

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**SIMONE MICHIELON BALDISSEROTTO**

Porto Alegre

2006

SIMONE MICHIELON BALDISSEROTTO

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA EM USUÁRIOS DE PRÓTESE  
TOTAL DURANTE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIA**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção de grau de mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary S.A. Shinkai

Porto Alegre

2006

Dedico este trabalho à orientadora, professora e amiga Rosemary Shinkai. Sua determinação, garra e perseverança são intermináveis. Nenhum obstáculo será grande o suficiente para impedir que alcance seus objetivos. Exemplo de mestre e pesquisadora. “A força não provém da capacidade física e sim de uma vontade indomável.” (Mahatma Gandhi)

## **AGRADECIMENTOS**

À minha família, presença constante nos momentos bons e ruins da minha vida principalmente durante esses dois anos;

À minha orientadora Profa. Rosemary Shinkai, imensurável o que aprendi com ela;

Ao Prof. Jefferson Fagundes Loss, grande mestre e amigo, sem a sua valiosa participação esse trabalho poderia não ter se realizado;

Ao Dr. Anthero Sarmiento Ferreira, pela sua colaboração essencial;

Às dez senhoras que participaram da pesquisa, muito obrigado pela disponibilidade,

Aos monitores da Fisioterapia da PUCRS Marcelo, Michele e William, que mostraram que o trabalho em equipe é essencial para alcançarmos os resultados;

À Profa. Dra. Nilza Pereira da Costa, coordenadora do Programa de Pós-Graduação;

Aos professores Márcio Lima Grossi e Eduardo Rolim Teixeira;

À minha especial colega e amiga Dúcia Caldas Cosme, não existem palavras para agradecer todo seu empenho, disponibilidade e amizade; foi inspirada em você que entrei no mestrado;

Aos colegas e amigos Ana Carolina Corso, Alexandre Fontana Zaniol (*in memoriam*), Juliana Junqueira Cervo, Ronald Aquino, Rafael Stüker e Tomás Geremia;

Aos meus valiosos mestres Luis Carlos da Fontoura Frasca, Elken Gomes Rivaldo, Eduardo de Lima Fernandes e Marcos Michelon Naconecky;

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul;

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul, em especial ao Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) e seus funcionários;

À Capes pelo auxílio e apoio à pesquisa.

“Você não sabe o quanto  
eu caminhei  
Pra chegar até aqui  
Percorri milhões de milhas  
antes de dormir  
Eu não cochilei”  
Toni Garrido

## RESUMO

Este estudo teve por objetivo descrever e testar uma metodologia para determinar a atividade eletromiográfica dos músculos mastigatórios (m. temporal e m. masseter), posturais do pescoço (m. esternocleidomastoideo e m. trapézio), posturais do tronco (m. reto abdominal e m. paravertebrais) e de força das extremidades inferiores (m. reto femoral e m. gastrocnemius medial) durante simulação de atividades de vida diária (AVDs) em usuários de prótese total (PT). Foram avaliadas dez mulheres saudáveis, usuárias de PT bimaxilar, com idade média de 58,2 (DP 5,6) anos, na condição com e sem prótese (suporte oclusal). Foram realizados três testes de simulação de AVDs: levantar/sentar da cadeira (TCAD), levantar/deitar na cama (TCAM) e pegar/largar sacolas (TSAC). A atividade muscular foi medida em valores RMS e o tempo de duração do movimento, em segundos. Os níveis de confiabilidade mais homogêneos e mais altos foram estimados para o TSAC. Em relação aos grupos musculares, os maiores valores de coeficiente de correlação intraclasse (CCIC) ao longo dos testes foram estimados para os m. esternocleidomastoideo (0,82 a 0,97) e m. paravertebrais (0,86 a 0,99). No TCAD e TSAC foi observado um padrão homogêneo de ativação muscular ao levantar/sentar, com e sem PT. O método utilizado mostrou reprodutibilidade satisfatória com CCICs considerados moderados a altos. Todos os grupos musculares apresentaram ativação durante a execução de movimentos específicos dos testes simulando AVDs. De modo geral, não houve alteração de atividade muscular nem do tempo de realização de cada movimento durante a simulação de AVDs quando os indivíduos tiveram suas PTs removidas.

**Palavras-chave:** Eletromiografia. Cinesiologia Aplicada. Prótese Total. Atividades Cotidianas.

## ABSTRACT

This study aimed to describe and test a methodology to determine the electromyographic activity of muscles related to mastication (temporal and masseter), posture of the neck (sternocleidomastoid and trapezius) and the trunk (rectus abdominis and paravertebral), and lower extremity strength (rectus femoris and medial gastrocnemius) during simulation of activities of daily living (ADLs) in complete denture (PT) users. Ten healthy women (age:  $58.2 \pm 5.6$  years old), wearing complete dentures in both maxilla and mandible, were tested with and without their prostheses (occlusal support). Three tests simulated ADLs: to raise of/seat in the chair (TCAD), to raise of/lie down in the bed (TCAM), and to lift/lower bags (TSAC). The EMG activity was measured in RMS values, and the duration of the movement in seconds. The most homogeneous and highest reliability levels were estimated for TSAC. In relation to the muscular groups, the largest intraclass correlation coefficients (CCIC) were estimated for the sternocleidomastoid (0.82 to 0.97) and paravertebral (0.86 to 0.99) muscles. For TCAD and TSAC there was a homogeneous pattern of muscular activation with and without PT. The method showed satisfactory reliability with moderate to high CCICs. All muscular groups showed activation during specific movements simulating ADLs. In general, no alteration of muscular activity or duration of movement was found during simulation of ADLs when the subjects removed their prostheses.

**Key words:** Electromyography. Applied Kinesiology. Complete Denture. Activities of Daily Living

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Esquema do delineamento experimental .....	42
Figura 2. Teste da cadeira: média dos valores RMS (desvio-padrão) dos mm. temporal (T), masseter (M), esternocleidomastoideo (E), trapézio (TR), reto abdominal (RA), paravertebrais (PV), reto femoral (RF) e gastrocnemius (G). .....	64
Figura 3. Teste da cama: média dos valores RMS (desvio-padrão) dos mm. temporal (T), masseter (M), esternocleidomastoideo (E), trapézio (TR), reto abdominal (RA), paravertebrais (PV), reto femoral (RF) e gastrocnemius (G). .....	64
Figura 4. Teste das sacolas: média dos valores RMS (desvio-padrão) dos mm. temporal (T), masseter (M), esternocleidomastoideo (E), trapézio (TR), reto abdominal (RA), paravertebrais (PV), reto femoral (RF) e gastrocnemius (G). .....	65
Figura 5. Duração do movimento (s) nos testes da cadeira, da cama e das sacolas (média e desvio-padrão). .....	65

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características gerais da amostra (n = 10).....	57
Tabela 2. Coeficiente de correlação intraclasse e intervalo de confiança de 95% das três medições de RMS e de duração do movimento... 59	
Tabela 3. Teste da Cadeira: média, desvio-padrão (DP) e intervalo de confiança de 95 % (IC 95%) dos valores RMS final e da duração do movimento (levantar/sentar) (s). Valor P*, poder observado no modelo corrigido e coeficiente de determinação R <sup>2</sup> do modelo linear. ....	61
Tabela 4. Teste da Cama: média*, desvio-padrão (DP) e intervalo de confiança de 95 % (IC 95%) dos valores RMS final e da duração do movimento (levantar/deitar) (s). Valor P**, poder observado no modelo corrigido e coeficiente de determinação R <sup>2</sup> do modelo linear. ....	62
Tabela 5. Teste das Sacolas: média, desvio-padrão (DP) e intervalo de confiança de 95 % (IC 95%) dos valores RMS final e da duração do movimento (levantar/abaixar) (s). Valor P*, poder observado no modelo corrigido e coeficiente de determinação R <sup>2</sup> do modelo linear. ....	63

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

°	Graus
µm	Micrometro
Ag/AgCl	Prata/Cloreto de Prata
AVD/AVDs	Atividades de vida diária
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
cm	Centímetro
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
dB	Decibéis
EMG	Eletromiografia/Eletromiográfico
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alli</i> )
FO-PUCRS	Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Hz	Hertz
IMC	Índice de massa corpórea
kHz	Quilo-Hertz
MHz	Mega-Hertz
min	Minuto
<i>P</i>	Valor da probabilidade calculada pelo teste estatístico para rejeição da hipótese de nulidade
PAUM	Potencial de ação da unidade motora
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
RMS	<i>Root Mean Square</i>
s	Segundo

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	17
2.1 ANATOMIA E FUNÇÃO DOS MÚSCULOS ESTUDADOS .....	17
2.2 ASPECTOS GERAIS EM ELETROMIOGRAFIA .....	19
2.3 SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO E ELETROMIOGRAFIA .....	27
2.4 SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO E PERFORMANCE FÍSICA .....	32
3 PROPOSIÇÃO .....	41
4 METODOLOGIA .....	42
4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL .....	42
4.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA .....	43
4.3 PROCEDIMENTOS COM OS SUJEITOS .....	44
4.4 ANÁLISE DOS SINAIS EMG .....	52
5 RESULTADOS .....	57
6 DISCUSSÃO .....	68
7 CONCLUSÕES .....	76
REFERÊNCIAS .....	77

---

## 1 INTRODUÇÃO

---

Alterações fisiológicas e patológicas ao longo da vida podem contribuir para mudanças posturais e diminuição da capacidade física em indivíduos idosos. O declínio da capacidade física e postural pode levar a limitações funcionais, causando dificuldades para realizar atividades de vida diária (AVDs), tais como tomar banho, vestir-se, fazer compras ou limpar a casa (YAMAGA et al., 2002; BISCHOFF et al., 2003; TINETTI, 2003). Para manter o controle postural, o corpo humano utiliza informação de fontes somatossensoriais, visuais e vestibulares, que resultam em sinais eferentes e ativam músculos posturais apropriados, sinalizando o movimento e a localização das partes do corpo no espaço (GUSTAFSON et al., 2000). O complexo mecanismo que envolve a postura do indivíduo ativa diferentes grupos musculares, os quais podem funcionar concomitantemente mesmo distantes uns dos outros.

A relação funcional entre os músculos da postura corporal e os do sistema estomatognático tem sido abordada em estudos relacionados à oclusão dentária. Durante apertamento dentário voluntário em indivíduos dentados foram encontrados registros eletromiográficos de co-ativação dos músculos mastigatórios (m. masseter e m. temporal), posturais do pescoço (m. esternocleidomastoideo e m. trapézio), tronco (m. paravertebrais e m. reto abdominal) e membros inferiores (m. soleus e m. gastrocnemius ventre medial e lateral) (CLARK et al., 1993; SASAKI et al., 1998; EHRLICH et al., 1999). Do mesmo modo, contrações assimétricas nos músculos

mastigatórios (FERRARIO et al., 1999), nos músculos posturais do pescoço (FERRARIO et al., 2003) e nos músculos da perna (VALENTINO; MELITO, 1991) foram observadas durante apertamento dentário contra interferência oclusal.

Alguns estudos epidemiológicos investigaram a associação entre condição dentária e capacidade física funcional em indivíduos idosos e mostraram que a diminuição da saúde dental e menor capacidade de mastigação estão relacionadas com menor performance física (ÖSTERBERG et al., 1990; YAMAGA et al., 2002; TAKATA et al., 2004).

Alterações no suporte oclusal também foram associadas a modificações de postura, equilíbrio e mobilidade. A flexão anterior e lateral da cabeça por desequilíbrio oclusal (KIBANA et al., 2002) e mudanças na distribuição do peso corporal sobre os pés promoveria alterações na postura do indivíduo e, conseqüentemente, no eixo de equilíbrio corpóreo (FINK et al., 2003; YOSHINO et al., 2003a; YOSHINO et al., 2003b). Em indivíduos idosos edentados, variações na marcha e no tempo de reação para iniciar uma atividade física foram encontradas quando as próteses totais (suporte oclusal) foram removidas (ISHIJIMA et al., 1998; WATANABE, 1999; MOROZUMI et al., 2004). Assim, a falta ou o desequilíbrio do suporte oclusal parecem estar relacionados com alterações na postura corporal e na performance física, mas ainda não se sabe qual o impacto de uma oclusão deficiente durante atividades de vida diária. Se a capacidade física funcional for modificada por problemas oclusais como falta de suporte oclusal ou próteses inadequadas, então uma reabilitação oral seria importante porque poderia melhorar equilíbrio, mobilidade e força nos membros inferiores.

Um dos métodos para estudar função, controle e aprendizado da atividade muscular durante movimento é a eletromiografia (EMG) cinesiológica, que utiliza eletrodos de superfície para captação dos sinais eletromiográficos (SODERBERG; KNUTSON, 2000). A EMG cinesiológica é usada para estudar a atividade muscular e estabelecer o papel dos vários músculos durante atividades específicas (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Em Odontologia, a maioria dos estudos com EMG tem analisado a atividade muscular dos músculos mastigatórios e posturais da cabeça e pescoço em situações estáticas de repouso, abertura e apertamento máximo dos dentes. A EMG cinesiológica tem sido utilizada para avaliar estes músculos durante funções orofaciais, tais como mastigação, deglutição e fala, e atividades parafuncionais, como o bruxismo noturno. Entretanto, ainda não foi investigado se a falta de suporte oclusal pode alterar padrões de atividade muscular durante esforço físico em atividades de vida diária.

Assim, a hipótese de trabalho deste estudo foi que a atividade muscular do sistema estomatognático e dos músculos envolvidos em postura e força das extremidades inferiores é diferente em indivíduos edentados com e sem suas próteses totais em boca, durante simulação de atividades de vida diária. Para tanto, desenvolveu-se uma metodologia para quantificar a atividade EMG de múltiplos grupos musculares simultaneamente durante a realização de uma tarefa funcional específica.

---

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

---

A revisão de literatura foi dividida em quatro capítulos: anatomia e função dos músculos estudados, aspectos gerais em eletromiografia, sistema estomatognático e eletromiografia, e sistema estomatognático e performance física.

### 2.1 Anatomia e função dos músculos estudados

Os músculos estudados neste trabalho foram selecionados devido à sua importância na função mastigatória, postura da cabeça, postura do tronco e força nas extremidades inferiores. A origem, inserção e função de cada músculo estão descritos no Quadro 1.

**Quadro 1: Origem, inserção e função dos músculos examinados neste trabalho**

MÚSCULO(S)	ORIGEM	INSERÇÃO	FUNÇÃO
<b>Temporal</b>	Osso temporal abaixo da linha temporal inferior e lâmina profunda da fáscia temporal.	Ápice e face medial do processo coronóide da mandíbula.	Fecha a mandíbula. A porção posterior retrai a mandíbula (retrusão).
<b>Masseter</b>	Parte superficial: margem inferior e dois terços anteriores ao arco zigomático. Parte profunda: terço posterior da margem inferior e da face interna do osso zigomático.	Parte superficial: ângulo da mandíbula, tuberosidade massetérica. Parte profunda: face externa do ramo da mandíbula.	Fecha a mandíbula.

<b>Esternocleido mastoideo</b>	Cabeça esternal: tendão longo da face ventral do esterno. Cabeça clavicular: tendão curto do terço esternal da clavícula.	Circunferência inferior do processo mastóide e metade lateral da linha nucal superior.	Fixa e endireita a cabeça, flete as vértebras cervicais caudais, estende as vértebras cervicais craniais e a articulação da cabeça. Inervado de um só lado, inclina a cabeça para frente e a gira para o lado oposto. Auxilia na inspiração pela fixação da cabeça.
<b>Trapézio</b>	Parte descendente: escama do occipital, processos espinhosos das vértebras cervicais superiores. Parte transversa: processos espinhosos das vértebras cervicais inferiores e torácicas superiores. Parte ascendente: processos espinhosos das vértebras torácicas médias e inferiores.	Parte descendente: clavícula (terço acromial). Parte transversa: acrômio. Parte ascendente: espinha da escápula.	Cíngulo do membro superior. Parte descendente: Mantém a articulação do ombro e o braço (ex. carregamento), levanta a escápula (ex. inspiração) e a gira para cima (para elevação do braço acima da horizontal). Parte transversa: adução da escápula. Parte ascendente: abaixa a escápula e rotação para baixo.
<b>Reto abdominal</b>	Cartilagem costal das quintas e sétimas costelas (face externa), processo xifóide, ligamentos costoxifóides.	Crista púbica do osso do quadril, sínfise púbica.	Puxa o tórax contra a bacia, pressiona o abdome, respiração abdominal.
<b>Paravertebrais (músculo eretor da espinha)</b>	Juntamente com o músculo ilicostal da face posterior do osso sacro e dos processos espinhosos das vértebras lombares com digitações acessórias dos processos transversos das vértebras torácicas inferiores.	Parte medial: processos acessórios das vértebras lombares superiores e processos transversos das vértebras torácicas.	Extensão dorsal.
<b>Reto femoral</b>	Cabeça reta: espinha íliaca ântero-inferior. Cabeça reflexa: margem superior do acetábulo.	Patela (margem proximal e margem lateral), tuberosidade da tíbia (sobre o ligamento da patela), extremidade proximal da tíbia (região lateral da tuberosidade da tíbia).	Articulação do quadril e articulação do joelho
<b>Gastrocnemius medial</b>	Face poplítea do fêmur (proximal ao côndilo medial).	Tuberosidade do côndilo no tendão calcâneo (tendão de Aquiles).	Articulação do joelho (flexão), articulação talocrural (flexão plantar) e articulação talocalcaneonavicular (supinação).

