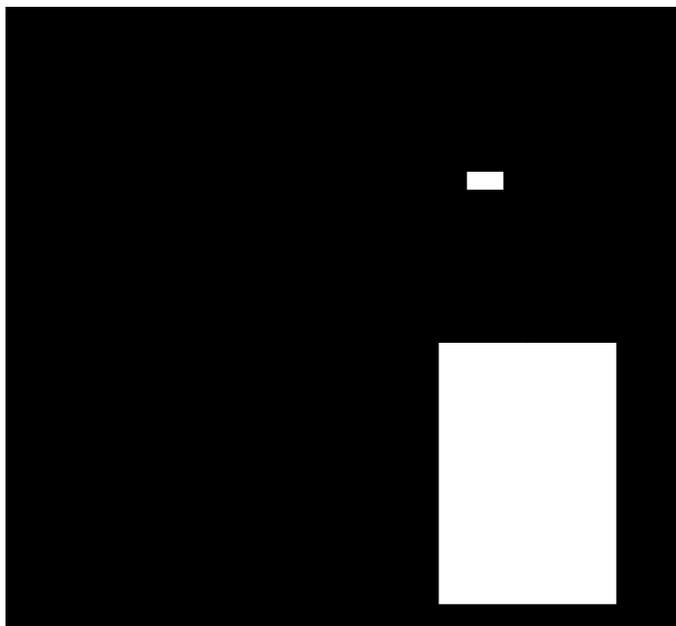


Gráfico 3: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos solos estável e instável em idosas do gênero feminino (média + desvio padrão). Valores expressos em % do RMS da CIVM do músculo tibial anterior.

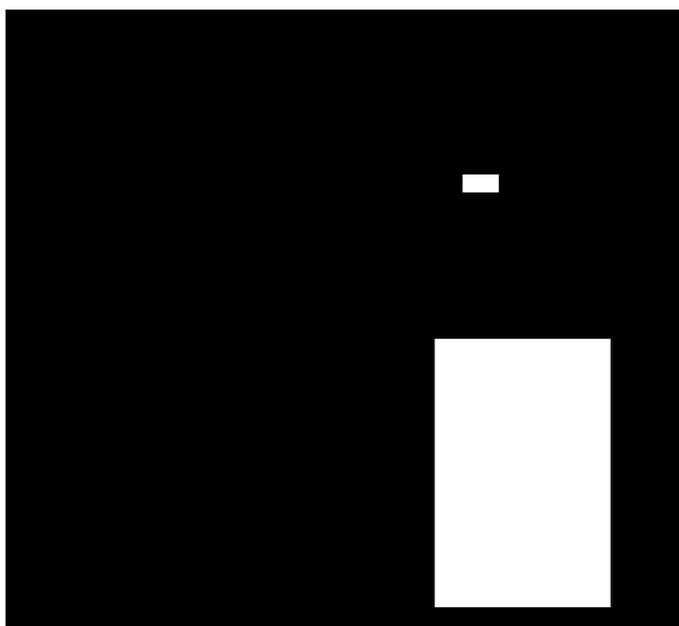


Gráfico 4: Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior nos solos estável e instável em idosos do gênero masculino (média + desvio padrão). Valores expressos em % do RMS da CIVM do músculo tibial anterior.

Observa-se nos gráficos 3 e 4, que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p= 0,05$ ) nos valores de RMS entre os diferentes tipos de solo nos gêneros feminino e masculino.

Os achados aqui encontrados são semelhantes aos de Callegari et al. (2010), que avaliaram ativação muscular dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior em diferentes

exercícios proprioceptivos para o tornozelo em apoio unipodal em indivíduos jovens. Os exercícios foram realizados no solo, na cama elástica, balancinho e prancha de equilíbrio. Não se encontrou diferença significativa de ativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio na cama elástica, quando comparada à prancha de equilíbrio.

Ambos os equipamentos, cama elástica e a prancha proprioceptiva, utilizados nos estudos citados acima, dispõem de superfície sujeita a instabilidade, efeito aumentado com apoio unipodal, o que desloca o centro de gravidade, provocando desequilíbrio constante (KRAUSS; MISIASZEK, 2007). Porém o solo, por ser fixo, exige dos voluntários um menor recrutamento de fibras musculares, diminuindo o número de interações entre a ativação neural e as células musculares (ARAGUAS, 1994 & GOUVALI; BOUDOLOS, 2005).

A propriocepção contribui para a precisão da programação motora necessária para o controle neuromuscular dos movimentos e também contribui para o reflexo muscular, proporcionando estabilidade dinâmica conjunta (CONCEIÇÃO E SILVA, 2007). Acredita-se que exercícios que provocam maiores distúrbios no equilíbrio causam maior atividade muscular. Estudos têm sido realizados utilizando testes em pranchas de equilíbrio para determinar uma medida quantitativa do equilíbrio postural, onde pacientes com instabilidade funcional com déficits significativos em equilíbrio foram selecionados e foram comparados com grupos controles (FERREIRA et al, 2009).

No presente estudo foi observado que não houve diferença na atividade muscular do músculo tibial anterior entre o solo estável (chão) e solo instável (cama elástica) tanto em idosos do gênero masculino, quanto em idosos do gênero feminino. Estes achados corroboram com o estudo de Ferreira et al. (2009), que testou a atividade eletromiográfica dos músculos do tornozelo em diferentes tipos de solos instáveis: Cama elástica, balancim e disco proprioceptivo. Houve um aumento significativo ( $p \leq 0,05$ ) na maioria dos solos, porém a cama elástica não apresentou diferenças significativas na atividade eletromiográfica, mantendo seus valores próximos ao solo estável. Entretanto o músculo tibial anterior apresentou maior atividade eletromiográfica em todos os solos, tanto estável como instável, sendo o músculo mais solicitado. O que pode sugerir sua importância na estabilização do tornozelo e consequentemente o equilíbrio.