## 2.2 Aspectos gerais em eletromiografia

A eletromiografia (EMG) de superfície tem sido usada em pesquisa e aplicações clínicas para a avaliação neuromuscular não-invasiva em diversas áreas, tais como ciência do esporte, neurofisiologia e reabilitação motora (RAINOLDI et al., 2004). A eletromiografia estuda a unidade motora, que é formada por um axônio, suas junções neuromusculares e as fibras musculares inervadas por este axônio (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Durante a contração de um músculo, as fibras musculares que o compõe são contraídas e relaxadas em pequenos grupos supridos pelos axônios. Quanto mais delicada for a função do músculo, menor o número de fibras musculares por unidade motora (NAKASHIMA, 2003). A despolarização das fibras pelo axônio faz com que se produza uma atividade elétrica, a qual se manifesta como “potencial de ação da unidade motora” (PAUM). O registro do sinal eletromiográfico pode ser considerado como a soma linear de uma série de potenciais de ação das unidades motoras ativadas (VAN BOXTEL, 2001; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

Em estudos de movimento, a captação de sinais eletromiográficos deve ser preferencialmente realizada por eletrodos de superfície. Não há consenso sobre configurações e dimensões preferíveis dos eletrodos, embora alguns protocolos descritos na literatura tenham padronizado as características dos eletrodos de acordo com: geometria, material e tamanho do eletrodo, técnica de preparação da pele e aplicação, distância inter-eletrodos, localização e orientação com respeito aos tendões, pontos motores e direção das fibras musculares (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

De acordo com os protocolos, os eletrodos devem ser feitos de prata e cloreto de prata, com área ativa que não exceda 10mm, dispostos em configuração bipolar, com distância inter-eletrodo fixa de 20 mm (HERMENS et al., 2000; CASTROFLORIO et al., 2005). Os eletrodos devem ser posicionados sobre o ventre do músculo, paralelo às fibras musculares e de acordo com os referenciais anatômicos e distâncias específicas descritos na literatura (HERMENS et al., 2000; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Cuidados devem ser tomados na interpretação dos resultados quando os eletrodos são posicionados sem um critério de localização (CASTROFLORIO et al., 2005). Nenhum desses eletrodos é necessariamente seletivo para qualquer músculo, podendo captar a atividade de músculos adjacentes ou mais profundos, o que é denominado de *crosstalk* (SODERBERG; KNUTSON, 2000). Além dos eletrodos bipolares, é necessário um eletrodo terra de referência localizado sobre uma zona eletricamente neutra, como proeminências ósseas. O eletrodo de referência tem por função cancelar o efeito da interferência dos ruídos elétricos externos, como, por exemplo, luzes fluorescentes, aparelhos de rádio e elevadores (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

Para uma melhor detecção do sinal eletromiográfico, a preparação da pele é necessária para reduzir a resistência elétrica. A maioria dos autores recomenda a raspagem de pêlos e limpeza com álcool; outros também citam a abrasão da pele com pasta abrasiva (FRIDLUND; CACIOPPO, 1986; HERMENS et al., 2000; RAINOLDI et al., 2004). Outro fator que deve ser controlado é a impedância, que é análoga à resistência e se opõe ao fluxo de corrente elétrica. A impedância depende da frequência e da distância entre a fonte do sinal eletromiográfico e a área de detecção do eletrodo (NAKASHIMA, 2003), pois as características dos eletrodos e dos tecidos corpóreos (quantidade de tecido adiposo, textura e temperatura da pele)

são fontes de resistência elétrica que podem atenuar os sinais eletromiográficos (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

### **Amplificação do sinal**

Para visualização do PAUM é necessário que o sinal eletromiográfico seja primeiramente amplificado. Assim, amplificadores diferenciais posicionados no local da detecção do sinal são utilizados para minimizar o ruído na saída, uma vez que este é induzido nas entradas de cada eletrodo e, então, subtraído no final (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Entretanto, o ruído que chega até os eletrodos não é completamente eliminado pelos amplificadores diferenciais, permitindo que a voltagem registrada ainda inclua algum ruído. O **fator de rejeição do modo comum** ("*Common Mode Rejection Ratio*" - CMRR), que pode ser expresso em decibéis (dB), é uma medida de quanto da voltagem do sinal desejado é amplificada com relação ao sinal indesejado (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Quanto maior o valor do CMRR dos amplificadores diferenciais, mais o ruído será atenuado. Outra característica que se refere à propriedade dos amplificadores é o **ganho**. Ganho é a razão do nível do sinal de saída para o nível de entrada; quanto maior o ganho, maior será a imagem do sinal no monitor. O ganho utilizado deve ser ajustável entre 10 e 10.000 vezes.

### **Filtragem do sinal**

O sinal de EMG de superfície é uma soma de ondas de várias frequências e a sua informação útil é localizada numa determinada largura de banda de frequência.

A limitação dos sinais a essas faixas de frequência deve ser feita por um filtro que serve para reduzir os efeitos de artefatos de baixa e alta frequência. Em registros eletromiográficos de superfície para fins cinesiológicos a largura da banda de frequência deve variar entre 15 e 25Hz (passa-alto) e entre 400 e 500Hz (passa-baixo) (VAN BOXTEL, 2001).

### **Conversão analógica/digital**

Atualmente os dados EMG são coletados e armazenados por computadores para visualização e análise do sinal. Deste modo, a transformação do sinal mioelétrico, que é um sinal contínuo, em um sinal discreto, exige uma placa de conversão analógica digital (A-D). O processo envolve coletar o sinal em uma frequência de pelo menos 1kHz e convertê-lo para a forma numérica usando um conversor A-D de 12 bits ou mais (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Esta digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma seqüência de amostras instantâneas, recolhidas em espaços de tempo pré-fixados denominada de **taxa de amostragem**. De acordo com o Teorema de Nyquist, a taxa de amostragem para aquisição de dados EMG deve ser pelo menos duas vezes o componente de frequência mais alto do sinal, ou seja, para uma frequência de 500 Hz, a taxa de amostragem deveria ser de pelo menos 1000Hz.

**Processamento do sinal e análise** (SODERBERG; KNUTSON, 2000; O'SULLIVAN; SCHIMITZ, 2004)

O processamento do sinal EMG pode ser feito com base no tempo ou na frequência.

No domínio temporal, o sinal EMG é submetido a um conjunto de processos de transformação de curva para caracterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo de contração muscular. Uma forma comum de processamento de dados para o uso em EMG é a retificação seguida de filtragem, denominado de envelope linear. Na retificação (por onda completa) tanto as porções negativas quanto as positivas do sinal bruto aparecem acima da linha basal. Após a retificação, o sinal pode ser suavizado pela filtragem das frequências mais baixas e processado por outros métodos.

A retificação pode ser seguida por integração (milivolts x segundo), que calcula a área sob um sinal ou curva.

Outro método de processamento bastante utilizado em EMG cinesiológica é o *root mean square (RMS)*. Basicamente, este procedimento eleva ao quadrado cada valor do sinal, cria uma média e então calcula a raiz quadrada.

## **Normalização**

A normalização dos registros EMG é necessária quando comparações são feitas entre sujeitos, dias, músculos ou estudos, pois permite referenciar os dados em valores padronizados. Para normalização em amplitude, o valor de contração

muscular freqüentemente usado como referência (valor 100%) é a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e depende de muitos fatores, tais como ativação muscular, nível de treinamento e motivação do sujeito (MERLETTI, 1999). O intervalo de duração mais comum para CIVM é de 3 segundos, com 1 ou 2 segundos a mais no início para permitir alcançar o pico de amplitude eletromiográfico (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

### **EMG cinesiológica**

A EMG cinesiológica é usada para avaliar a atividade muscular durante o movimento (SODERBERG; KNUTSON, 2000; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Vários protocolos são descritos na literatura para padronizar técnicas e instrumentos permitindo a comparação de resultados (FRIDLUND; CACIOPPO, 1986; MERLETTI, 1999; HERMENS et al., 2000; SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Alguns trabalhos descritos a seguir exemplificam como a EMG de superfície vem sendo usada em estudos sobre a atividade muscular durante o movimento do corpo humano.

Stapley et al. (1999) investigaram a estabilização do centro de massa corpórea pela sinergia axial e ajustes posturais antecipatórios durante um teste de pegar um objeto com movimento de todo o corpo. Seis sujeitos (quatro homens e duas mulheres) entre 18 e 29 anos realizaram testes de alcançar um objeto colocado no chão de frente a eles, no plano sagital, usando uma estratégia de coordenação de flexão de tronco, joelho e quadris. Para manipular o equilíbrio, diferentes condições de distância e velocidade foram impostos. Os movimentos foram

registrados através de EMG, plataforma de força e filmados com duas câmaras de infravermelho. A comparação das condições de distâncias sugeriu que a sinergia axial não foi inteiramente devido à estabilização do centro de massa corpórea. Análises mecânicas dos efeitos dos ajustes posturais antecipados revelaram que, ao invés de agir para estabilizar o centro de massa, os ajustes posturais criaram condições necessárias para o deslocamento anterior do centro de massa dentro da base de suporte.

Larsson et al. (1999) investigaram a reprodutibilidade da EMG de superfície durante flexões de ombro em onze mulheres saudáveis, com idade média de 22 anos. Foram realizados três períodos de testes em intervalos de uma hora, com dez flexões de ombro cada, usando um dinamômetro isocinético. Foram registrados sinais EMG de quatro músculos (trapézio, deltóide, infra-espinhal e bíceps braquial) usando eletrodos de superfície. Os resultados sugeriram uma boa reprodutibilidade para pico de torque, frequência média do poder do espectro e amplitude do sinal, enquanto a reprodutibilidade da taxa de amplitude do sinal foi aceitável de acordo com o critério usado.

Bonato et al. (2002) estudaram as mudanças no sinal EMG de superfície e a biomecânica do movimento em nove homens saudáveis, com idade média de 26 anos. Seis eletrodos foram colocados na região torácico-lombar e os dados foram registrados durante testes repetidos de erguer uma caixa, correspondendo a 15% da massa corpórea, 12 vezes por minuto durante cinco minutos. Os testes resultaram numa diminuição significativa de frequência média instantânea para seis dos nove sujeitos. Durante os testes, foi observada adaptação biomecânica dos membros superiores e inferiores para a fadiga, sugerindo uma associação entre fadiga

muscular na região lombar e a direção que o sujeito manipulou a caixa durante o exercício.

Tyler e Karst, em 2004, examinaram os efeitos da distância entre um objeto-alvo e o comprimento do braço na atividade EMG de músculos não-focais, durante um teste de performance de pegar um objeto. Treze sujeitos saudáveis (sete mulheres e seis homens) com idade média de 24 anos realizaram movimentos de alcançar rapidamente objetos-alvo colocados na altura dos ombros em quatro distâncias, enquanto a atividade dos músculos do tronco, braços e pernas eram registrados através de eletromiografia de superfície. O início da atividade da maioria dos músculos não-focais ocorreu antes do início do movimento do braço; também ocorreu progressivamente antes conforme a distância do objeto alvo era aumentada. Estes dados sugerem que alcançar objetos-alvo além do comprimento do braço envolve atividade antecipatória de musculatura não-focal, a qual atua para transportar o braço ao alvo ao invés de simplesmente resistir à perturbação causada pelo movimento do braço.

### **2.3 Sistema estomatognático e eletromiografia**

Estudos experimentais avaliaram a atividade eletromiográfica de músculos da mastigação e posturais do pescoço em diversas situações oclusais, relacionando esta atividade com ativação de músculos do tronco e de membros inferiores.

Ishii (1990) estudou a relação entre desequilíbrio da função estomatognática entre o lado esquerdo e direito, assimetria da morfologia craniofacial e centro de gravidade na postura ereta. Avaliou oito sujeitos japoneses sem disfunção estomatognática através de eletromiografia dos músculos masseter direito e esquerdo, temporal anterior e posterior e ventre anterior do digástrico durante os movimentos mandibulares da mastigação. Cefalogramas foram usados para análise de simetria craniofacial e o centro gravitacional postural foi registrado com auxílio de um estabilógrafo. No lado onde a morfologia craniofacial se apresentou mais larga houve maior atividade do músculo masseter, enquanto o músculo temporal anterior mostrou tendência a menor atividade. No lado onde a morfologia craniofacial foi mais longa a atividade do temporal anterior foi maior. As atividades dos músculos masseter, temporal anterior e posterior tenderam a ser maior no lado em que o centro de gravidade foi modificado. O autor sugeriu que há relação entre desequilíbrio na função estomatognática e assimetria craniofacial, e entre desequilíbrio na função estomatognática e o centro de gravidade na postura ereta.

Miyata (1990) estudou a relação entre o sistema estomatognático e a condição sistêmica, verificando a influência da interferência oclusal experimental na postura ereta, especificamente na variação da gravidade e nos músculos antigravitacionais. A atividade dos músculos antigravitacionais foi registrada por EMG em seis sujeitos japoneses saudáveis, nos quais foram instaladas

interferências oclusais na região de molares. Os resultados mostraram um aumento nos parâmetros 24 horas após a instalação da interferência e uma diminuição, 24 horas após a retirada. A avaliação do sítio de variação gravitacional seria útil para avaliar efeitos terapêuticos de má oclusão.

Valentino e Melito (1991) realizaram um exame eletromiográfico em 20 sujeitos jovens com diferentes massas corpóreas. Analisaram a relação funcional entre músculos da mastigação (temporal, masseter e digástrico) e músculos da perna (tibial anterior, gastrocnemius e perônio longo) na posição de repouso e apertamento mandibular contra uma interferência oclusal (rolo de algodão). Os registros EMG para os músculos masseter e temporal foram considerados normais, tanto no registro basal quanto em contração. Um aumento na atividade EMG foi observado nos músculos perônio longo homolateral e gastrocnemius contralateral à interferência oclusal. Na presença do contato prematuro, tanto do lado direito como do lado esquerdo, a atividade EMG do tibial anterior não foi modificada.

Clark et al. (1993) realizaram um estudo eletromiográfico em 12 sujeitos saudáveis, com idade entre 21 e 49 anos, para quantificar o nível de atividade do músculo esternocleidomastoideo durante o apertamento máximo da mandíbula. As atividades dos músculos esternocleidomastoideo e masseter superficial bilateral foram registrados através de eletrodos bipolares, enquanto os sujeitos permaneciam sentados e realizavam quatro repetições de apertamento voluntário máximo. Os dados foram gravados e digitalizados em computador com *software* específico. Em todos os sujeitos ocorreu uma clara co-ativação do m. esternocleidomastoideo em 93% dos quatro testes de apertamento voluntário máximo. Os resultados mostraram que houve co-ativação do m. esternocleidomastoideo durante apertamento voluntário máximo do m. masseter. A ativação do m. esternocleidomastoideo teve

grande variação, porém geralmente menor que 30% do seu máximo. Os autores confirmaram que há uma conexão funcional entre o sistema motor cervical e o sistema mastigatório.

Sasaki et al. (1998) investigaram como o apertamento dentário voluntário poderia afetar a força muscular e atividades musculares durante exercícios isométricos e isocinéticos dos membros inferiores. Exercícios de flexão plantar do tornozelo foram medidos usando um sistema de teste e reabilitação Cybex 6000 (Lumex, Inc.) em 12 voluntários do sexo masculino, saudáveis, entre 20 e 31 anos. Atividades EMG de superfície foram registradas para três músculos da perna testada (mm. soleus, gastrocnemius medial e lateral) e bilateralmente para os músculos da mastigação (m. masseter e porção anterior do temporal) durante apertamento dentário máximo e submáximo. A análise estatística demonstrou que exercícios isométricos, pico de torque e EMG por segundo aumentaram a associação com apertamento dentário e uma correlação positiva existiu entre força de mordida e cada variável. Nenhuma associação foi encontrada entre apertamento dentário e exercícios isocinéticos.

Ferrario et al. (1999) avaliaram o efeito na simetria contrátil dos músculos masseter e temporal anterior bilateral, imediato à interferência de alumínio, colocada sobre a coroa do primeiro pré-molar superior direito. Registros de EMG de superfície durante esforço de apertamento dentário voluntário máximo foram medidos através dos índices de POC (coeficiente de *overlapping* em porcentagem) e TC (coeficiente de torque) em 13 jovens dentados, Classe I de Angle. A interferência oclusal unilateral promoveu atividade contrátil assimétrica dos músculos avaliados (POC global), como também o deslocamento potencial da mandíbula na direção lateral (TC).

Ehrlich, Garlick e Ninio (1999) quantificaram por EMG o efeito do apertamento dentário na atividade dos músculos trapézio, esternocleidomastoideo, reto abdominal e paravertebrais lombar. Os registros eletromiográficos foram obtidos em dez estudantes saudáveis (quatro homens e seis mulheres), com idade média de 20,5 anos, durante apertamento dentário máximo e em repouso, em duas diferentes posições posturais: sentado e supino. Foram feitos registros de atividade eletromiográfica em contração voluntária máxima para cada músculo para normalização. Tanto na posição de supino quanto sentado, o apertamento dentário resultou em aumento entre 7,6 a 33 vezes na atividade eletromiográfica dos músculos do pescoço. Para os músculos do tronco houve um aumento entre 1,4 a 3,3 vezes em relação ao repouso. Os autores sugeriram uma inter-relação entre atividades dos músculos da mandíbula, pescoço e tronco.

Kibana, Ishijima e Hirai (2002) investigaram a relação entre a atividade eletromiográfica dos músculos de fechamento da mandíbula, músculo esternocleidomastoideo e postura da cabeça em várias condições de suporte oclusal. Foram selecionados oito voluntários homens, com idade média de 25,6 anos, sem sintomas clínicos no sistema estomatognático. As mudanças de suporte oclusal foram realizadas através de uma placa oclusal dividida em três partes (uma anterior e duas posteriores). A EMG dos músculos foi registrada em posição mandibular de repouso e durante apertamento voluntário máximo da mandíbula em posição intercuspídea, com todas as partes da placa inseridas e com apenas o suporte posterior esquerdo ou direito em boca. Todos os testes foram realizados com os olhos abertos e fechados. Os resultados em fechamento mandibular máximo, em qualquer condição de suporte oclusal, mostraram que a postura da cabeça flexionou anteriormente em comparação com a posição mandibular de

repouso. O ângulo de flexão do pescoço foi maior com os olhos fechados que abertos. O desequilíbrio do suporte oclusal lateral poderia promover desequilíbrio na atividade do m. esternocleidomastoideo, causando inclinação lateral do pescoço. Os autores sugeriram que há uma relação próxima entre suporte oclusal e postura da cabeça.

Ferrario et al. (2003) investigaram a relação entre interferência oclusal assimétrica e atividade muscular de cabeça e pescoço durante apertamento voluntário máximo, em 30 sujeitos jovens, saudáveis e dentados. As atividades eletromiográficas bilaterais dos músculos masseter, temporal anterior e esternocleidomastoideo foram registrados durante a execução de cinco testes: apertamento dentário voluntário máximo em posição intercuspídea e em apertamento voluntário máximo com interferência oclusal por meio de papel articular de 200µm de espessura entre os dentes 16–26 e 13-23. Os resultados mostraram que todos os sujeitos apresentaram atividade eletromiográfica simétrica durante apertamento dentário voluntário máximo na posição intercuspídea. Quando os sujeitos ocluíram sobre uma interferência oclusal assimétrica tiveram uma alteração no padrão direito-esquerdo de contração do músculo esternocleidomastoideo. Em quase todos os sujeitos um padrão simétrico prévio se tornou assimétrico. Os autores sugeriram que existe relação entre o sistema estomatognático e os músculos do pescoço e que uma alteração em uma estrutura pode estar relacionada à outra.

## 2.4 Sistema estomatognático e performance física

Estudos epidemiológicos e experimentais investigaram a relação entre alterações de condição oclusal, postura corporal e capacidade física em sujeitos jovens e idosos, através de diferentes metodologias.

Österberg, Mellström e Sundh (1990) estudaram o envelhecimento funcional e a saúde bucal numa amostra da população idosa de Gotenburgo, Suécia. Exames médicos, dentários, psicológicos e sociológicos foram realizados em 619 sujeitos com 70 anos de idade. A saúde bucal foi avaliada através do Índice de Eichner de acordo com o número de contatos dentários, teste de saliva, índice de placa, índice de sangramento gengival e cáries. Também foram registradas medidas funcionais, variáveis de confusão e outras variáveis que formaram o Índice de Capacidade Funcional. O estado dental de acordo com o Índice de Eichner foi significativamente associado com baixa capacidade de cognição, visual, auditiva, pulmonar e cardíaca, força muscular e conteúdo mineral ósseo, bem como com uma auto-avaliação diminuída para percepção de saúde. Modelos de análise de regressão múltipla mostraram que o Índice de Capacidade Funcional foi o fator preditivo para o estado dentário independentemente de fatores de confusão, tais como fatores sócio-econômicos, hábito de fumar e doenças incapacitantes. A associação entre diminuição funcional na saúde bucal e capacidade funcional reduzida foi significativa.

Ferrario et al. (1996) estudaram modificações na posição do centro de pressão dos pés durante a postura ereta natural em 30 mulheres italianas jovens, estudantes de educação física, divididas igualmente em três grupos: saudáveis

(controle), com assimetria unilateral (Classe II de Angle) e com desordens têmporo-mandibulares. Os dados foram coletados em testes de 30 segundos com plataforma de força, que permitia a avaliação separada de cada pé enquanto os sujeitos se mantinham em diferentes posições de oclusão dentária. Foi encontrada grande variabilidade entre os três grupos, com coeficiente de variação entre 45 a 93%. Os resultados demonstraram que modificações na pressão do centro do pé não foram influenciadas por desordens têmporo-madibulares e assimetria oclusal ou por diferentes posições de oclusão dentária.

Ishijima et al. (1998) investigaram se a performance física em idosos edêntulos seria afetada pelo uso de dentaduras. Dez sujeitos (oito homens e duas mulheres) com idade média de 62 anos, portadores de próteses totais, foram avaliados. O teste de habilidade física consistiu em saltar verticalmente sobre uma plataforma de força com e sem as próteses totais em boca (suporte oclusal). O salto foi registrado em três variáveis: tempo de reação – latência (ms), tempo de elevação do salto (ms) e máxima força de impacto (N). O tempo de reação, importante na habilidade para exercícios físicos e atividades de vida diária, mostrou-se estatisticamente significativa para sujeitos com suporte oclusal. Os autores concluíram que o uso de próteses totais é importante não apenas para a mastigação, mas também para a reconstrução de um suporte oclusal para estabilizar a posição mandibular durante exercícios físicos.

Yamashita et al. (1998) avaliaram a propagação de vibração de um impacto dentário para outras partes do corpo e se esta transmissão seria influenciada pela postura (ereta ou sentada) do indivíduo. Sensores de amplificação e amplificadores foram usados para registrar a vibração em processos ósseos da cabeça, dos membros superiores e dos membros inferiores quando um impacto era realizado em

um dos caninos de dez indivíduos jovens, com idades entre 23 e 29 anos. A propagação das ondas de vibração foi detectada quase que simultaneamente na cabeça e também nos membros superiores e inferiores, porém mais atenuadas. A amplitude de propagação de vibração foi influenciada pela postura e pelas regiões onde foram registradas, indicando que a postura durante a movimentação da mandíbula pode ter efeito significativo em outras partes do corpo humano.

Yamabe, Yamashita e Fujii (1999) registraram a posição da cabeça (testa e mento), pescoço (vértebra C6) e tronco (vértebras T12 e L3) por meio de acelerômetros piezoelétricos, durante movimentos de abertura e fechamento mandibular em dez indivíduos saudáveis (idade entre 23 e 27 anos). Durante o movimento de abertura mandibular, a testa e a vértebra lombar (L3) moveram-se posteriormente 81% e 65%, respectivamente, porém as vértebras C6 e T12 moveram-se anteriormente (97,5% e 51,5%). Os achados direcionais dessas localizações foram estatisticamente significantes ( $P < 0,0001$ ), sugerindo que movimentos de extensão e flexão da cabeça acompanham freqüentemente movimentos de abertura e fechamento mandibular. Os movimentos do pescoço e tronco ocorreram simultaneamente e serviriam para suavizar os movimentos mandibulares.

Watanabe (1999) examinou a influência do uso de próteses totais no equilíbrio corporal em oito japoneses idosos e edêntulos (cinco mulheres e três homens). Para a avaliação do equilíbrio estático foi usado um estabilômetro para medir o equilíbrio postural espontâneo de olhos fechados. Um aparelho analisador de ciclo e velocidade de marcha foi utilizado para a avaliação do equilíbrio dinâmico. Os sujeitos, enquanto usavam as próteses totais, tiveram performance mais rápida e marcha mais estável comparado quando não usavam suas próteses. O autor afirmou

que a presença de estabilidade oclusal mantendo a dimensão vertical tem influência no equilíbrio estático e no equilíbrio dinâmico dos sujeitos idosos usuários de próteses totais.

Erikson et al. (2000) testaram a hipótese da integração funcional entre a mandíbula e regiões do pescoço avaliando movimentos mandibulares e de cabeça/pescoço durante atividades de abertura máxima e fechamento da mandíbula. Doze indivíduos (cinco homens e sete mulheres) entre 23 e 45 anos realizaram testes de abertura e fechamento mandibulares com marcadores retro-reflectivos colocados nos incisivos superiores (cabeça) e inferiores (mandíbula) que foram registrados por um sistema optoeletrônico tridimensional. Os resultados mostraram que os movimentos mandibulares rítmicos foram paralelos aos movimentos da cabeça, indicando uma relação funcional entre o sistema neuromuscular crânio-cervical e o sistema mandibular. Os autores sugeriram que os movimentos mandibulares funcionais são resultantes de uma ação coordenada da mandíbula e dos músculos do pescoço, permitindo movimentos simultâneos das articulações têmporo-mandibulares, atlanto-occipital e coluna cervical.

Milani et al. (2000) estudaram a relação entre oclusão dental e musculatura corporal, particularmente dos músculos responsáveis pela atividade postural. Trinta sujeitos jovens de ambos os sexos e diversos tipos de oclusão foram divididos em grupo experimental (uso de aparelho oclusal) e controle. A postura foi avaliada pelo teste de passos de Fukuda-Unterberger. A comparação entre os grupos experimental e controle não mostrou diferença significativa em função do uso de aparelho oclusal e de tempo de uso.

Fujimoto et al. (2001) investigaram o efeito de diferentes posições mandibulares, promovida por aparelho oclusal, no equilíbrio corpóreo medido pelo ritmo de marcha através de um aparelho colocado nos pés dos indivíduos. Vinte homens jovens (25,8 anos), dentados e saudáveis percorreram 18 metros em três velocidades de marcha (rápida, normal e lenta). Diferenças significativas foram encontradas entre as seis posições mandibulares e o ciclo de marcha, coeficiente de variação e velocidade de marcha. Os autores sugeriram que mudanças na posição mandibular podem afetar a estabilidade de marcha.

Chakfa et al. (2002) estudaram o efeito do aumento da dimensão vertical de oclusão na força isométrica dos músculos flexores cervicais e músculos deltóides em 20 mulheres jovens, com mordida profunda, com idade entre 20 e 40 anos. Os sujeitos foram instruídos a morder um aparelho interoclusal com várias alturas de dimensão vertical, enquanto resistiam a uma força horizontal aplicada na testa e uma força vertical aplicada nos pulsos com os braços estendidos. Os resultados demonstraram que a força isométrica dos músculos flexores cervicais e deltóides aumentou significativamente quando a dimensão vertical de oclusão foi aumentada.

Yamaga et al. (2002) investigaram a relação entre capacidade física e oclusão dental em dentes naturais, numa amostra da população idosa da cidade de Niigata, Japão. A amostra constituiu-se de 591 indivíduos com 70 anos e 158 indivíduos com 80 anos de ambos os sexos. A capacidade física foi avaliada através de cinco testes: força de apertamento máximo de mão, força máxima de extensão isométrica de joelho, potência máxima de extensão de perna, taxa de bater os pés em 10 segundos e tempo de ficar em pé sobre uma perna com olhos abertos. Foram controlados alguns fatores que poderiam influenciar a capacidade física: altura, peso, história médica pregressa, pressão sangüínea, concentração de albumina

sérica, dores nas costas, tabagismo, estado civil e nível de instrução. A condição oclusal foi determinada através do índice de Eichner, que considera contatos dentários entre dentes naturais superiores e inferiores, bilateralmente na região de molares e pré-molares. A análise de regressão múltipla mostrou que os testes de capacidade física de potência de extensão de perna, taxa de bater os pés e tempo de ficar em pé sobre uma perna com olhos abertos mostraram correlação significativa com o Índice de Eichner. De acordo com os autores, a potência de extensão da perna, a taxa de bater os pés e o tempo de ficar em pé sobre uma perna com os olhos abertos seriam indicadores úteis para avaliar força dinâmica das extremidades inferiores, agilidade e equilíbrio, respectivamente. Sugeriram que a condição oclusal dental estaria associada a menor força dinâmica da extremidade inferior, agilidade e equilíbrio em adultos idosos.

Yoshino, Higasi e Nakamura (2003a) observaram mudanças na posição da cabeça devido à perda de zona de suporte oclusal durante o apertamento dentário realizado através de aparelho oclusal dividido em três partes. Para gerar uma imagem tridimensional, duas câmeras de vídeo foram instaladas, a primeira à frente e a outra ao lado do indivíduo. Vinte sujeitos, com idade entre 25 e 31 anos, foram filmados em três eixos de movimentação (X, Y e Z), os quais foram utilizados para verificar a posição da cabeça e sua movimentação durante apertamento mandibular em várias condições oclusais. A posição da cabeça foi modificada para frente e para baixo durante apertamento mandibular, independentemente da condição da zona de suporte oclusal, e para o lado oposto ao lado com suporte oclusal. Os autores sugeriram que a perda de suporte oclusal unilateral poderia promover desarmonia nos músculos do pescoço, podendo afetar a postura corporal.

Yoshino, Higasi e Nakamura (2003b) investigaram mudanças na distribuição do peso corporal nos pés através de uma plataforma de força computadorizada, durante simulação de perda de suporte oclusal anterior e posterior através de aparelho oclusal acrílico. O aparelho oclusal foi dividido em três partes gerando quatro condições diferentes de suporte oclusal: com todas as partes, apenas parte anterior, com partes anterior e direita, e com partes anterior e esquerda. Vinte sujeitos jovens (média de 27 anos) foram posicionados sobre a plataforma de força e instruídos para tocar o aparelho oclusal por cinco segundos e morder por mais cinco segundos. Todos os sujeitos mudaram sua distribuição de peso nos pés quando morderam o aparelho oclusal sob diferentes condições oclusais. Vários sujeitos mudaram sua distribuição de peso para o lado anterior e lateralmente para o lado oposto da zona de perda de suporte oclusal, sugerindo que a postura corporal pode ser afetada por alterações no suporte oclusal.

Fink et al. (2003) realizaram um estudo-piloto com 20 estudantes de Odontologia (12 mulheres e 8 homens) para avaliar a relação funcional entre sistema craniomandibular, coluna cervical e articulação sacro-ilíaca. A avaliação da coluna cervical e da articulação sacro-ilíaca foi realizada através de exames manuais descritos na literatura. Uma interferência oclusal foi colocada na região de pré-molares esquerda por meio de uma fina lâmina de 0,9mm de espessura. Os resultados mostraram que, na presença da interferência oclusal, foram encontradas anormalidades funcionais em ambas as regiões da coluna e estas mudanças foram estatisticamente significantes. Sugeriu-se que uma interferência oclusal pode causar disfunção tanto na espinha cervical como na articulação sacro-ilíaca.

Usumez, Usumez e Orhan (2003), em um estudo-piloto, avaliaram o efeito imediato e após 30 dias da colocação de próteses totais novas na posição dinâmica

natural da cabeça em 16 voluntários saudáveis entre 45 e 64 anos, de ambos os sexos. Medidas dinâmicas de postura de cabeça foram realizadas enquanto os sujeitos caminhavam por 5min livremente. Não houve diferenças significativas entre diferentes medidas de posições de postura da cabeça dinâmicas ( $P < 0,025$ ). Entretanto, nos tempos antes e imediatamente após a colocação das próteses novas as medidas foram estatisticamente significantes ( $P < 0,015$ ). Para os autores, o efeito geral do uso de dentaduras foi uma flexão irregular ou extensão na postura dinâmica da cabeça.