Em contrapartida aos valores achados citados acima segue os resultados encontrados por Oliveira et al. (2006) que avaliaram os músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial de cinco indivíduos durante a utilização de dois modelos de tábuas de equilíbrio em diferentes apoios. Os resultados obtidos evidenciaram maior atividade mioelétrica no músculo gastrocnêmio medial, comparativamente com o músculo tibial anterior durante os

testes com os pés mais próximos e com os pés mais afastados, em ambas as tábuas proprioceptivas.

Acredita-se que exercícios que provocam maiores distúrbios no equilíbrio causam maior atividade muscular, mas existe a necessidade de se determinar e selecionar qual o músculo possui maior importância na manutenção do equilíbrio do tornozelo.

Atualmente tem sido muito estudado o mecanismo de ativação muscular antecipatória em resposta a um determinado estímulo. Postula-se que a capacidade de preparar os músculos antes do movimento, a pré-resposta, é conhecida como *feed-forward* do controle motor. Um músculo pode ser pré-ativado pelo sistema nervoso central para prevenir os movimentos e as cargas articulares. Os músculos pré-ativados podem fornecer compensação rápida para as descargas externas e são essenciais para a estabilização dinâmica da articulação. A atividade muscular preparatória contribui com o sistema de restrição dinâmica em diversos pontos, aumentando o nível de ativação muscular antes da chegada da carga externa, onde as propriedades de rigidez de toda a unidade muscular podem ser aumentadas (VOIGHT ML, COOK, 2003).

Com base no que foi supracitado foi realizado um estudo de treinamento proprioceptivo na prancha proprioceptiva com o objetivo de analisar o tempo de reação muscular em pacientes com história de entorse de tornozelo. Dez indivíduos com história de entorse unilateral foram submetidos a oito semanas de treinamento na prancha proprioceptiva, os tornozelos lesionados foram usados como grupo experimental e o tornozelo sadio como grupo controle. A média do tempo de latência foi registrada antes e depois dos treinos, sendo os músculos testados: tibial anterior, tibial posterior, fibular longo e extensor longo dos dedos. Os resultados revelaram significativa redução no tempo de latência do tibial anterior em ambos os grupos. Esses achados corroboram com os de Ferreira et al. (2009) que sugerem que o músculo do tornozelo mais requisitado para a manutenção do equilíbrio é o tibial anterior.

Sugerimos estudos com idosos para investigação do tempo de reação muscular em situações de desequilíbrio e comparação com indivíduos adultos.

#### 4.4 AGILIDADE E EQUILIBRIO DINÂMICO EM IDOSOS DO GÊNERO FEMININO E MASCULINO

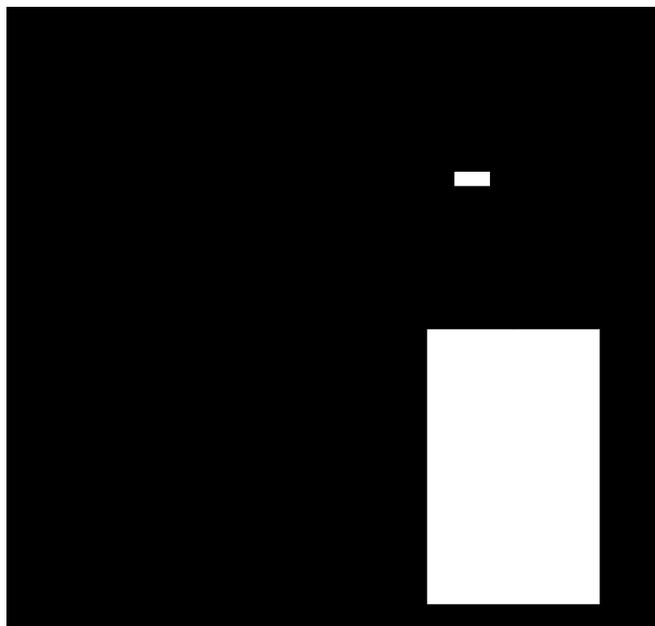


Gráfico 5: Tempo do teste AGIL em idosos do gênero feminino e masculino (média + desvio padrão). Valores expressos em segundos.

De acordo com o gráfico 5 não houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,05$ ) no tempo de realização do teste de equilíbrio estático e dinâmico entre os grupos analisados neste estudo.

Na literatura atual, existem diversos testes para verificar a mobilidade, o equilíbrio e o risco de queda na população idosa. Um dos testes mais utilizados na literatura para avaliar a agilidade em idosos é o teste de agilidade e equilíbrio dinâmico da bateria de testes da AAHPERD (*American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*) (OSNESS et al., 1990).

Uma vez que agilidade é a capacidade que o indivíduo tem de realizar movimentos rápidos com mudança de direção e sentido (Rocha, 1995) esta consiste em um tipo de velocidade caracterizada por movimentos acíclicos (Barbanti, 1997). Sendo seus principais fatores influenciadores: força; velocidade; flexibilidade e coordenação (Rocha, 1995).

A média de tempo encontrada no presente estudo foi de  $20,19 \pm 2,6$  segundos para o gênero feminino e  $19,4 \pm 2,34$  segundos para o gênero masculino. Pode-se observar uma tendência para um menor tempo para realização do teste pelos homens apesar de não haver significância estatística. Isso se opõe ao que diz Mazoet al. (2010) que buscou desenvolver valores normativos para a aptidão funcional e o índice de aptidão funcional geral (IAFG) para homens e mulheres de 60 a 69 anos. Os resultados indicam que os idosos levaram mais tempo para realizar o teste AGIL do que as idosas.