Morozumi et al. (2004) investigaram a influência do uso de dentadura em parâmetros de performance física, agilidade e equilíbrio em idosos. Grupos de idosos com 15 sujeitos realizaram testes de levantar as pernas na posição sentada (esforço físico leve) e de saltar sob estímulo de uma luz na posição ereta (esforço físico maior). O efeito das dentaduras no equilíbrio foi avaliado durante apertamento mandibular com e sem as próteses. Nenhuma diferença significativa foi observada no teste de levantar as pernas, durante apertamento dentário, em relação ao uso ou não de dentaduras. Entretanto, os resultados sugeriram que a velocidade de reação para saltar foi menor quando os sujeitos estavam com suas próteses.

Takata et al. (2004), em um estudo transversal, relacionaram performance física com habilidade de mastigar certos alimentos e número de dentes em uma população na faixa etária de 80 anos. A amostra foi constituída por 277 homens e 420 mulheres residentes em Fukuoka, Japão. Foram realizados testes de performance física de força de apertamento manual, força de extensão de perna, potência isocinética de extensão de pernas, taxa de bater os pés e tempo de ficar em pé sobre uma perna com olhos abertos. Os sujeitos responderam um questionário com respostas dicotômicas (sim/não) para capacidade de mastigar

certos alimentos, exame oral para contagem do número de dentes presentes e avaliação de variáveis de confusão (peso, altura, sexo, pressão sangüínea sistólica, concentração de albumina sérica, concentração de glicose sérica, presença/ausência de dores nas costas, fumo, ingestão de álcool, estado civil e uso regular de medicamentos). O número de alimentos mastigáveis e o número de dentes foram associados positivamente com força de apertamento manual, força de extensão da perna, potência isocinética de extensão da perna, taxa de bater os pés e tempo de ficar em pé sobre uma perna. Entretanto, a relação significativa entre número de dentes e capacidade física desapareceu após o ajuste para variáveis de confusão usando análises de regressão múltipla ou regressão logística. Por outro lado, a relação entre capacidade mastigatória e força de extensão da perna, potência isocinética de extensão da perna e tempo de ficar em pé sobre uma perna permaneceu significativa mesmo após o ajuste das variáveis de confusão. Houve uma associação significativa e positiva entre capacidade de mastigação e capacidade física de sujeitos idosos.

D'Attilio et al. (2005) estudaram se alterações intencionais de oclusão dental poderiam causar modificações no alinhamento da coluna espinhal de ratos e se estas retornariam ao normal quando a oclusão normal fosse restaurada. Dos 30 ratos da amostra, 15 constituíram o grupo controle e 15 fizeram parte do grupo teste. Os ratos do grupo teste receberam restauração de resina composta no molar superior esquerdo na primeira semana e restauração de resina composta no molar superior direito na segunda semana. As radiografias de corpo inteiro realizadas nos intervalos de tempo determinados mostraram que todos os ratos do grupo teste desenvolveram uma curva escoliótica e que a coluna espinhal retornou à condição normal em 83% quando o equilíbrio da função oclusal foi restaurado.

---

### **3 PROPOSIÇÃO**

---

Os objetivos deste estudo foram:

1. descrever e avaliar uma metodologia para quantificar a atividade EMG de superfície de múltiplos grupos musculares simultaneamente durante a realização de uma tarefa funcional específica;
2. comparar a atividade EMG dos músculos mastigatórios (m. temporal e m. masseter), posturais do pescoço (m. esternocleidomastoideo e m. trapézio), posturais do tronco (m. reto abdominal e m. paravertebrais) e de força das extremidades inferiores (m. reto femoral e m. gastrocnemius medial) durante esforço físico simulando atividades de vida diária, em indivíduos usuários de próteses totais bimaxilares, quando suas próteses (suporte oclusal) estavam em posição e quando foram removidas da boca;
3. comparar a duração do movimento durante os testes simulando atividades de vida diária, em indivíduos usuários de próteses totais bimaxilares, quando suas próteses (suporte oclusal) estavam em posição e quando foram removidas da boca.

---

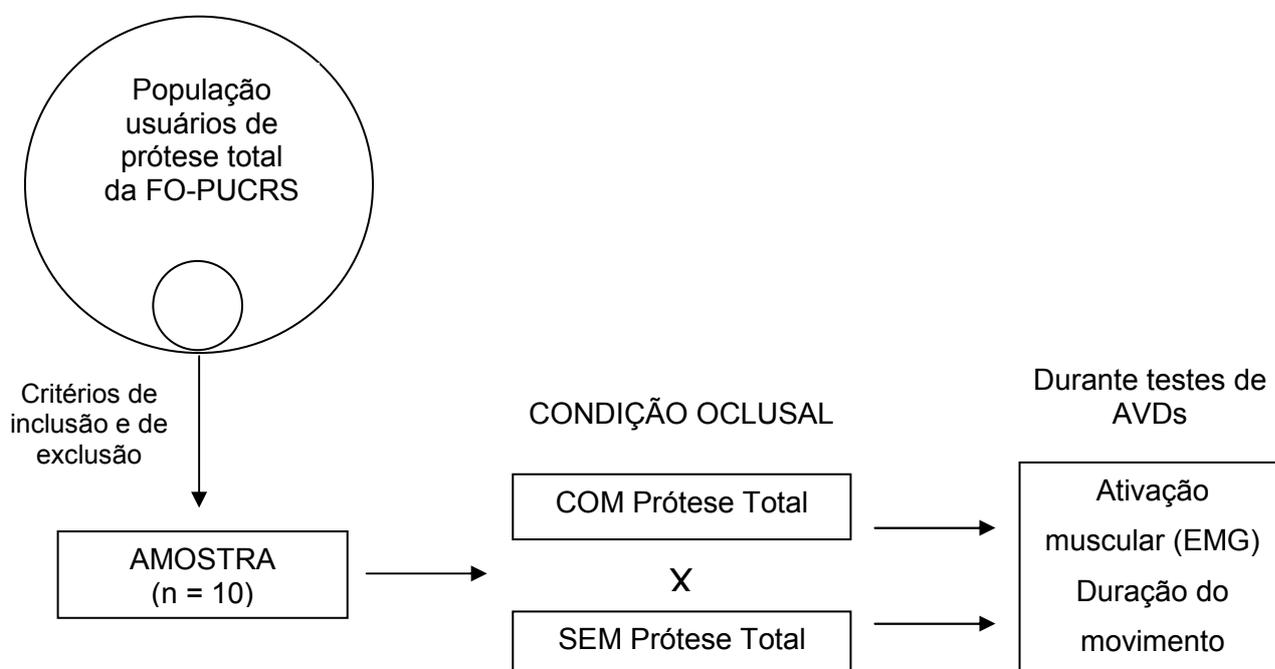
## 4 METODOLOGIA

---

Neste trabalho foram utilizados dados coletados na pesquisa “Função muscular estomatognática e capacidade física em adultos jovens e idosos com diferentes condições oclusais” aprovada pela Comissão Científica e de Ética da FO-PUCRS e pelo Comitê de Ética e Pesquisa da PUCRS (ANEXOS 1 e 2).

### 4.1 Delineamento da pesquisa

Este estudo é caracterizado como um estudo clínico com delineamento de uma amostra com medidas repetidas (DAWSON; TRAPP, 2001).



**Figura 1. Esquema do delineamento experimental**

## 4.2 Seleção da amostra

A população amostrada foi constituída por pacientes edentados, que receberam próteses totais bimaxilares novas, confeccionadas por alunos de graduação da FO-PUCRS, nos anos de 2002, 2003 e 2004. Foram utilizados os seguintes critérios de elegibilidade:

Critérios de inclusão: mulheres saudáveis, com idade entre 45 e 70 anos, usuárias de próteses totais bimaxilares e índice de massa corpórea (IMC) inferior a 31.

Critérios de exclusão: história de cirurgia buco-maxilo-facial recente (menos de três meses), dor miofascial em cabeça e pescoço, diagnóstico de demência, incapacidade de andar, em tratamento fisioterápico, história de fratura de fêmur ou de cirurgia no joelho em menos de cinco anos, relato de artrite reumatóide ou artrose nos membros inferiores, história de infarto agudo de miocárdio em menos de um ano, capacidade funcional comprometida.

De acordo com estes critérios de elegibilidade, foram selecionados dez sujeitos.

### **4.3 Procedimentos com os sujeitos**

Após a informação verbal do projeto de pesquisa e obtenção do consentimento livre e esclarecido (ANEXO 3), os indivíduos foram examinados em dois dias na seguinte seqüência:

#### **4.3.1 Exame clínico**

O exame clínico foi realizado nas dependências da FO-PUCRS e consistiu em aplicação de um questionário estruturado, exame odontológico e medição das variáveis antropométricas.

Foram aplicados questionários estruturados de identificação social, avaliação da função física, histórico de saúde geral, anamnese e avaliação odontológica (ANEXO 4). Os sujeitos também foram investigados quanto à capacidade de realização de atividades funcionais através do Índice de Barthel (ANEXO 5) e avaliação das atividades da vida diária (ANEXO 6). A satisfação pessoal em relação à adaptação das próteses totais foi medida por meio do Índice de Adaptação (ANEXO 7). O diagnóstico de casos de perda de audição foi feito pelo Breve Relato de Perda de Audição (ANEXO 8). Durante o exame odontológico, todos os sujeitos tiveram a suas próteses examinadas quanto à estabilidade, adaptação e restabelecimento de dimensão vertical, além de presença de lesões na mucosa oral.

O cálculo do índice de massa corpórea (IMC) foi realizado de acordo com a seguinte fórmula:  $IMC = \text{peso} / (\text{altura})^2$ . O peso foi medido em uma balança antropométrica (Welmy, R110, Santa Bárbara do Oeste, São Paulo, Brasil) e a altura (distância do ponto vértex à região plantar) foi medida com um altímetro acoplado à balança, estando o indivíduo em pé, em posição ereta e sem sapatos.

#### **4.3.2 Aquisição dos sinais eletromiográficos**

Os registros eletromiográficos foram realizados nas dependências do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola Superior de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF - UFRGS), sob supervisão do Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss.

A EMG de superfície foi usada para avaliar a atividade de oito músculos, do lado direito, de quatro regiões corpóreas distintas:

- Músculos mastigatórios: m. masseter, m. temporal
- Músculos posturais de cabeça e pescoço: m. esternocleidomastoideo, m. trapézio
- Músculo postural corporal (tronco): m. reto abdominal m. paravertebrais
- Músculos envolvidos na força das extremidades inferiores (perna): m. reto femoral, m. gastrocnemius (ventre medial).

## **Músculos e Instrumentação**

Eletrodos bipolares descartáveis (Noraxon Inc., Scottsdale, Arizona, USA), auto-adesivos, com condutor Ag/AgCl, sendo cada condutor com área circular condutiva de 10mm de diâmetro e distância intereletrodo de 20mm, foram posicionados sobre a pele na região anatômica correspondente aos músculos estudados.

Para reduzir a impedância, a pele foi previamente limpa com esfregaço de álcool e algodão antes dos eletrodos serem aderidos e, se houvesse necessidade, era realizada a raspagem de pêlos da região com lâmina descartável. Após evaporação do álcool, os eletrodos foram posicionados sobre o ventre dos músculos selecionados, paralelos às fibras musculares, de acordo com as referências anatômicas descritas na literatura (QUADRO 2).

Um eletrodo neutro unipolar (Medi-Trace 200 adulto – Ag/AgCl - Grafic Controls, New York, USA) foi colocado sobre a região óssea tibial da perna direita. Os registros eletromiográficos foram realizados 5-6min após a colocação dos eletrodos permitindo que o gel condutor se misturasse adequadamente à superfície da pele. Os eletrodos foram posicionados no início da sessão experimental em cada sujeito e todos os testes foram realizados sem qualquer troca ou modificação na posição dos eletrodos.

**Quadro 2: Posicionamento dos eletrodos para cada músculo estudado.**

<b>MÚSCULO(S)</b>	<b>POSIÇÃO DOS ELETRODOS</b>
<b>1. m. temporal – porção anterior</b>	Duas linhas: Primeira: linha reta passando entre ângulo mandibular e cabeça do côndilo, girada para frente numa inclinação de 20°. Segunda: tangente à orelha e passando através do <i>cantus</i> . Último eletrodo na intersecção das duas linhas (CASTROFLORIO et al., 2005).
<b>2. m. masseter</b>	Paralelo às fibras musculares, com o pólo superior do eletrodo entre a comissura tragus-labial e as linhas <i>exocanthion-gônion</i> (FERRARIO et al., 2003).
<b>3. m. esternocleidomastoideo</b>	Paralelo às fibras musculares com pólo superior na mesma altura vertical do <i>gônion</i> (FERRARIO et al. 2003). Terço proximal do músculo.
<b>4. m. trapézio – porção superior</b>	Porção superior: ombro posicionado a 90° de abdução. Um eletrodo supra-medial e outro infra-lateral de um ponto 2cm lateral à metade da distância entre processo espinhoso da C7 e extremidade lateral do processo acrómio (EKESTROM et al., 2005).
<b>5. m. reto abdominal</b>	6cm acima do umbigo e 3cm à direita da linha média (GUIMARÃES et al., 1991)
<b>6. m. paravertebrais</b>	Entre L1 e L2, lateralmente à direita da coluna, paralelo à coluna.
<b>7. m. reto femoral</b>	10 a 15cm da borda superior da patela; sujeito contrai quadríceps contra uma resistência manual e o ventre do músculo é palpado; eletrodo colocado sobre maior porção paralela à orientação das fibras musculares (KOLLMITZER et al., 1999; MATHUR et al., 2005).
<b>8. m. gastrocnemius –porção medial</b>	50,3± 5,7% da distância entre o lado medial da cavidade poplíteia para o lado medial da inserção do tendão de Aquiles, a partir do tendão de Aquiles (RAINOLDI et al., 2004).

## Protocolo Experimental

Para padronização dos dados EMG primeiramente foram feitos registros de força máxima dos músculos, ou seja, de contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Após treinamento prévio do sujeito, os testes de CIVM, descritos no QUADRO 3, foram realizados em duplicata, por períodos de 3 a 5 segundos, com o pesquisador falando palavras de incentivo como “força”. Houve um intervalo de 1min de descanso entre cada teste de CIVM. Todos os testes de CIVM foram realizados com o sujeito usando suas próteses totais.

**Quadro 3. Testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM).**

<b>MÚSCULO(S)</b>	<b>POSIÇÃO INICIAL</b>	<b>TESTE CIVM</b>
<b>m. temporal e m. masseter</b>	Sentado na cadeira.	Apertamento dentário máximo.
<b>m. trapézio e mm. paravertebrais</b>	Ereto.	Teste da puxada com dinamômetro.
<b>m. reto femoral</b>	Sentado na cama. Quadril flexionado em 80° e joelho em flexão de 90°.	Extensão de perna contra resistência da mão do pesquisador.
<b>m. esternocleidomastoideo</b>	Supino com pernas flexionadas.	Máximo esforço a flexão anterior do pescoço e cabeça contra resistência (mão do pesquisador na testa do sujeito).
<b>m. reto abdominal</b>	Supino com pernas flexionadas.	Flexão do tronco contra a resistência (mãos do pesquisador nos ombros do sujeito).
<b>m. gastrocnemius</b>	Supino.	Extensão do pé contra resistência do pesquisador (ombro).

## Testes de simulação de atividades de vida diária (AVDs)

Foram realizados os seguintes testes cinesiológicos de simulação de AVDs: levantar/sentar da cadeira, levantar/deitar da cama e pegar/largar sacolas. Foram realizadas duas baterias de testes, uma com as próteses totais em boca e outra sem as próteses. A ordem das baterias de testes foi aleatória para cada sujeito, ou seja, sorteava-se se o sujeito iniciava os testes com ou sem as próteses em boca, para evitar algum efeito de aprendizagem/treinamento na execução dos movimentos.

Antes do início de cada teste, os sujeitos foram treinados para a realização dos movimentos. Durante os testes, os sujeitos receberam instrução verbal para realização do movimento (por ex. “pode levantar”), para que houvesse padronização das atividades.

A bateria de testes cinesiológicos foi a seguinte:

### 1. Teste de levantar/sentar da cadeira (com e sem prótese total)

Posição inicial: sujeito sentado em cadeira com 46cm de altura, sem apoio para braços e com apoio para as costas.

Movimento: O sujeito iniciava o movimento com as costas encostadas na cadeira, pés totalmente apoiados no chão, sem sapatos, joelhos e quadris em 90°. O teste foi realizado em triplicata com tempo pré-determinado para realização dos

movimentos e descansos entre eles. Iniciava-se a contagem com 5s de repouso sentado, 3s para o movimento de levantar, 5s de repouso ereto e 3s para o movimento de sentar.

## 2. Teste de levantar/deitar da cama (com e sem prótese total)

Posição inicial: sujeito deitado de lado, em uma cama com 80cm de altura, com pernas dobradas para fora da cama, sem apoio para os pés e cabeça apoiada de modo a ficar com o pescoço no longo eixo da coluna.

Movimento: O sujeito levantava a cabeça e o tronco até a posição sentada, mantendo as pernas dobradas para fora da cama, sem encostar os pés no chão, com apoio das mãos ao levantar. Após intervalo de 5s, sentado, realizava movimento de deitar novamente, retornando à posição inicial. A duração do movimento de levantar e deitar não foi pré-determinada. O teste foi realizado em triplicata com 30s de intervalo de descanso na posição inicial (deitado).

## 3. Teste de levantar/abaixar sacolas (com e sem prótese total)

Posição inicial: sujeito ereto com duas sacolas de plástico rígido, com alça única, com 4 kg cada, posicionadas ao lado do corpo (direito e esquerdo).

Movimento: Sujeito realizava movimento de abaixar-se, pegar e levantar as sacolas com os braços estendidos, segurá-las e largá-las no chão novamente. Os tempos pré-determinados para os movimentos foram: 3s para elevação, 3s de

sustentação e 3s de abaixamento total, colocando as sacolas no chão. Este teste foi realizado em triplicata com 3s de descanso entre os movimentos.

Para selecionar apenas os sinais EMG que melhor correspondessem ao movimento do sujeito, ou seja, recortar o sinal do início ao fim do movimento sem que intervalos de repouso fossem analisados, todos os testes cinesiológicos foram filmados com uma câmera (Sony Digital Vídeo Camera Recorder, DCR-TRV10, Sony Corporation, Japão) em tempo real, com contagem do cronômetro. O início e o final de cada movimento do sujeito durante o teste eram marcados por um sinal luminoso emitido por um dispositivo sincronizador de eventos, que era acionado por um integrante da equipe de pesquisa e também era filmado pela câmera. Este dispositivo estava conectado ao computador que registrava os sinais EMG e gerava um sinal elétrico que demarcava o início e o final do movimento nos arquivos de registro dos sinais.

Ao final dos testes, a filmagem foi regravada em fita VHS com a contagem do cronômetro inserida na gravação. Em seguida, a filmagem foi reproduzida em um videocassete (Panasonic, AG1960, Japão), que permitia que a imagem fosse exibida por quadros (cada quadro correspondia a 1/30 avos de segundo). Para cada um dos testes executados, um pesquisador treinado (SMB) anotava o tempo do início e do fim do movimento do sujeito e o tempo do acionamento do sinal luminoso. Isto foi feito para compensar qualquer atraso entre o início ou o fim do movimento do sujeito e o acionamento do sinal luminoso pelo pesquisador. Assim, os registros EMG puderam ser analisados sempre do início ao fim do movimento do sujeito e o tempo total de cada movimento foi medido.

#### 4.4 Análise dos sinais EMG

Os registros eletromiográficos (EMG) de cada sujeito foram efetuados em sete etapas distintas: uma de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e as demais para os três diferentes testes de AVD na condição com e sem prótese total.

Os sinais EMG foram analisados através do programa SAD 32, versão 2.59b ([www.ufrgs.br/lmm](http://www.ufrgs.br/lmm)), desenvolvido no Laboratório de Medições Mecânicas (LMM) da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Todos os sinais coletados foram filtrados digitalmente após a coleta. Os passos usados para o tratamento dos sinais EMG foram os seguintes:

Primeiramente a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero, pois muitas vezes o sinal pode apresentar uma componente contínua sem relação com a atividade mioelétrica, deslocando a linha de base do sinal. Esta componente contínua pode ocorrer devido à movimentação dos cabos e/ou dos eletrodos sobre a pele, ou mesmo algum ajuste relacionado ao circuito eletrônico do equipamento. Em seguida foi realizada a filtragem dos sinais que consistiu de uma análise prévia no domínio da frequência, com auxílio do algoritmo *Fast Fourier Transform* (FFT). A partir desta análise selecionou-se um filtro passa-banda Butterworth, de terceira ordem, com frequências de corte entre 10 e 400 Hz, utilizando-se uma seqüência de três filtros. Depois de filtrados, os sinais foram submetidos a um procedimento de suavização, através de um processo de cálculo do valor RMS em janelas móveis (envelope), com tamanho de janela de 1000 pontos (500 ms) e ponderadas por uma função Hamming.

Dos registros de CIVM foram extraídas duas informações: o valor da contração muscular máxima, utilizado na normalização dos demais sinais, e o valor de repouso, utilizado como referência. O valor assumido para a contração máxima foi o máximo valor do sinal, após o procedimento de envelope. O valor de repouso muscular foi extraído da região de menor ativação muscular do sinal durante o período de um segundo.

Nos registros de AVDs foi feita a normalização dos sinais EMG. A técnica de normalização permite a comparação intra-sujeitos, ou seja, entre os diferentes músculos, e entre sujeitos. Para a normalização, o sinal EMG de cada músculo foi dividido pelo valor máximo, obtido durante a respectiva CIVM, e multiplicado por 100, para ser expresso em uma escala percentual. Depois de normalizado cada sinal foi recortado no espaço de tempo correspondente ao movimento do sujeito (determinados pelo sinal do sincronismo gerado na tela do computador e pelo sinal luminoso obtido na filmagem) e o *valor RMS* então foi calculado para cada período de movimento.

Para a obtenção do valor de atividade muscular EMG final para cada músculo subtraiu-se o *valor RMS* do valor de repouso muscular. O resultado desta subtração foi considerado então o *valor RMS final*, representativo da atividade EMG para cada músculo durante o movimento do indivíduo durante os testes de AVDs.

#### 4.5 Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando os programas Excel (Windows XP, Microsoft), *Power and Precision* (Biostat) e SPSS Plus Versão 12 para ambiente Windows (SPSS Inc.), considerando-se:

- variável independente: uso de prótese total (com *versus* sem)
- variável independente: movimento do teste (levantar *versus* sentar/deitar/abaixar)
- variável dependente: valor RMS final
- variável dependente: duração do movimento durante o teste (s)
- Técnicas estatísticas: análise descritiva, coeficiente de correlação intraclassa para teste-reteste, modelo linear misto para medidas repetidas com correção de Bonferroni e *power analysis*.

As variáveis foram analisadas graficamente e através de estatística descritiva. A normalidade de distribuição foi testada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e a homogeneidade de variâncias pelo teste de Levene, ao nível de significância de 0,05. Quando os pressupostos para análise de variância não foram preenchidos, as variáveis (mm. reto femoral e gastrocnemius para o teste da cama e m. reto abdominal para o teste das sacolas) foram transformadas por logaritmo base 10 para as análises com modelo linear para medidas repetidas.

Para determinar a reprodutibilidade das medições de atividade EMG (valor RMS) de cada músculo e de duração do movimento durante cada teste, estimou-se a reprodutibilidade através de estudo teste-reteste medido pelo coeficiente de correlação intraclass (CCIC). Para cada teste de AVD (cadeira, cama, sacola) o valor de CCIC foi estimado de forma estratificada por músculo, uso ou não de prótese total e etapa do movimento durante o teste (levantar *versus* sentar/deitar/abaixar) considerando as três aferições de cada sujeito para avaliar a consistência. Para todas as estatísticas, foram estimados intervalos de confiança de 95%. Consideraram-se os critérios de Landis e Kock (1977) para interpretação da concordância: a) quase perfeita: 0,80 a 1,00; b) substancial: 0,60 a 0,80; c) moderada: 0,40 a 0,60; d) regular: 0,20 a 0,40; e) discreta: 0 a 0,20; f) pobre: -1,00 a 0.

Para avaliar o efeito dos fatores fixos “Uso de prótese total” (com *versus* sem) e “movimento do teste” (levantar *versus* sentar/deitar/abaixar) por grupo muscular, em cada teste de AVD, os valores RMS médios foram analisados por um modelo linear misto para medidas repetidas, com correção de Bonferroni, tendo ambos os fatores como efeitos repetidos. Idade e IMC foram inseridos nos modelos como fatores de co-variação. Foi considerado um nível de significância de 0,05 para rejeição da hipótese de nulidade. Seguiram-se as análises dos resíduos para verificar a validade das análises. A variável dependente “duração do movimento durante o teste” foi analisada da mesma forma.

Sendo este um trabalho sem referências na literatura, não foi realizado o cálculo do tamanho da amostra *a priori*, e o tamanho foi determinado por conveniência. Os cálculos *post hoc* para número de amostra foram feitos considerando-se os valores RMS do músculo esternocleidomastoideo para o

movimento de levantar no teste da cadeira, estabelecendo-se  $\alpha = 0,05$  e poder do teste = 80%. Foram escolhidos estes valores RMS nesta situação específica porque este músculo apresentou a maior consistência global nos testes de reprodutibilidade. O cálculo assumiu que a população da qual a amostra foi retirada tem uma diferença média de 0,3 com desvio-padrão de 2,0, sendo o tamanho do efeito de 20%.

---

## 5 RESULTADOS

---

### 5.1 Características gerais da amostra

As características descritivas da amostra (n=10) são apresentadas na Tabela 1. Em relação à idade, a média foi de 58,2 anos, sendo que quatro das dez pacientes tinham mais de 60 anos. Os valores individuais de IMC variaram de 20 a 30,9, mas apenas duas pacientes apresentavam IMC acima de 30; sete pacientes tinham IMC entre 20 e 25.

**Tabela 1. Características gerais da amostra (n = 10).**

<b>VARIÁVEL</b>	<b>MÉDIA (Desvio-Padrão)</b>	<b>MÍNIMO - MÁXIMO</b>
IDADE (anos)	58,2 (5,6)	50 – 68
PESO (kg)	58,3 (7,4)	45,0 – 69,5
ALTURA (m)	1,56 (0,06)	1,45 – 1,65
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	24,2 (3,8)	20,0 – 30,9

## 5.2 Reprodutibilidade

A Tabela 2 mostra os valores estimados de coeficiente de correlação intraclasse (CCIC) e os intervalos de confiança de 95% para o valor RMS de cada músculo e para o tempo de duração de movimento, em situações específicas. Em geral, os coeficientes de correlação intraclasse podem ser considerados moderados a altos (CCIC = 0,60 a 0,99) para a maioria dos itens, mas os intervalos de confiança de 95% foram amplos para valores de CCIC abaixo de 0,86.

Os níveis de confiabilidade mais homogêneos e mais altos de modo geral foram estimados para o teste da sacola em comparação com os testes da cadeira e da cama. Não foram observadas variações consistentes de estabilidade para a maioria dos músculos e para a duração do movimento, tanto ao levantar quanto ao abaixar as sacolas, com ou sem prótese total.

Em relação aos grupos musculares, os maiores valores de CCIC ao longo de todos os testes foram estimados para os músculos esternocleidomastoideo (CCIC = 0,82 a 0,97) e paravertebrais (CCIC = 0,86 a 0,99). Já os menores valores de CCIC e maior amplitude de variação foram determinados para os músculos temporal (CCIC = 0,30 a 0,99), masseter (CCIC = 0,17 a 0,97) e gastrocnemius (0,16 a 0,96).

Na maioria dos casos, não foi detectado nenhum padrão de maior ou menor reprodutibilidade em função do uso ou não de prótese ou do tipo de movimento (levantar *versus* sentar/deitar/abaixar).

Tabela 2. Coeficiente de correlação intraclasse e intervalo de confiança de 95% das três medições de RMS e de duração do movimento.

N=10	CADEIRA		CAMA		SACOLA	
	Com PT	Sem PT	Com PT	Sem PT	Com PT	Sem PT
<b>m.temporal</b>						
levantar	0,75 [0,26-0,93]	0,96 [0,89-0,99]	0,30 [-1,04-0,812]	0,98 [0,93-0,99]	0,87 [0,61-0,96]	0,99 [0,96-0,997]
sentar/deitar/abaixar	0,52 [-0,40-0,87]	0,97 [0,92-0,99]	0,70 [0,13-0,92]	0,98 [0,95-0,996]	0,93 [0,78-0,98]	0,97 [0,92-0,99]
<b>m.masseter</b>						
levantar	0,66 [0,01-0,91]	0,17 [-1,42-0,78]	0,94 [0,81-0,98]	0,97 [0,91-0,99]	0,82 [0,47-0,95]	0,90 [0,71-0,97]
sentar/deitar/abaixar	0,82 [0,48-0,95]	0,82 [0,49-0,95]	0,78 [0,36-0,94]	0,90 [0,72-0,97]	0,79 [0,38-0,94]	0,94 [0,81-0,98]
<b>m. esternocleidomast.</b>						
levantar	0,93 [0,79-0,98]	0,91 [0,73-0,97]	0,92 [0,76-0,98]	0,93 [0,79-0,98]	0,87 [0,61-0,96]	0,92 [0,77-0,98]
sentar/deitar/abaixar	0,97 [0,91-0,99]	0,87 [0,62-0,97]	0,82 [0,49-0,95]	0,85 [0,57-0,96]	0,93 [0,80-0,98]	0,89 [0,68-0,97]
<b>m.trapézio</b>						
levantar	0,94 [0,82-0,98]	0,62 [0,12-0,90]	0,79 [0,38-0,94]	0,80 [0,41-0,95]	0,95 [0,86-0,99]	0,96 [0,88-0,99]
sentar/deitar/abaixar	0,96 [0,90-0,99]	0,91 [0,74-0,98]	0,97 [0,90-0,99]	0,95 [0,84-0,98]	0,98 [0,95-0,996]	0,95 [0,87-0,99]
<b>m.reto abdominal</b>						
levantar	0,93 [0,81-0,98]	0,74 [0,23-0,93]	0,95 [0,85-0,99]	0,83 [0,50-0,95]	0,98 [0,93-0,99]	0,78 [0,36-0,94]
sentar/deitar/abaixar	0,82 [0,46-0,95]	0,91 [0,74-0,98]	0,95 [0,86-0,99]	0,96 [0,88-0,99]	0,97 [0,90-0,99]	0,94 [0,84-0,98]
<b>m.paravertebrais</b>						
levantar	0,86 [0,59-0,96]	0,86 [0,58-0,96]	0,93 [0,79-0,98]	0,95 [0,84-0,98]	0,99 [0,97-0,997]	0,97 [0,92-0,99]
sentar/deitar/abaixar	0,96 [0,89-0,99]	0,88 [0,64-0,97]	0,94 [0,82-0,98]	0,98 [0,93-0,99]	0,93 [0,80-0,98]	0,98 [0,94-0,99]
<b>m.reto femoral</b>						
levantar	0,89 [0,69-0,97]	0,92 [0,78-0,98]	0,70 [0,12-0,92]	0,94 [0,82-0,98]	0,94 [0,83-0,98]	0,93 [0,81-0,98]
sentar/deitar/abaixar	0,56 [-0,28-0,88]	0,99 [0,97-0,997]	0,94 [0,83-0,98]	0,99 [0,96-0,996]	0,93 [0,79-0,98]	0,98 [0,94-0,99]
<b>m.gastrocnemius</b>						
levantar	0,66 [0,02-0,91]	0,82 [0,47-0,95]	0,16 [-1,46-0,77]	(não computado)	0,90 [0,71-0,97]	0,78 [0,37-0,94]
sentar/deitar/abaixar	0,95 [0,85-0,99]	0,95 [0,84-0,98]	0,79 [0,38-0,94]	0,78 [0,36-0,94]	0,55 [-0,321-0,88]	0,96 [0,87-0,99]
<b>duração do movimento</b>						
levantar	0,67 [0,04-0,91]	0,88 [0,64-0,97]	0,95 [0,87-0,99]	0,83 [0,53-0,96]	0,86 [0,60-0,96]	0,92 [0,75-0,98]
sentar/deitar/abaixar	0,90 [0,70-0,97]	0,81 [0,45-0,95]	0,90 [0,72-0,97]	0,90 [0,71-0,97]	0,82 [0,47-0,95]	0,95 [0,85-0,99]

### 5.3 Comparação dos valores RMS e da duração do movimento

As Tabelas 3, 4 e 5 apresentam os valores médios de RMS e da duração do movimento em função do uso ou não de prótese total para os testes da cadeira, da cama e das sacolas, respectivamente. São mostrados também os valores  $P$  calculados para os efeitos principais Uso de prótese e Movimento, bem como para sua interação, e as estimativas do poder observado para o modelo corrigido e do coeficiente de determinação do modelo linear para cada músculo e para a duração do movimento. As Figuras 1, 2 e 3 são as representações gráficas.