No estudo de Zago e Gobbi (2003) verificou-se também que as idosas apresentaram, para o teste de equilíbrio e agilidade dinâmico, valores mínimo e máximo de, respectivamente, 15,4 e 51,4 segundos. Já os idosos do gênero masculino, no estudo de Mazoet al. (2010) obtiveram valores entre 14,53 e 60 segundos, quando do cumprimento da mesma tarefa. Nota-se uma variação maior entre os valores alcançados pelos homens em comparação com os valores das mulheres.

As desigualdades, com melhores escores para as mulheres, entre os tempos dos testes de agilidade/equilíbrio dinâmico podem ser explicadas pela maior prática de atividades domésticas realizadas pelas idosas que supera o tempo de atividades dos homens idosos (Cardoso et al, 2008).

Quanto à variação do tempo, no presente estudo, encontraram-se as seguintes variações: nas mulheres menor tempo de 17,3 segundos e maior de 24,3 segundos, enquanto nos homens menor tempo de 16,7 segundos e maior de 23,01 segundos.

Segundo Osneset al. (1990) o teste de agilidade e equilíbrio dinâmico envolve a atividade total do corpo (movimento para frente, mudança de direção e mudança da posição do corpo). O teste relaciona-se com os movimentos funcionais desta população estudada para a sua realização das AVD's possibilitando uma verificação quantitativa desta aptidão funcional.

Agilidade e equilíbrio dinâmico AGIL são exigidos em muitas atividades do cotidiano do idoso, como andar desviando-se de outras pessoas e obstáculos (mesas, cadeiras, etc.), locomover-se carregando objetos e andar rapidamente pela casa para atender ao telefone ou campainha. Portanto, manter bons níveis de AGIL pode contribuir para qualidade de vida e também na prevenção de quedas, pois ele conseguirá recuperar o equilíbrio mais facilmente. Devido ao fato da AGIL estar intimamente relacionada com outras capacidades físicas como força muscular, flexibilidade e velocidade, que sofrem uma redução em seus níveis com a idade, provavelmente a AGIL também deverá acompanhar este declínio (BARBANTI, 1997). Matsudo(2000) acrescentam que o processo de sarcopenia (diminuição de massa muscular) observado no envelhecimento, está associado a limitações funcionais importantes como o déficit no andar e na mobilidade, prejudicando consideravelmente os níveis de agilidade e equilíbrio.

Quando comparado com outros estudos observa-se que a amostra do presente estudo apresentou menor tempo para realização do teste. Isso pode ser comprovado quando comparamos a média obtida no estudo de Mazoet al. (2010) para o teste de agilidade e equilíbrio dinâmico AGIL que foi de  $24,56 \pm 6,78$  com a média (19,4 segundos) encontrada no

presente estudo para os homens. Já as mulheres do presente estudo obtiveram média de 20,19  $\pm$  2,6 enquanto que as mulheres do estudo de Zago e Gobbi (2003) obtiveram média de 21,4  $\pm$  19,6. Podemos verificar então que os indivíduos desta amostra têm uma melhor agilidade e equilíbrio dinâmico quando comparado aos indivíduos das amostras citadas anteriormente.

Os estudos de Ferreira e Gobbi (2003) mostraram que o nível de atividade física pode trazer benefícios para o desempenho de agilidade em mulheres treinadas em relação às aquelas não treinadas, porém de acordo com as características da população desta amostra e de seus resultados a prática de atividade física não mostrou influência no desempenho das idosas.

Sugere-se complementação de atividades físicas visando agilidade e equilíbrio para população idosa no sentido de contribuir para a melhora da capacidade funcional.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com o que foi proposto nos objetivos do presente estudo:

Não houve diferença significativa, nos valores de RMS do músculo tibial anterior, entre os gêneros no solo estável;

Não houve diferença significativa, nos valores de RMS do músculo tibial anterior, entre os gêneros no solo instável. Entretanto os resultados das médias dos valores de RMS do músculo tibial anterior, em solo instável, dos indivíduos idosos do presente estudo ( $166\mu\text{V}$  no gênero feminino e  $204\mu\text{V}$  no gênero masculino) são consideravelmente maiores que os valores de RMS de indivíduos jovens na literatura ( $90\mu\text{V}$ ) o que indica que indivíduos idosos necessitam de um recrutamento de fibras muscular maior quando comparado aos indivíduos adultos jovens para manter o equilíbrio em apoio unipodal em solo instável;

Não houve diferença significativa entre os solos tanto no gênero feminino quanto no gênero masculino. Estes resultados também foram encontrados em estudos com indivíduos jovens, indicando não haver diferença entre o desequilíbrio no solo estável e na cama elástica. Há necessidade de estudos para comparação do recrutamento muscular entre o solo estável e outro tipo de solo instável como, por exemplo, balancinho ou prancha de equilíbrio;

A partir dos resultados apresentados no presente estudo, ressalta-se a importância do trabalho de propriocepção para a melhora da reatividade e do padrão de recrutamento neuromuscular em idosos buscando a melhora da capacidade funcional, já que se observou, em comparação com a literatura, que com o decorrer da idade há uma queda no recrutamento muscular do músculo tibial anterior.

Sugere-se continuidade do estudo para aumentar o tamanho da amostra, bem como avaliação do recrutamento muscular de diferentes músculos envolvidos no equilíbrio e em diferentes solo.

## REFERÊNCIAS

ACIERNO, S.P.; BARATTA, R.V.; SOLOMONOW, M.A. practical guide to electromyography for biomechanists. Louisiana State University, 1995.

ALVES JR ED. Analecto Treinamento PREV-Quedas. Rio de Janeiro: SESI-RJ; 2009.

ARAGUAS, R. Propriocepción em rehabilitación de lesions desportivas. Ver Asoc Argent Traumatol Desporte, 1994.

ARAUJO, R.C; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo sobre a variabilidade do sinal eletromiográfico intra e inter indivíduos durante contração isométrica. Anais do VII Congresso Brasileiro de biomecânica, 1996. p. 128-134.

BARAFF LJ, DELLA PENNA R, WILLIAMS N, SANDERS A. Practice guideline for the ED Management of falls in community – dwelling elderly persons. Ann Emerg Med. 1997;30(4):480-9.

BARBANTI, V. J. Teoria e prática do treinamento desportivo. 2. ed. São Paulo: Edgard Blucher, 1997.

BARBOZA BHV, GURJÃO ALD, GONÇALVES R, GOBBI S, GOBBI LTB. Relação entre a taxa de desenvolvimento de força, agilidade motora e equilíbrio em idosas. Rev Bras Ciên Mov 2006.

BASMAJIAN, J.V.; De LUCA, C.J. Muscle alive: their function revealed by electromyography. 5th edn. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.

BASSEY et al., Leg extensor Power and functional performance in very old men and women. Clinical Science, 1992.

BENEDETTI, M. Muscle activation intervals and EMG envelope in clinical gait analysis. IEEE Eng Med Biol Mag., v.20, n.6, p. 33-4, 2001.

BENEDETTI, T. R. B.; MAZO, G. Z.; GOBBI, S.; AMORIM, M.; GOBBI, L. T. B.; FERREIRA, L.; HOEFELMANN, C. P. Valores normativos de aptidão funcional em mulheres de 70 a 79 anos. Rev. Bras. De Cineantropom. & Desempenho Hum., 2007.

BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E.; ROUSSOS, C. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol.*, v.51, p.1300-1305, 1981.

BOOTH F.W.; WEEDEN S.H.; TSENG, B.S. Effect of aging on human skeletal muscle and motor function. *MedSci Sports Exerc.*, 1994.

BORN, T. Cuidar Melhor e Evitar a Violência - Manual do Cuidador da Pessoa Idosa – Brasília: Secretaria Especial dos Direitos Humanos Subsecretaria de Promoção e Defesa dos Direitos Humanos, 2008.

BURNET, M. *Intrinsic Mutagenesis: A genetic approach.* New York: Wesley, 1974.

CALLEGARI, B.; RESENDE, M. M.; RAMOS, L. A. V.; ALUQUERQUE, S. A. Atividade eletromiográfica durante exercícios de propriocepção de tornozelo em apoio unipodal. *Rev. Fisioterapia e Pesquisa*, São Paulo: 2010.

CAMARANO, A. A.; PASINATO, M. T.; LEMOS, V.R. Cuidados de longa duração para a população idosa Uma questão de gênero? In: Neri A> I. (org.) *Qualidade de vida na velhice um enfoque multidisciplinar.* Campinas: Alínea; 2007, p 127-149.

CAMARGOS, M. C. S.; PERPETUO I. O. H.; MACHADO C. J. Estimativas de expectativa de vida livre de e com incapacidade funcional: uma aplicação do método Sullivan para idosos paulistanos, 2000. Trabalho apresentado no XIV encontro Nacional de Estudos Populacionais, ABEP, realizado em Caxambu- MG – Brasil, de 20-24 de setembro de 2004.

CANDELORO, J.M.; CAROMANO, F.A. Efeito de um programa de hidroterapia na flexibilidade e na força muscular de idosas. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, jul/ago, 2007.

CARDOSO AS, MAZO GZ, PRADO APM, LEVANDOSKI G, CARDOSO LS. Comparação do nível de atividade física em relação ao gênero de idosos praticantes de grupos de convivência. *RevCienEnvelhecHum* 2008.

CARREGARO, L.R.; TOLEDO, A.M. Efeitos fisiológicos e evidências científicas da eficácia da Fisioterapia Aquática. *RevistaMovimenta*, 2008.

CARREL, A. On the permanent life of tissue outside of the organism. *J. Exp. Med*, 1921.

CARRIERE, I.; COLVEZA, A.; FAVIERB, F.; JEANDEL, C.; BLAIN, H. Hierarchical components of physical frailty predicted incidence of dependency in a cohort of elderly women. *Journal of Clinical Epidemiology*, 2005.

CASALE, R. et al. Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study application. *Arch Phys Med Rehabil*, v.84, n.4, p.513-517, 2003.

CERELLA J. Information processing rates in the elderly. *Psychol Bull*. 1985.

CONCEIÇÃO, S. B.; SILVA, Jefferson. Análise Eletromiográfica dos Músculos Tibial Anterior e Fibular Longo em Portadores de Entorse Crônica de Tornozelo. *Rev. Perspectivas Online*. V01, nº04, 2007.

CONCEIÇÃO, Sabrina B.; SILVA, Jefferson. Análise Eletromiográfica dos Músculos Tibial Anterior e Fibular Longo em Portadores de Entorse Crônica de Tornozelo. *Rev. Perspectivas Online*. V01, nº04, 2007.

CUTLER, R.G. Aging and oxygen radicals. In: A.E. Taylor, S. Matalon e P. Ward (eds.) *Physiology of oxygen radicals*. American Physiological Society, 1986.

COUTINHO ESF, SILVA SD. Uso de medicamento como fator de risco para fratura grave decorrente de queda em idoso. *Cad. Saúde Pública*, 2002;18 (5):1359-66.

De LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, v. 13, p. 135-63, 1997.

DUARTE, Y.; DIOGO, MJD. Atendimento domiciliar: um enfoque gerontológico. São Paulo (SP): Atheneu, 2000.