Para o teste da cadeira, houve efeito significativo do fator Uso de prótese para o m. masseter ( $P = 0,032$ ). Ou seja, independentemente do movimento de levantar ou sentar, a média dos valores RMS com prótese (média: 1,545, desvio-padrão: 2,026) foi estatisticamente maior que a média dos valores RMS sem prótese (média: 1,097, desvio-padrão: 2,297).

No teste da cama, houve interação significativa dos fatores Uso de prótese e Movimento para os mm. paravertebrais ( $P = 0,037$ ), ou seja, houve diferença entre levantar e deitar dentro de cada condição de uso de prótese. Na condição com prótese, a média dos valores RMS ao levantar foi maior que a média dos valores RMS ao deitar. Na condição sem prótese, também a média dos valores RMS ao levantar foi maior que ao deitar.

No teste das sacolas, não houve nenhum efeito, interação ou comparação estatisticamente significativa.

Para todos os testes, a duração do movimento não sofreu variação por nenhum fator ou interação.

**Tabela 3. Teste da Cadeira: média, desvio-padrão (DP) e intervalo de confiança de 95 % (IC 95%) dos valores RMS final e da duração do movimento (levantar/sentar) (s). Valor P\*, poder observado no modelo corrigido e coeficiente de determinação R<sup>2</sup> do modelo linear.**

N = 10	COM PRÓTESE		SEM PRÓTESE		P*	Poder	R <sup>2</sup>
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%			
<b>m.temporal (RMS)</b>					0,688	0,437	0,269
levantar	5,663 (5,838)	1,487 – 9,840	5,135 (7,252)	-0,052 – 10,323	0,859		
sentar	4,441 (4,037)	1,553 – 7,329	4,032 (5,652)	-0,011 – 8,075	0,973		
<b>m.masseter (RMS)</b>					<b>0,032</b>	0,903	0,489
levantar	1,809 (1,985)	0,389 – 3,230	1,607 (2,795)	-0,393 – 3,606	0,761		
sentar	1,280 (2,137)	-0,248 – 2,810	0,587 (1,657)	-0,598 – 1,772	0,678		
<b>m. esternocleid. (RMS)</b>					0,412	0,632	0,352
levantar	1,657 (2,020)	0,212 – 3,102	1,719 (1,876)	0,377 – 3,061	0,868		
sentar	0,996 (2,136)	-0,532 – 2,524	1,720 (2,306)	0,070 – 3,369	0,584		
<b>m.trapézio (RMS)</b>					0,437	0,985	0,587
levantar	7,687 (5,517)	3,740 – 11,633	7,279 (5,706)	3,197 – 11,361	0,727		
sentar	4,906 (3,664)	2,285 – 7,528	4,178 (2,983)	2,044 – 6,312	0,886		
<b>m.reto abdominal (RMS)</b>					0,609	0,931	0,512
levantar	6,474 (7,367)	1,204 – 11,745	3,147 (2,968)	1,024 – 5,270	0,793		
sentar	1,610 (1,566)	0,489 – 2,730	0,791 (1,106)	-0,001 – 1,582	0,324		
<b>m.paravertebrais (RMS)</b>					0,346	0,964	0,548
levantar	46,841 (32,976)	23,251 – 70,431	28,960 (20,045)	14,621 – 43,299	0,978		
sentar	25,027 (21,015)	9,993 – 40,060	21,027 (21,482)	5,659 – 36,394	0,278		
<b>m.reto femoral (RMS)</b>					0,908	0,930	0,511
levantar	16,369 (11,841)	7,899 – 24,839	16,385 (12,598)	7,373 – 25,397	0,806		
sentar	12,944 (11,927)	4,412 – 21,476	11,130 (9,995)	3,980 – 18,279	0,757		
<b>m.gastrocnemius (RMS)</b>					0,242	0,639	0,355
levantar	3,319 (2,962)	1,200 – 5,438	2,707 (2,716)	0,764 – 4,649	0,412		
sentar	6,802 (7,757)	1,253 – 12,351	6,040 (7,472)	0,695 – 11,385	0,965		
<b>duração do movimento (s)</b>					0,932	0,461	0,280
levantar	2,36 (0,46)	2,03 – 2,68	2,19 (0,56)	1,79 – 2,59	0,240		
sentar	2,72 (0,52)	2,34 – 3,09	2,59 (0,51)	2,22 – 2,95	0,924		

\* P para efeitos principais Uso de prótese e Movimento e para a interação Uso de prótese X Movimento.

**Tabela 4. Teste da Cama: média\*, desvio-padrão (DP) e intervalo de confiança de 95 % (IC 95%) dos valores RMS final e da duração do movimento (levantar/deitar) (s). Valor P\*\*, poder observado no modelo corrigido e coeficiente de determinação R<sup>2</sup> do modelo linear.**

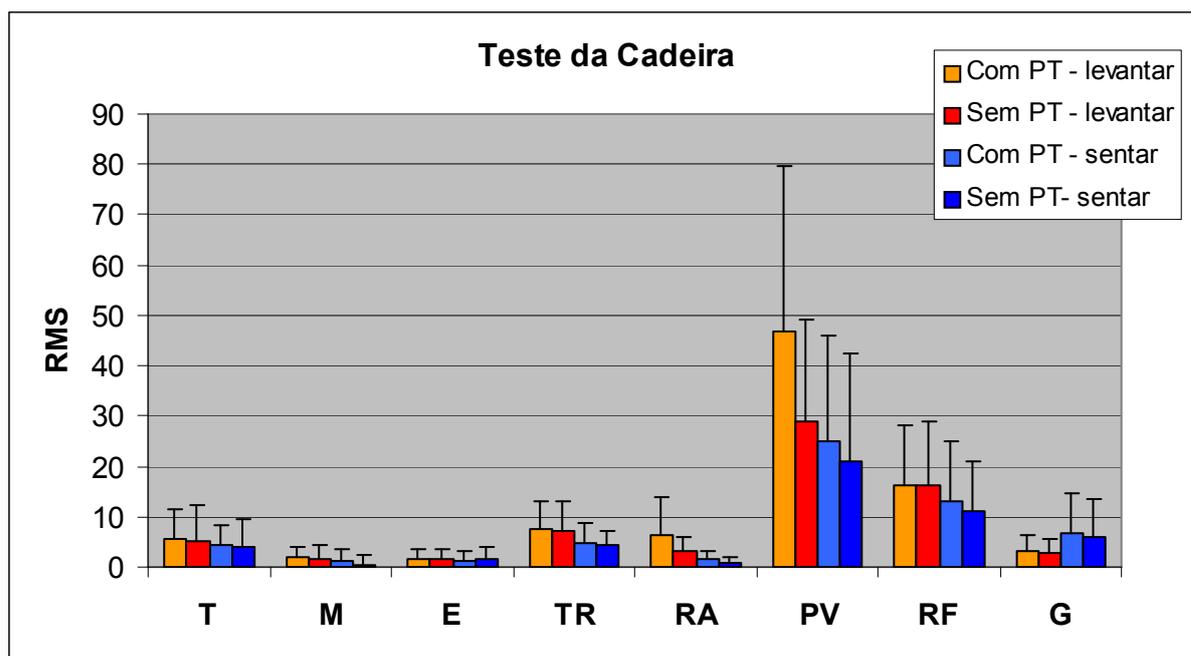
N = 10	COM PRÓTESE		SEM PRÓTESE		P**	Poder	R <sup>2</sup>
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%			
<b>m.temporal (RMS)</b>					0,694	0,264	0,184
levantar	5,978 (4,237)	2,947 – 9,009	8,825 (16,724)	-3,138 – 20,789	0,197		
deitar	5,914 (4,969)	2,359 – 9,469	5,283 (10,446)	-2,189 – 12,755	0,598		
<b>m.masseter (RMS)</b>					0,342	0,658	0,363
levantar	7,999 (12,816)	-1,169 – 17,167	6,529 (12,351)	-2,307 – 15,364	0,448		
deitar	7,073 (6,903)	2,135 – 12,011	4,372 (6,957)	-0,604 – 9,349	0,830		
<b>m. esternocleid. (RMS)</b>					0,734	0,504	0,298
levantar	16,519 (9,577)	9,668 – 23,370	14,641 (8,535)	8,536 – 20,747	0,847		
deitar	18,117 (8,088)	12,331 – 23,903	17,873 (8,756)	11,609 – 24,137	0,757		
<b>m.trapézio (RMS)</b>					0,683	0,750	0,404
levantar	8,283 (6,331)	3,754 – 12,812	6,298 (5,114)	2,639 – 9,956	0,970		
deitar	4,274 (3,158)	2,015 – 6,533	3,858 (3,326)	1,479 – 6,238	0,567		
<b>m.reto abdominal (RMS)</b>					0,495	0,574	0,328
levantar	17,840 (11,575)	9,560 – 26,120	21,294 (11,908)	12,776 – 29,813	0,149		
deitar	11,353 (7,083)	6,286 – 16,419	14,836 (8,922)	8,454 – 21,219	0,996		
<b>m.paravertebrais (RMS)</b>					0,117	0,671	0,369
levantar	10,682 (8,962)	4,271 – 17,093	8,720 (11,273)	0,656 – 16,784	0,422		
deitar	5,025 (3,926)	2,216 – 7,832	3,943 (4,713)	0,571 – 7,315	<b>0,037</b>		
<b>m.reto femoral (RMS)</b>					0,188	0,518	0,371
levantar	11,415 (23,205)	-5,185 – 28,014	3,176 (4,072)	0,263 – 6,089	0,227		
deitar	3,918 (4,683)	0,568 – 7,268	1,844 (3,370)	-0,567 – 4,255	0,935		
<b>m.gastrocnemius (RMS)</b>					0,663	0,630	0,422
levantar	9,994 (13,491)	0,344 – 19,645	4,272 (5,302)	0,479 – 8,065	0,559		
deitar	10,098 (14,116)	0,000 – 20,196	19,608 (34,540)	-5,101 – 44,316	0,385		
<b>duração do movimento (s)</b>					0,228	1,000	0,815
levantar	3,29 (1,12)	2,49 – 4,09	3,31 (0,81)	2,73 – 3,89	0,998		
deitar	3,27 (0,85)	2,66 – 3,88	3,03 (0,91)	2,38 – 3,68	0,369		

\* P para efeitos principais Uso de prótese e Movimento e para a interação Uso de prótese X Movimento.

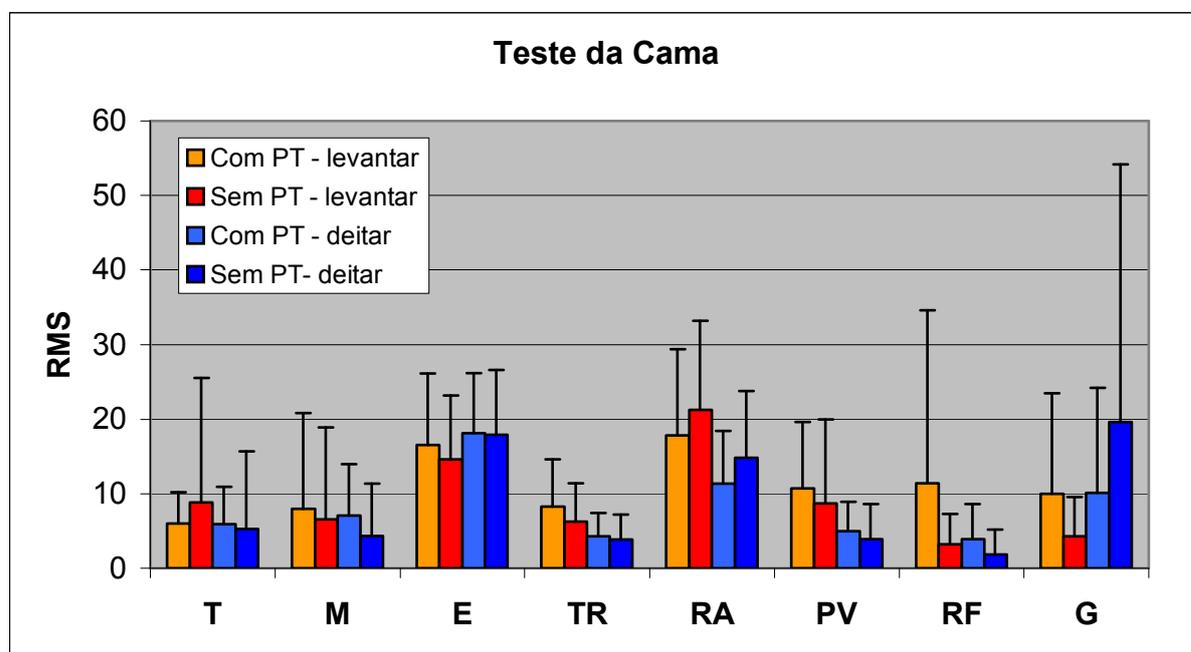
**Tabela 5. Teste das Sacolas: média, desvio-padrão (DP) e intervalo de confiança de 95 % (IC 95%) dos valores RMS final e da duração do movimento (levantar/abaixar) (s). Valor P\*, poder observado no modelo corrigido e coeficiente de determinação R<sup>2</sup> do modelo linear.**

N = 10	COM PRÓTESE		SEM PRÓTESE		P*	Poder	R <sup>2</sup>
	Média (DP)	IC 95%	Média (DP)	IC 95%			
<b>m.temporal (RMS)</b>					0,358	0,579	0,330
levantar	7,644 (9,170)	1,083 – 14,204	5,222 (9,634)	-1,670 – 12,113	0,945		
abaixar	8,280 (8,058)	2,516 – 14,044	4,607 (7,633)	-0,853 – 10,067	0,807		
<b>m.masseter (RMS)</b>					0,517	0,541	0,314
levantar	4,080 (4,793)	0,651 – 7,508	2,068 (3,727)	-0,598 – 4,734	0,494		
abaixar	4,345 (4,433)	1,174 – 7,516	2,587 (4,073)	-0,327 – 5,501	0,921		
<b>m. esternocleid. (RMS)</b>					0,545	0,875	0,470
levantar	1,560 (1,708)	0,338 – 2,782	1,399 (1,584)	0,266 – 2,532	0,868		
abaixar	1,586 (2,162)	0,039 – 3,132	1,066 (1,397)	0,066 – 2,065	0,689		
<b>m.trapézio (RMS)</b>					0,696	0,924	0,505
levantar	17,406 (7,938)	11,727 – 23,085	18,666 (9,433)	11,918 – 25,414	0,292		
abaixar	13,639 (9,393)	6,920 – 20,359	14,963 (8,116)	9,158 – 20,769	0,988		
<b>m.reto abdominal (RMS)</b>					0,614	0,873	0,492
levantar	7,485 (13,756)	-2,355 – 17,325	2,932 (1,662)	1,743 – 4,121	0,668		
abaixar	9,153 (20,089)	-5,218 – 23,524	3,173 (2,477)	1,401 – 4,945	0,858		
<b>m.paravertebrais (RMS)</b>					0,624	0,961	0,544
levantar	54,350 (39,614)	26,012 – 82,688	48,332 (39,317)	20,207 – 76,457	0,905		
abaixar	54,409 (50,241)	18,469 – 90,350	41,418 (29,084)	20,613 – 62,224	0,720		
<b>m.reto femoral (RMS)</b>					0,795	0,996	0,628
levantar	37,884 (20,682)	23,089 – 52,679	38,415 (20,216)	23,954 – 52,877	0,909		
abaixar	34,841 (24,019)	17,659 – 52,024	31,188 (21,923)	15,505 – 46,870	0,661		
<b>m.gastrocnemius (RMS)</b>					0,691	0,981	0,576
levantar	9,184 (5,281)	5,406 – 12,961	13,022 (7,320)	7,786 – 18,259	0,375		
abaixar	9,003 (4,644)	5,681 – 12,325	10,884 (7,706)	5,372 – 16,397	0,520		
<b>duração do movimento (s)</b>					0,337	0,426	0,264
levantar	3,42 (0,46)	3,09 – 3,74	3,38 (0,76)	2,84 – 3,92	0,867		
abaixar	3,89 (0,81)	3,32 – 4,47	3,84 (0,81)	3,26 – 4,43	0,983		

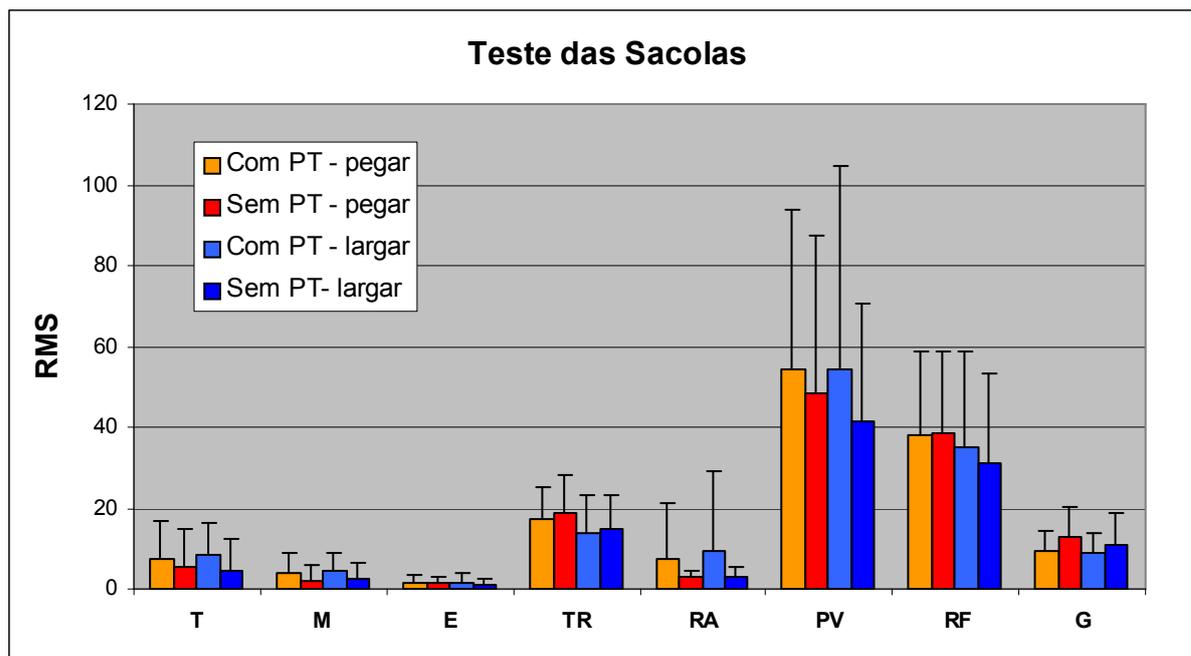
\* P para efeitos principais Uso de prótese e Movimento e para a interação Uso de prótese X Movimento.