FABRÍCIO, Suzele Cristina Coelho; RODRIGUES, Rosalina A. Partezani; COSTA

FERREIRA L. Efeito do envelhecimento, do nível de atividade física e do treinamento com exercícios resistidos sobre a força muscular máxima diferenciada entre membros superiores e inferiores em mulheres. [Dissertação de mestrado – Programa do Instituto de Biociências, Educação Física], Rio Claro (SP): Universidade do estado de São Paulo; 2005.

FERREIRA, L.; GOBBI, S. Agilidade geral e agilidade de membros superiores em mulheres de terceira idade treinadas e não treinadas. *Revista Brasileira Cineantropometria Desempenho Humano*, Florianópolis, 2003.

FERREIRA, Luiz Alfredo Braun; ROSSIB, Luciano Pavan; PERREIRA, Wagner Menna; VIEIRA, Fabricio Furtado; PAULA Jr, Alderico Rodrigues de. Análise da Atividade Eletromiográfica dos músculos do tornozelo em solo estável e instável. *FisioterMov*. 2009.

FINCH, C.E. Longevity, Senescence, and the Genome. Chicago: University of Chicago Press 1994.

FINSTERER, J. EMG Interference pattern analysis. *JElectromyography and Kinesiology*, v.11, p.231-246, 2001.

FOLDAVARI M, CLARCK M, LAVIOLETTE LC, BERNSTEIN MA, KALITON D, CASTANEDA C. Association of muscle power with functional status in community-dwelling women. *J Gerontol A BiolSci Med Sci*. 2000.

FRIED LP, Tangen C. M.; WALSTON J, Newman A. B.; HIRSH C, Gottdiener J. Frailty in older adults. *J. Gerontol. A BiolSci MedSci* 2000.

FRIED LP, TANGEN CM, WALSTON J, NEWMAN AB, HIRSH C, GOTTDIENER J, et al5. . Frailty in older adults. *J Gerontol A BiolSci Med Sci*. 2001.

FUGLSANG-FREDERIKSEN, A. The utility of interference pattern analysis. *Muscle & Nerve*, v.23, p.18-36, 2000.

FULLER GF. Falls in the elderly. *Am Family Physician*. 2000.

GARCIA, P.A.; DIAS, J.M.D.; DIAS, R.C.; SANOS, P.; ZAMPA, C.C. Estudo da relação entre função muscular, mobilidade funcional e nível de atividade física em idosos comunitários. *Rev. Bras. Fisioter.*, jan/fev., 2011.

GIL, AC. Como elaborar projetos de pesquisa. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2002.

GOGGIN L, MEEUSEN HJ. Age-related differences in the control of spatial aiming movements. *Res Q Exerc Sport*. 1992.

GOUVALI, M. K.; BOUDOLOS, K. Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise. *J Strength Cond Res*, 2005.

GREGG EW, PEREIRA MA, CASPERSEN CJ. Physical activity, falls, and fractures 3. among older adults: A review of the epidemiologic evidence. *J Am Geriatr Soc*. 2000.

GROUIOS G. Aging effects on reaction time. *Int J Phys Educ.* 1991.

GUCCIONE, A.A. *Fisioterapia Geriátrica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2. ed, 2002.  
 HARLEY, C.B.; POLLARD, J.W.; CHAMBERLAIN, J.W.; STANNERS, C.P.;  
 GOLDSTEIN, S. (1980) Protein synthetic errors do not increase during aging of cultured human fibroblasts. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 1885-1889.

HAYFLICK, L.; MORHEAD, P.S. The serial cultivation of human diploid cell strains. *Exp. Cell Res.*, 1961.

HERMENS, H.J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. electromyography and kinesiology*, v.10, p. 361-374, 2000.

HERMENS, H.J. et al. SENIAM: European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and development, 1999.

HERMENS, H.J.; FREKIS, B.; MERLETTI, R., STEGMAN, D.; RAU, G.; KLUG, C.D.; HÄGG, G. European recommendations for surface electromyography – SENIAM, 1999.

HOLM, I.; FOSDAH, M. A. FRIIS, A. RISBERG, M. A.; MYKLEBUST, G.; STEEN H. Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. *Clin J. Sport Med.* 2004.

IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística). Perfil dos Idosos Responsáveis pelos Domicílios. 2002. Disponível em:  
<http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/25072002pidoso.shtm>

JAMET M, DEVITERNE D, GAUCHARD GC, VANÇON G, PERRIN PP. Higher visual dependency increases balance control perturbation during cognitive task fulfilment in elderly people. *Neuroscience Letters* 2004.

JOHNSON, S.A.; FINCH, C.E. Changes in gene expression during brain aging: A survey. In E.L. Schneider e J.W. Rowe (Eds.) *Handbook of the Biology of Aging*. San Diego: Academic Press, Inc., 1996.

JUNIOR, Moacyr Lobo da. Causas e conseqüências de queda de idosos atendidos

KARLSSON, S.; GERDLE, B. Mean Frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyography and Kinesiology*, v.11; p.131-140, 2001.

KRAUSS, E. M.; MISIASZEK, J. E. Phase-specific modulation of the soleus H-reflex as a function of thear to stability during walking. *Exp Brain Res.*, 2007.

LEHMAN, G.J.; MCGILL, S.M. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *J Manipulative and Physiol Therapeutics*, v.22, n.7, p.444-446, 1999.

MANNION, A.F.; DOLAN, P. Electromyography median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, v.19, p. 1223-1229, 1994.

MATSUDO, S.M., MATSUDO, V.K.R., NETO, T.L.B. Impacto do envelhecimento nas variáveis antropométricas, neuromotoras e metabólicas da aptidão física. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*. Brasília, v.8, n.4, p.21-32, set/2000.

MAXICOR. **Produtos:** Eletrodos para monitorização cardíaca, 2011. Disponível em: <<http://maxicor.com.br/eletrodos.htm>>. Acesso em: 13 mai. 2011.

MAZO, G. Z.; BENEDETTI, T. R. B.; GOBBI, S.; FERREIRA, L.; LOPES, M. A. Valores normativos e aptidão funcional em homens de 60 a 69 anos de idade. *Rev. Bras Cineantropom Desempenho Humano*, 2010.

MERLETTI, R.; FARINA, D.; GRANATA, A. Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. *Electroenceph Clinical Neurophysiology*, suppl 50, p. 293-300, 1999.

MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; De LUCA, C.J. Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng*, v.19, p. 293-340, 1992.

MERLETTI, R.; SABBAHI, A.M.; De LUCA, C.J. Median frequency of the myoelectric signal – Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol*, v.52, p.258- 65, 1984.

MINISTÉRIO DA SAÚDE – Datasus [homepage na Internet]. Organização Mundial da Saúde. CID-10 - Classificação estatística internacional de à saúde. Brasília: Ministério da saúde. Datasus; 2008 [atualizada em 2009; acesso em 10 jul 2011] Disponível em: <http://www.datasus.gov.br/cid10/webhelp/cid10.htm>

MIOTEC. **MiotoolFisio:**Eletromiógrafo. Disponível em:  
<<http://www.miotec.com.br/fisio/produtos.html#eletrodos>>. Acesso em: 11 abr. 2011.

MOTA, M.P.; FIGUEIREDO, P.A.; DUARTE, J.A. Teorias biológicas do envelhecimento. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, 2004.

MOURA RN, SANTOS FC, DRIEMEIER M, SANTOS LR, RAMOS LR. Quedas em idosos: fatores de risco associados. Gerontologia, 1999;7(2):15–21.

NELSON ME, REJESKI WJ, BLAIR SN, DUNCAN PW, JUDGE JO, KING AC, et al. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. MedSci Sports Exerc 2007.

NERI, A.L. Palavras-chave em gerontologia. Campinas: Alínea; 2001.

NEWTON RA. Standing balance abilities of elderly subjects under altered 4. visual and support surfaces. Phys Can. 1995.

OLIVEIRA FB, DE PAULA, RH, OLIVEIRA, CG, DANTAS, EHM. Avaliação de dois modelos de tábua propioceptiva com dois tipos de apoios por meio da eletromiografia de superfície. Fisioterapia Bras.2006.

OLIVEIRA, Andressa Silva Martins de; CORDEIRO, Dayana Oliveira. Perfil dos idosos residentes em lares/casas de repouso de São Jose-SC. Monografia (Curso de Fisioterapia) – Universidade do Vale do Itajaí, Biguaçu, 2009.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. Cid-10 – Centro colaborador da OMS para a classificação de doenças em português. 4a ed.1: 9-29.

ORGEL, L.E.The maintenance of accuracy of protein synthesis and its relevance to agins. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 1963.

OSBORNE MD, CHOU LS, LASKOWSKI ER, SMITH J, KAUFMAN KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction in subjects with a history of ankle sprain. Am J Sports Med. 2001;29(5):627-32.

OSNESS, W. H.; ADRIAN, M.; CLARK, B.; HOEGER, W.; RAAB, D.; WISWELL, R. Functional fitness assessment for adults over 60 years: a field based assessment. Reston: AAHPERD, 1990.

PAPALÉO NETTO, M. *Gerontologia: a velhice e o envelhecimento em visão Atheneu*, 2000.

PEARL, R. The rate of living. New York: Knopf, 1928.

PEREIRA S.R.M, BUKSMAN S, PERRACINI M, PY L, BARRETO K.M.L, LEITE V.M.M. Quedas em Idosos, Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia. Elaboração Final: 16 de Junho de 2001.

PEREIRA, J. R. P.; OKAMA, S. S. O perfil dos ingressantes de um programa de educação física para idosos e os motivos da adesão inicial. Rev. bras. Educ. Fís. Esp., São Paulo, v. 23, n. 4, dez. 2009. Disponível em <[http://www.revistasusp.sibi.usp.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1807-55092009000400002&lng=pt&nrm=iso](http://www.revistasusp.sibi.usp.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1807-55092009000400002&lng=pt&nrm=iso)>. acessos em 23 nov. 2011.

PEREIRA SEM, BUKSMAN S, PERRACINI M, PY L, BARRETO KML, LEITE VMM. Quedas em idosos. Projeto diretrizes. Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia - Seção São Paulo 2001.

PERRACINI MR, RAMOS LR. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. Rev. Saúde Pública. 2002;36(6):709-16.

PERRACINI, M. R. Prevenção e Manejo de Quedas no Idoso. Disponível em: <<http://www.pequi.incubadora.fapesp.br/portal/quedas.pdf>>, acesso: 15, maio.2011.

PERRACINI, M. R.; FLÓ, C. M. Fisioterapia: Teoria e Prática - Funcionalidade e Envelhecimento. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

PIKLES, B.; COMPTON, A.; COTT, C.; SIMPSON, J.; VOORT, A. V. *Fisioterapia na terceira idade*. 2. Ed. São Paulo: Editora Santos, 2000.

PODSIADLO D, RICHARDSON S. The Timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991.

PORTNEY, L.G; ROY, S.H. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. Fisioterapia avaliação e tratamento. 4ª Ed. São Paulo: Manole, 2004, p. 213-256.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. Fisiologia do Exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho. 3º Ed. São Paulo: Manole, 2000.

PRATT J, CHASTEEN AL, ABRAMS RA. Rapid aimed limb movements: age differences and practice effects in component submovements. Psychol Aging. 1994.