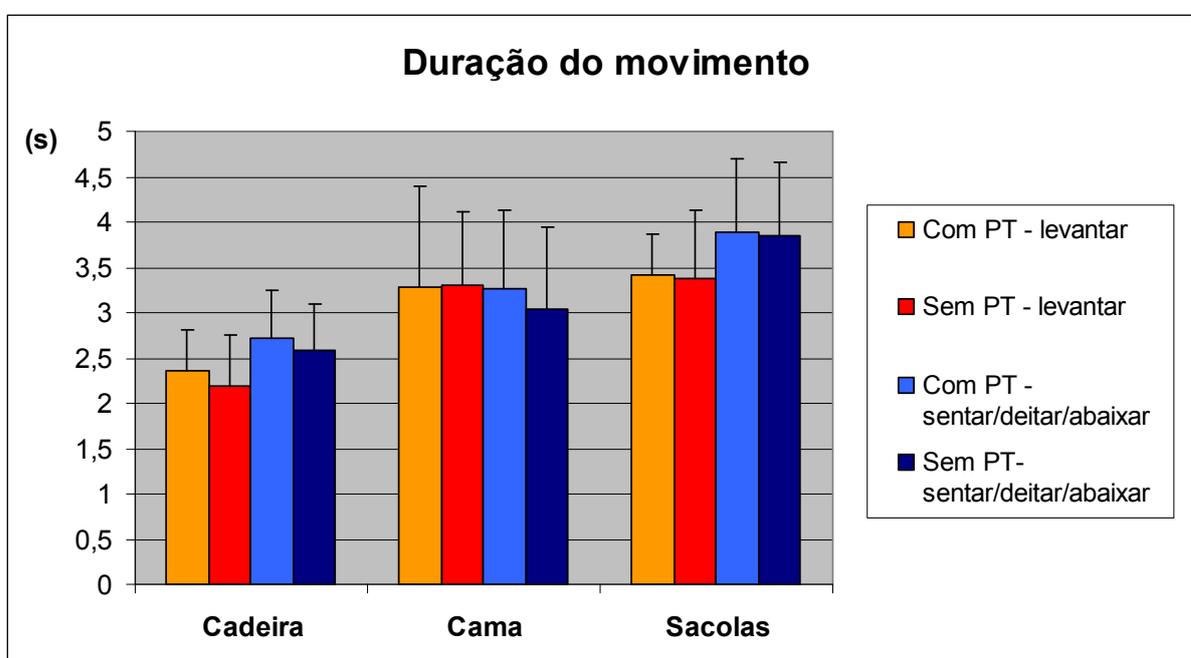
**Figura 2.** Teste da cadeira: média dos valores RMS final (desvio-padrão) dos mm. temporal (T), masseter (M), esternocleidomastoideo (E), trapézio (TR), reto abdominal (RA), paravertebrais (PV), reto femoral (RF) e gastrocnemius (G).



**Figura 3.** Teste da cama: média dos valores RMS final (desvio-padrão) dos mm. temporal (T), masseter (M), esternocleidomastoideo (E), trapézio (TR), reto abdominal (RA), paravertebrais (PV), reto femoral (RF) e gastrocnemius (G).



**Figura 4.** Teste das sacolas: média dos valores RMS final (desvio-padrão) dos mm. temporal (T), masseter (M), esternocleidomastoideo (E), trapézio (TR), reto abdominal (RA), paravertebrais (PV), reto femoral (RF) e gastrocnemius (G).



**Figura 5.** Duração do movimento (s) nos testes da cadeira, da cama e das sacolas (média e desvio-padrão).

No teste da cadeira, observou-se um padrão homogêneo de ativação muscular ao levantar e sentar, tanto com quanto sem prótese total. Os maiores valores de ativação muscular foram verificados para os mm. paravertebrais, seguido pelo m. reto femoral. Valores intermediários foram observados para os mm. gastrocnemius e trapézio. Já os mm. de cabeça e pescoço temporal, masseter e esternocleidomastoideo tiveram ativação relativamente baixa, semelhantemente ao m. reto abdominal.

No teste da cama, houve maior homogeneidade de ativação muscular geral com o uso de prótese em comparação ao não-uso de prótese, no movimento de levantar. Entretanto, no movimento de deitar o padrão de ativação muscular foi semelhante entre as condições com e sem prótese total. Os maiores valores de ativação muscular foram observados para os mm. esternocleidomastoideo, reto abdominal e gastrocnemius, em todos os movimentos. Os mm. temporal e masseter apresentaram pequena ativação muscular.

No teste das sacolas, observou-se homogeneidade de padrão de ativação muscular para todos os movimentos, com e sem prótese total. Os maiores valores de ativação muscular foram verificados para os mm. paravertebrais e reto femoral. Os mm. trapézio e gastrocnemius apresentaram ativação intermediária. Os mm. temporal, masseter e esternocleidomastoideo tiveram pequena ativação muscular. O m. temporal apresentou uma tendência de maior ativação com prótese em comparação com a condição sem prótese. Também houve uma tendência de maior ativação relativa dos mm. reto femoral e gastrocnemius em relação à ativação dos mm. paravertebrais sem prótese em comparação com a condição com prótese.

#### **5.4 Cálculo *post hoc* do número de amostra**

Considerando-se os valores RMS do músculo esternocleidomastoideo para o movimento de levantar no teste da cadeira, estabelecendo-se  $\alpha = 0,05$  e poder do teste = 80%, bi-caudal, seria necessário um tamanho de amostra de 335 sujeitos para detectar um resultado estatisticamente significativo.

---

## 6 DISCUSSÃO

---

Neste estudo não houve diferença significativa de atividade muscular dos músculos do sistema estomatognático, pescoço, tronco e membros inferiores durante a simulação de atividades de vida diária quando os indivíduos tiveram suas próteses totais (suporte oclusal) removidas. As duas únicas exceções foram o m. masseter no teste da cadeira e os mm. paravertebrais no teste da cama, sendo que a atividade muscular durante os movimentos foi maior quando as pacientes estavam com suas próteses em boca. Entretanto, isto é insuficiente para comprovarmos a hipótese que a falta de suporte oclusal representado pela remoção das próteses totais alteraria a ativação muscular dos músculos mastigatórios e posturais da cabeça e pescoço, o que poderia refletir em alteração de ativação muscular de outros músculos do corpo e do tempo usado para realizar os movimentos testados.

Alguns estudos anteriores mostraram que o restabelecimento de suporte oclusal em indivíduos edentados através de dentaduras seria importante para estabilizar a posição mandibular mantendo a dimensão vertical durante exercícios físicos e contribuindo para o equilíbrio estático e dinâmico de indivíduos idosos (ISHIJIMA et al., 1998; WATANABE, 1999; MOROZUMI et al., 2004). Além disso, estudos populacionais em indivíduos idosos sugeriram que a condição oclusal dental estaria associada a menor força dinâmica dos membros inferiores, agilidade e equilíbrio (YAMAGA et al., 2002) e que a capacidade de mastigação teria uma associação positiva com a capacidade física (TAKATA et al., 2004). A idade média

das pacientes avaliadas neste trabalho foi de 58 anos, em contraste com os estudos citados que foram realizados com amostras e populações de idosos, o que pode explicar parte dos resultados negativos aqui encontrados. De fato, a idade foi controlada nos modelos estatísticos utilizados como fator de co-variação e foi significativo em algumas análises. É possível que o impacto do suporte oclusal na atividade muscular seja diferente em função da idade, o que deverá ser investigado em trabalhos subseqüentes.

Uma explicação para os resultados negativos encontrados pode estar relacionada ao uso de diferentes estratégias de movimentação pelos sujeitos durante a execução dos testes. Estas estratégias podem compensar a ausência do suporte oclusal, refletindo em uma adaptação imediata à retirada da prótese. Usumez et al. (2003) observaram alterações significativas na posição da cabeça após a colocação imediata de dentaduras novas, mas estas alterações desapareceram após 30 dias. Em estudos de cinesiologia em humanos, foi observado que a associação entre fadiga muscular e a adaptação biomecânica aos testes estão presentes em sujeitos saudáveis e foi possível identificar estratégias de resposta individual a exercícios de fadiga (BONATO et al., 2002).

Os testes selecionados para esta pesquisa procuraram simular algumas atividades realizadas no dia-a-dia, como levantar da cama, sentar e levantar da cadeira e pegar sacolas do chão. Estas atividades, porém, não exigem grande esforço físico e é possível que as potenciais alterações na atividade muscular tenham ficado num limiar onde estas diferenças não tenham sido detectadas. Isto poderia ser devido às pequenas amplitudes de atividade muscular durante os movimentos testados e também aos procedimentos necessários para análise dos sinais EMG que filtram os sinais brutos. Em algumas situações, ainda, foi encontrado

um valor negativo de RMS final. Para obter um valor de sinal eletromiográfico que melhor correspondesse à atividade do músculo estudado foi subtraído o valor RMS de repouso muscular do valor RMS medido em cada período de movimento. Assim, um valor negativo de RMS final pode ter ocorrido porque durante o sinal de repouso selecionado o músculo ainda pode apresentar alguma atividade correspondente ao tônus muscular postural ou por ruídos que não tenham sido totalmente filtrados dos sinais. Além disso, a RMS de repouso foi obtida com o sujeito deitado e os valores RMS de contração máxima foram obtidos em contração isométrica, enquanto a atividade EMG dos grupos musculares testados foi avaliada durante contração isotônica. Uma outra possibilidade é que alguma diferença de atividade muscular possa ter sido eliminada devido aos procedimentos da etapa de processamento do sinal.

Em relação ao poder dos testes estatísticos para detectar diferenças entre os grupos, as estimativas do poder observado dos modelos lineares foram variáveis, sendo que mais da metade dos valores ficaram acima de 80% para os testes da cadeira e das sacolas. Além disso, os valores de probabilidade calculada para significância do uso ou não de prótese estão bastante distantes do nível de significância estipulado, indicando não haver nenhuma tendência. O cálculo preliminar do tamanho da amostra foi realizado para um projeto de pesquisa que envolve vários grupos de diferentes condições oclusais (dentados, parcialmente edentados e edentados usuários de próteses totais), idades, sexo e outros testes funcionais. Assim sendo, o cálculo de tamanho de amostra preliminar não se aplicou para este trabalho, que é considerado um estudo de desenvolvimento metodológico. Não há na literatura outro trabalho que tenha utilizado EMG cinesiológica para avaliar simultaneamente a musculatura estomatognática e os músculos de outras

partes do corpo. Trabalhos similares com EMG cinesiológica relatam amostras com seis a treze sujeitos (STAPLEY et al., 1999; LARSSON et al., 1999; BONATO et al., 2002; TYLER; KARST, 2004). Outros estudos na literatura, que utilizaram EMG de superfície para comparar co-ativação de músculos mastigatórios e de outras partes do corpo, utilizaram amostras com oito a vinte indivíduos (VALENTINO; MELITO, 1991; CLARK et al., 1993; SASAKI et al. 1998; EHRLICH et al., 1999; FERRARIO et al, 2003). O cálculo *post hoc* do tamanho de amostra estimou que seriam necessários 335 sujeitos para detectar diferenças significativas considerando os valores RMS reais obtidos neste estudo e o mesmo tamanho de efeito. Entretanto, as diferenças numéricas observadas de atividade muscular entre as condições oclusais com e sem prótese total não são clinicamente relevantes e não justificariam o recrutamento e teste deste número calculado de sujeitos para alcançar significância estatística. Além disso, este grande número de sujeitos seria inviável neste tipo de estudo por motivos operacionais de tempo e custo. Portanto, consideramos que, em geral, a hipótese de nulidade deve ser verdadeira nesta amostra.

Na literatura há poucos estudos sobre o efeito de falta ou desequilíbrio de suporte oclusal em alterações de performance física e postura corporal, sendo que nenhum trabalho usou EMG cinesiológica. Dentre os estudos que utilizaram EMG de superfície, todos foram realizados em indivíduos dentados, sendo que o suporte oclusal foi alterado por meio de introdução de uma interferência oclusal experimental (ISHI, 1990; MIYATA, 1990; VALENTINO & MELITO, 1991; CLARK et al., 1993; SASAKI et al., 1998; FERRARIO et al., 1999; EHRLICH et al., 1999; KIBANA et al, 2002; FERRARIO et al., 2003). Todos estes estudos, porém, foram realizados com os indivíduos em posição estática; apenas Sasaki et al. (1998) realizaram exercícios

isométricos e isocinéticos dos membros inferiores e não encontraram associação entre apertamento dentário e exercícios isocinéticos.

Este é o primeiro trabalho delineado para avaliar o efeito da falta de suporte oclusal na atividade muscular de músculos do sistema estomatognático e músculos corporais responsáveis pela postura durante movimentos funcionais comumente realizados no dia-a-dia. Assim, houve necessidade de se desenvolver uma metodologia para quantificar a atividade EMG de múltiplos grupos musculares simultaneamente durante a realização de uma tarefa funcional específica. Os sujeitos simularam atividades como levantar da cama, levantar da cadeira e pegar uma sacola de compras ou mala do chão. Utilizou-se a EMG cinesiológica com aplicação de eletrodo de superfície para a medição da atividade muscular a exemplo de alguns estudos sobre biomecânica do movimento, nos quais se mediu a atividade EMG durante testes de alcançar objetos, levantar caixas ou flexões de ombro, obtendo-se boa reprodutibilidade de resultados (STAPLEY et al., 1999; LARSSON et al., 1999; BONATO et al., 2002; TYLER; KARST, 2004).