RAINOLDI, A. et al. Geometrical factors in surface EMG of the vastusmedialis and lateralis muscles. J Electromyography and kinesiology, v.10, n.5, p.327-336, 2000.

RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I.A Method for positioning electro during surface eMG recordings in lower limb muscles. JournalofNeuroscienMethods, v.134, p. 37-43, 2004.

REBELATTO, J.R.; MORELLI, J.G.S. Fisioterapia geriátrica: A Prática da Assistência ao idoso. São Paulo: Manole, 2004.

RIBEIRO, L.C.C.; ALVES, P.B.; MEIRA, E.P. Percepção dos Idosos Sobre as Alterações Fisiológicas do Envelhecimento. CiêncCuidSaude, abr/jun, 2009.7

ROCHA, P. E. C. P. Medidas e avaliação em ciências do esporte. Rio de Janeiro: Sprint, 1995.

ROSE, M.R. Evolutionary Biology of Aging. Oxford: Oxford University Press, 1991.

SANTOS, G.M.; SOUZA, A.C.S.; VIRTUOSO, J.F.; TAVARES, G.M.S.; MAZO, G.Z. Valores preditivos para o risco de queda em idosos praticantes e não praticantes de atividade física por meio do uso da Escala de Equilíbrio de Berg. Revista Brasileira de Fisioterapia, 2011.

SEIDLER RD, STELMACH GE.Reduction in sensorimotor control with age.Quest.1995.

SHEPHARD RJ. Envelhecimento, atividade física e saúde. Sao Paulo: Phorte; 2003.

SILVESTRE JA, COSTA NETO MM. Abordagem do idoso em programas de saúde da família. Cad SaúdePública. 2003;19(3):839-47.

SODEBERG, G.L., COOK, T.M. Electromyography in Biomechanics. PhysTher, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.

SODERBERG, G.L. Selected Topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives. Washington, DC: US Department of health and human services, national institute for occupational safety and Health; 1992.

STEVENS JA, OLSON S. Reducing falls and resulting hip fractures among 1. older women. MMWR Morb Mortal Wkly Rep. 2000.

STRONJNIK, V.; VENGUST, R.; PAVLOVIC, V. The effect of proprioceptive training on neuromuscular function in patients with patellar pain. Cell Mol Biol Lett. 2002.

TEASDALE N, BARD C, LARUE J, FLEURY M. On the cognitive penetrability of posture control. Exp Aging Res. 1993.

THOMPSON, L.V. Effects of age training on skeletal muscle physiology and performance. Phys Ther, 1994.

TINETTI ME. Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients. JAGS 1996.

TOLEDO, D.R.; BARELA, J.A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. Revista Brasileira de Fisioterapia, maio/jun, 2010.

TURKER, K.S. Electromyography: some methodological problems and issues. Phys Ther, v.73, n.10, p. 698-710, 1993

VALE, S. G. S. et al. Efeitos do treinamento resistido na força máxima, na flexibilidade e na autonomia funcional de mulheres idosas. Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano, Florianópolis, v. 8, n. 4, p. 52-58, 2006.

VANDERVOORT, A. A. Alterações biológicas e fisiológicas. IN: PICKLES, et al. Fisioterapia na terceira idade. São Paulo: Santos, 2000.

VERHAGEN, E. A., VAN TULDER, M.; VAN DER BEEK, A.J.; BOUTER, L. M.; VAN MECHELEN, W. An economic evaluation of a proprioceptive balance board training programme for the prevention of ankle sprains in volleyball. Br J Sports Med. 2005.

VOIGHT ML, COOK G. Controle neuromuscular deficiente: treinamento de reativação neuromuscular. In: Prentice WE, Voight ML. Técnicas de reabilitação musculoesquelética. Porto Alegre: Artmed; 2003.

WELMY. Produtos: Balança Profissional Mecânica Antropométrica com Estadiômetro para Farmácia. Disponível em: <<http://www.shopfisio.com.br/ch/prod/59/342/0/balanca-profissional-mecanica-antropometrica-com-estadiometro-para-farmacia-mod110---ate-150kg--welmy.aspx>> Acesso em: 11 abr. 2011.

WILKINSON RT, ALLISON S. Age and simple reaction time: decade differences for 5,325 subjects. *J Gerontol.* 1989.

WINTER, D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. University of Waterloo Press, 2<sup>a</sup> ed., 1991.

YEUNG, S.S.; EVANS, O. Relationships of vibromyographic and electromyography signals during isometric voluntary contraction. *Physiotherapy*, v.84, n.11, p. 541- 546, 1998.

YORK JL, BIEDERMAN I. Effects of age and sex on reciprocal tapping performance. *PerceptMotSkills.* 1990.

ZAGO AS, GOBBI S. Valores normativos da aptidão funcional de mulheres de 60 a 70 anos. *Rev Bras Cien Mov*, 2003.

ZANELLA, A. L.; MOREIRA, L.R.; MARINHO, P.S., SALGUEIRO, R.S.; MAZINI FILHO, M.L.; FONSECA, L.G., MATOS, D.G. Processo do Envelhecimento humano. *Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício*, abr/jun, 2010.

ZWARTS, M.J.; DROST, G.; STEGEMAN, D.F. Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. *J Electromyography Kinesiology*, v.10, n.5, p.287-291, 2000.

**APÊNDICE**



UNIVERSIDADE DO SUL DE SANTA CATARINA  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP UNISUL  
Cep.contato@unisul.br, (48) 3279.1036

*TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)*

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário (a), em uma pesquisa que tem como título “Análise da Atividade Eletromiográfica dos músculos do tornozelo em solo estável e instável em indivíduos idosos”. Sendo o envelhecimento um conjunto de alterações estruturais e funcionais desfavoráveis do organismo que se acumulam de forma progressiva, especificamente em função do avanço da idade. Essas modificações prejudicam o desempenho de habilidades motoras, dificultando a adaptação do indivíduo ao meio ambiente. A pesquisa tem como objetivo analisar o sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior em solo estável e instável, em indivíduos idosos e com isso, verificar se há diferença no sinal eletromiográfico comparado os gêneros, masculino e feminino. É muito importante pesquisar a respeito desse assunto, pois até o momento, existe uma lacuna do conhecimento relacionado à atividade eletromiográfica de superfície dos músculos do tornozelo nos diferentes tipos de solo (estável e instável) em indivíduos idosos, bem como sua relação com o equilíbrio dessa população e com o índice de quedas dos mesmos. Este estudo possibilitará conhecer, de forma mais detalhada, a influência do envelhecimento no sinal eletromiográfico dos músculos do tornozelo, de forma a verificar sua possível utilização na caracterização funcional dos indivíduos idosos permitindo uma intervenção precoce favorecendo a reabilitação funcional. Esta pesquisa será composta por indivíduos de ambos os gêneros com faixa etária entre 60 e 70 anos de idade, participantes **Projeto Inclusão Digital** da Unisul no Campus Ponte de Imaruim no Município de Palhoça. Os participantes serão avaliados por fisioterapeuta e acadêmicos de fisioterapia. Para a realização da pesquisa você deverá comparecer na Clínica-Escola da Universidade do Sul de Santa Catarina (UNISUL) no dia e na hora agendada. Para a coleta será realizado tricotomia da pele e esta será devidamente higienizada com álcool 70%, além de ser realizada abrasão com uma lixa, para a colocação de eletrodos auto-adesivos na região da tuberosidade da tibia e no tornozelo. Será feito três tipos de coleta: a primeira consistirá em uma contração isométrica nos movimentos do tornozelo, conforme orientação dos pesquisadores. A segunda coleta será feita para captação do sinal eletromiográfico em solo estável. A terceira e última coleta será feita para captação do sinal eletromiográfico em

solo instável numa cama elástica com um dos pés esteja apoiado e equilibrando-se sobre ela e o outro suspenso sem apoio. O sinal será captado por 10 segundos em todas as coletas.

Você não é obrigado (a) a realizar todos os testes e poderá desistir de participar da pesquisa a qualquer momento (antes, durante ou depois de já ter aceitado participar dela ou de já ter feito a coleta), sem ser prejudicado (a) por isso. Você não correrá riscos esperados, visto que a utilização da eletromiografia é segura utilizada e o uso da mesma é sedimentado pela literatura. Como o objetivo da pesquisa é melhorar a forma de avaliação para o diagnóstico e tratamento da sua doença não são previstos desconfortos durante a realização da coleta. Mas, caso você se sinta desconfortável durante algum dos procedimentos realizados durante a pesquisa, é importante que diga isso ao(à) pesquisador(a) para que ele (ela) possa auxiliá-lo(a).

Você poderá quando quiser pedir informações sobre a pesquisa ao(à) pesquisador(a). Esse pedido pode ser feito pessoalmente, antes ou durante a coleta de dados, ou depois desta, por telefone, a partir dos contatos dos pesquisadores que constam no final deste documento.

Todos os seus dados de identificação serão mantidos em sigilo e a sua identidade não será revelada em momento algum. Em caso de necessidade, serão adotados códigos de identificação ou nomes fictícios. Dessa forma, os dados que você fornecer serão mantidos em sigilo e, quando utilizados em eventos e artigos científicos, assim como em campanhas de prevenção, a sua identidade será sempre preservada.

Lembramos que sua participação é voluntária, o que significa que você não poderá ser pago, de nenhuma maneira, por participar desta pesquisa.

Eu, \_\_\_\_\_, abaixo assinado, concordo em participar desse estudo como sujeito. Fui informado(a) e esclarecido(a) pelos pesquisadores Luana Meneghini, Danielly Nunis e Davidson Costa sobre o tema e o objetivo da pesquisa, assim como a maneira como ela será feita e os benefícios e os possíveis riscos decorrentes de minha participação. Recebi a garantia de que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto me traga qualquer prejuízo.

Nome por extenso: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_

Palhoça, \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Pesquisador Responsável: Luana Meneghini.

Telefone para contato: (48) 96028774

Outros Pesquisadores: Danielly R. Nunis.

Telefone para contato: (48) 9925-3662

Davidson da Silva Costa.

(48) 84379573

**ANEXOS**



**UNIVERSIDADE DO SUL DE SANTA CATARINA**  
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP UNISUL**  
**CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E**  
**GRAVAÇÕES**

Eu \_\_\_\_\_ permito que os pesquisadores relacionados abaixo obtenham:

- ( ) fotografia,  
 ( ) gravação de voz,  
 ( ) filmagem ou gravação em vídeo de minha pessoa para fins de pesquisa científica, médica e/ou educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à minha pessoa possam ser publicados em aulas, congressos, eventos científicos, palestras ou periódicos científicos. Porém, a minha pessoa não deve ser identificada, tanto quanto possível, por nome ou qualquer outra forma.

As fotografias, vídeos e gravações ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e sob sua guarda.

Nome do sujeito da pesquisa e/ou \_\_\_\_\_  
 paciente: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Nome dos pais ou responsáveis: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Se o indivíduo for menor de 18 anos de idade ou legalmente incapaz, o consentimento deve ser obtido e assinado por seu representante legal.

Nomes completos dos pesquisadores: Luana Meneghini Belmonte, Danielly Nunis, Davidson da Silva Costa.

Telefones dos pesquisadores: 48/96028774; 48/99253362; 48/84379573

Data e Local onde será realizada a pesquisa: \_\_\_\_\_