De modo geral, a reprodutibilidade do método utilizado neste estudo foi satisfatória com coeficientes de correlação intraclasse que podem ser considerados moderados a altos para a maioria dos itens. Entretanto, mesmo para os itens com coeficientes de correlação moderados, a atividade muscular foi bastante variável como indicado pelos amplos intervalos de confiança. O teste da sacola mostrou-se mais reprodutível que os testes da cadeira e da cama, o que pode ser explicado pelo fato dos movimentos realizados durante o teste da sacola terem sido mais controlados pelo pesquisador que os movimentos dos outros testes. Já o uso ou não de prótese ou o tipo de movimento (levantar *versus* sentar/deitar/abaixar) não afetaram a reprodutibilidade para a maioria dos músculos e para a duração do

movimento. Os músculos esternocleidomastoideo e paravertebrais foram os mais estáveis em todos os movimentos, talvez devido ao fato de serem músculos posturais da cabeça e do tronco e serem requisitados de forma mais uniforme durante as tarefas executadas. Já os músculos mastigatórios, temporal e masseter, e o m. gastrocnemius apresentaram as maiores variações, principalmente no movimento de levantar da cama ou da cadeira. Durante contrações isocinéticas, um número de fatores podem teoricamente resultar em baixo CCIC como o deslizamento relativo entre eletrodos de superfície e o tecido muscular ativo, mudanças no comprimento do músculo e mudanças na fibra muscular, diferenças de esforço e mudanças de torque através de variações pré-determinadas de movimento (LARSSON et al., 1999). Além disso, a variabilidade entre grupos musculares pode ocorrer devido a diferenças anatômicas como quantidade de tecido subcutâneo, diferentes graus de movimentos dos eletrodos e as fibras musculares ativas, diferente proporção de fibras ativas e diferentes quantidades de *crosstalk* (LARSSON et al., 1999).

Todos os grupos musculares apresentaram ativação durante a execução de movimentos específicos dos testes simulando AVDs. Entretanto, o grau de ativação muscular não foi elevado devido às contrações sub-máximas durante os testes. No teste das sacolas houve maior ativação muscular dos mm. paravertebrais e reto femoral seguido do mm. trapézio e gastrocnemius e menor ativação dos mm. temporal, masseter e esternocleidomastoideo, sendo que o m. temporal apresentou uma tendência de maior ativação com prótese. Clark et al. (1993) confirmaram que existe uma conexão funcional entre o sistema motor cervical e o sistema mastigatório e Ehrlich et al. (1999) mostraram que as atividades de músculos individuais afetam o estado funcional do sistema musculoesquelético em diferentes

músculos, podendo afetar a postura geral. Os movimentos mandibulares funcionais são resultantes de uma ação coordenada da mandíbula e dos músculos do pescoço, permitindo movimentos simultâneos das articulações têmporo-mandibulares, atlanto-occipital e da coluna cervical (ERIKSON et al., 2000).

Neste estudo, padronizou-se a colocação dos eletrodos nos músculos do lado direito do indivíduo para que se pudessem avaliar simultaneamente os diferentes grupos musculares escolhidos: músculos mastigatórios (m. masseter e m. temporal), músculos posturais de cabeça e pescoço (m. esternocleidomastodeo e m. trapézio), músculo postural corporal (tronco - m. reto abdominal e m. paravertebrais) e músculos envolvidos na força das extremidades inferiores (perna - m. reto femoral e m. gastrocnemius). Apesar de não existir uma regra precisa, a colocação dos eletrodos seguiu o padrão de protocolos disponíveis na literatura quanto ao tipo de eletrodo, técnica de preparação da pele e aplicação, distância inter-eletrodos, localização e orientação em relação aos tendões, pontos motores e direção das fibras musculares (SODERBERG; KNUTSON, 2000). A colocação dos eletrodos seguiu rigorosamente os critérios e regiões anatômicas descritos na metodologia deste trabalho para otimizar a coleta de sinais EMG. O uso de eletrodos bipolares com distância inter-eletrodos fixa permite que resultados entre sujeitos, músculos e experimentos possam ser comparados diminuindo a variabilidade nos resultados que poderiam mascarar observações clínicas ou fisiológicas (CASTROFLORIO et al., 2005). Além disso, a temperatura ambiente da sala de testes foi controlada para evitar que variações extremas na temperatura da pele interferissem na captação dos sinais EMG.

Todos os indivíduos participantes foram mulheres, para limitar a variabilidade dos dados em relação ao sexo dos sujeitos. A maioria das voluntárias tinha IMC

inferior a 30, mas não houve condições de selecionar uma amostra composta por sujeitos com IMC mais homogêneo. Portanto, a variável IMC foi controlada na etapa de análise estatística, havendo significância em algumas análises. Isto ocorre porque quanto maior a camada de tecido adiposo maior a impedância, prejudicando assim a captação do sinal EMG. Por outro lado, a atrofia do músculo masseter encontrada em alguns indivíduos edentados, provavelmente devido ao longo tempo de edentulismo e uso de dentaduras, prejudicou a aquisição do sinal EMG deste músculo nesses sujeitos.

Este estudo compõe a primeira parte de um projeto sobre função muscular estomatognática e capacidade física em adultos jovens e idosos com diferentes condições oclusais. Embora não tenha sido detectada diferença sistemática de atividade EMG e de tempo de movimento durante simulação de AVDs em função do uso de prótese total, o método mostrou-se reproduzível e poderá ser utilizado para estudar outros grupos de sujeitos com características diferentes de oclusão e idade. A integração interdisciplinar das áreas de odontologia, educação física, fisioterapia e engenharia elétrica foi fundamental para a conclusão do trabalho. Somente através destas vivências, metodologias podem ser adaptadas e aperfeiçoadas para estudar sob diferentes perspectivas as complexas interações do corpo humano durante o movimento.

---

## 7 CONCLUSÕES

---

Os resultados obtidos permitem concluir que:

- O método utilizado mostrou reprodutibilidade satisfatória com coeficientes de correlação intraclasse que podem ser considerados moderados a altos para a maioria dos itens, entretanto há grande variabilidade em certos casos como indicam os amplos intervalos de confiança.
- De modo geral, não houve alteração de atividade muscular de músculos selecionados e representativos do sistema estomatognático, do pescoço, do tronco e de membros inferiores durante a simulação de AVDs quando os indivíduos tiveram suas próteses totais (suporte oclusal) removidas.
- A duração do tempo de cada movimento também não foi afetada quando os indivíduos tiveram suas próteses totais (suporte oclusal) removidas.

---

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

---

Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalized elderly women. *Age Ageing*. 2003;32(3):315-20.

Bonato P, Boissy P, Della Croce U, Roy SH. Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2002;10(1):38-47.

Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piancino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J Oral Rehabil*. 2005;32:411-417.

Clark GT, Browne PA, Nakano M, Yang Q. Co-activation of sternocleidomastoid muscles during maximum clenching. *J Dent Res*. 1993;72(11):1499-1502.

Chakfa AM, Mehta NR, Forgione AG, Al-Badawi EA, Lobo SL, Zawawi KH The effect of stepwise increases in vertical dimension of occlusion on isometric strength of cervical flexors and deltoid muscles in nonsymptomatic females. *Cranio*. 2002;20(4):262-273.

Dawson B, Trapp RG. *Basic & Clinical Biostatistics*. New York: McGraw-Hill; 2001.

D'Attilio M, Filippi MR, Femminiella B, Festa F, Tecco S. The influence of an experimentally-induced malocclusion on vertebral alignment in rats: a controlled pilot study. *Cranio*. 2005;23(2):119-129.

Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior e trapezius muscles during surface EMG analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15(4):418-428.

Ehrlich R, Garlick D, Ninio M. The effect of jaw clenching on the electromyographic activities of 2 neck and 2 trunk muscles. *J Oralfac Pain*. 1999;13(2):115-120.

Eriksson P-O, Häggman-Henrikson B, Nordh E, Zafar H. Co-ordinated mandibular and head movements during rhythmic jaw activities in man. *J Dent Res*. 2000;79(6):1378-1384.

---

<sup>1</sup> Referências conforme Vancouver.

Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas. Outubro, 2004.

Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles – a basis for clinical and research electromyography applications. *Clinical Neurophysiology*. 2002;113:57-63.

Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern*. 2002;86:445-456.

Ferrario VF, Sforza C, Schmitz JH, Taroni A. Occlusion and center of foot pressure variation: Is there a relationship? *J Prosthet Dent*. 1996;76(3):302-308.

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Colombo A, Schmitz JH. The effects of a single intercuspal interference on electromyographic characteristics of human masticatory muscles during maximal voluntary teeth clenching. *Cranio*. 1999;17(3):184-188.

Ferrario VF, Sforza C, Dellavia C, Tartaglia GM. Evidence of an influence of asymmetrical occlusal interferences on the activity of the sternocleidomastoid muscle. *J Oral Rehabil*. 2003;30(1):34-40.

Fink M, Wähling K, Stiesch-Scholz M, Tschernitschek H. The functional relationship between the craniomandibular system, cervical spine, and the sacroiliac joint: A preliminary investigation. *Cranio*. 2003;21(3):202-208.

Fridlund AJ, Cacioppo JT. Guidelines for human electromyographic research. *Psychophysiology*. 1986;23(5):567-589.

Fujimoto M, Hayakawa I, Hirano S, Watanabe I. Changes in gait stability by alteration of mandibular position. *J Med Dent Sci*. 2001;48:131-136.

Guimarães ACS, Vaz MA, Campos MIA, Morantes R. The contribution of the rectus abdominis and rectus femoris in twelve selected abdominal exercises. An electromyographic study. *J Sports Med Phys Fitness*. 1991;31(2):222-230.

Gustafson AS, Noaksson L, Kronhed AC, Moller M, Moller C. Changes in balance performance in physically active elderly people aged 73-80. *Scand J Rehabil Med*. 2000;32(4):168-72.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:361-374.

Ishii H. A study on the relationships between imbalance of stomatognathic function and asymmetry of craniofacial morphology, and center of gravity of the upright posture. *J Osaka Univ Dent Soc*. 1990;35(2):517-556.

Ishijima T, Hirai T, Koshino H, Konishi Y, Yokoyama Y. The relationship between occlusal support and physical exercise ability. *J Oral Rehabil*. 1998;25(6):468-471.

Kibana Y, Ishijima T, Hirai T. Occlusal support and head posture. *J Oral Rehabil.* 2002;29(1):58-63.

Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A. Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology.* 1999;110:725-734.

Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977;33:159-74.

Larsson B, Karlberg C, Elert J, Gerdle B. Reproducibility of surface EMG during dynamic shoulder forward flexions: a study of clinically healthy subjects. *Clin Physiol.* 1999;19(5):433-9.

Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(1):102-110.

Merletti, R. Standards for Reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9(1):3-4.

Miles TS, Flavel SC, Nordstrom MA. Control of human mandibular posture during locomotion. *J Physiol.* 2003;554:216-226.

Milani RS, Perière DDD, Lapeyre L, Pourreyron L. Relationship between dental occlusion and posture. *Cranio.* 2000;18(2):127-134.

Miyata, T. A study on the relation between stomatognathic system and the systemic condition. *J Jpn Prosthodont Soc.* 1990;34(3):631-645.

Morozumi K, Yamamoto I, Fujiwara T, Nishiya T, Takeuchi Y, Umeki C, Ichikawa T, et al. Effect of dentures wearing on motor reaction time and balance function in elderly people. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci.* 2004;23(4):129-137.

Nakashima GY. Aplicação do filtro de Wiener para tratamento de sinais eletromiográficos. Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre em Bioengenharia. São Carlos, USP, 2003.

O'Sullivan SB, Schimitz TJ. *Fisioterapia – Avaliação e tratamento.* 4ª ed. Barueri: Manole; 2004.

Österberg T, Mellström D, Sundh V. Dental health and functional ageing. A study of 70-year-old people. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1990;18:313-318.

Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods.* 2004;15,134(1):37-43.

Sasaki Y, Ueno T, Taniguchi H, Ohyama T. Effect of clenching on isometric and isokinetic strength of ankle plantar flexion. *J Med Dent Sci.* 1998;45:29-37.

Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy.* 2000;8(5):485-498.

Sobotta J. *Atlas de Anatomia Humana.* 21<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2000.

Stapley PJ, Pozzo T, Cheron G, Grishin A. Does the coordination between posture and movement during human whole-body reaching ensure center of mass stabilization? *Exp Brain Res.* 1999;129(1):134-46.

Takata Y, Ansai T, Awano S, Hamasaki T, Yoshitake Y, et al. Relationship of physical fitness to chewing in an 80-year-old population. *Oral Diseases.* 2004;10(1):44-49.

Tinetti ME. Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. *N Engl J Med.* 2003;348(1):42-9.

Tyler AE, Karst GM. Timing of muscle activity during reaching while standing: systematic changes with target distance. *Gait Posture.* 2004;20(2):126-33.

Usumez A, Usumez S, Orhan M. Effect of complete dentures on dynamic measurement of changing head position: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):394-400.

Van Boxtel. Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. *Psychophysiology.* 2001;38:22-34.

Valentino B, Melito F. Functional relationships between the muscles of mastication and muscles of the leg. *Surgical Radiology Anatomy.* 1991;13(1):33-37.

Watanabe I. Influence of wearing complete dentures on body balance in edentulous elderly. *Kokubyo Gakkai Zasshi.* 1999;66(1):8-14.

Yamabe Y, Yamashita R, Fujii H. Head, neck and trunk movements accompanying jaw tapping. *J Oral Rehabil.* 1999;26:900-905.

Yamaga T, Yoshihara A, Ando Y, Yoshitake Y, Kimura Y, Shimada M, Nishimuta M, Miyazaki H. Relationship between dental occlusion and physical fitness in an elderly population. *J Gerontology.* 2002;57A(9):M616-M620.

Yamashita R, Suenaga H, Yamabe Y, Torisu T, Fujii H. Propagation of various tooth impacts in the human body. *J Oral Rehabil.* 1998;25:785-791.

Yoshino G, Higashi K, Nakamura T. Changes in head position due to occlusal supporting zone loss during clenching. *Cranio*. 2003;21(2):89-98. (a)

Yoshino G, Higashi K, Nakamura T. Changes in weight distribution at the feet due to occlusal supporting zone loss during clenching. *Cranio*. 2003;21(4):271-278. (b)

## **Anexos 1 e 2**

**ANEXO 3**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA – PUCRS**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO:

Função Muscular e Capacidade Física em Adultos Jovens e Idosos com Diferentes  
Condições Oclusais

Convidamos você a participar de uma pesquisa para estudar se a presença de dentes e de próteses dentárias altera a atividade muscular no corpo e se podem influenciar a força e mobilidade geral. Se você decidir participar desta pesquisa, nós realizaremos uma série de exames e testes. A sessão durará aproximadamente duas horas na Faculdade de Odontologia da PUCRS. Nós faremos algumas perguntas sobre sua saúde, examinaremos as condições da sua boca e mediremos sua altura e peso. Em seguida, serão medidas a sua atividade muscular nos músculos da cabeça e pescoço e também no tronco e pernas. Em alguns dos testes, pediremos a você que sente e levante de uma cadeira e levante um peso.

Se você participar deste estudo, você pode nos ajudar a descobrir se pessoas com boa dentição possuem melhores condições físicas de mobilidade e de equilíbrio muscular corporal. Não há riscos para você em nenhum dos testes da pesquisa. Não haverá nenhum custo para participar deste estudo. Tudo que aprendermos sobre você nesta pesquisa será confidencial. Se publicarmos os resultados da pesquisa em uma revista ou livro, você não será identificado. Sua decisão de participar do estudo é voluntária e você é livre para escolher não participar do estudo ou parar a qualquer momento. Caso você escolha não participar ou parar os testes, isto não afetará qualquer futuro atendimento na Faculdade de Odontologia da PUCRS, bem como não haverá nenhuma vantagem, restrição de atividades ou sanção nesta unidade.

Se você tiver alguma pergunta ou dúvida agora, sinta-se à vontade para perguntar. Se você tiver perguntas adicionais mais tarde sobre este estudo, a Profa. Rosemary Shinkai poderá ser contactada no telefone 3220-3538, ou a Profa. Nilza Pereira da Costa poderá ser contactada no telefone 3220-3538, durante o horário comercial. Nós lhe daremos uma cópia assinada deste formulário. SUA ASSINATURA INDICA QUE VOCÊ DECIDIU PARTICIPAR DESTA PESQUISA E QUE VOCÊ LEU E ENTENDEU AS INFORMAÇÕES DADAS ACIMA E EXPLICADAS A VOCÊ.

**ANEXO 4****Dados de Identificação**

Data do exame: \_\_\_\_\_ Data do teste: \_\_\_\_\_

## 1. Identificação do paciente

Nome:

\_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Telefone Res: \_\_\_\_\_ Celular: \_\_\_\_\_

Sexo: ( ) feminino ( ) masculino

Cor ou Raça: ( ) branca ( ) parda ( ) preta ( ) amarela ( ) indígena ( ) Sem  
declaração (fonte: IBGE 2000)

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Local de Nascimento: \_\_\_\_\_

Profissão: \_\_\_\_\_ Aposentado ( )sim ( )não

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

Nome dos arquivos: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**1. Identificação Social**

1.1 Anos de estudo: (fonte: IBGE 2000)

- sem instrução e menos de 1 ano  
 1 a 3 anos  
 4 a 7 anos  
 8 a 10 anos  
 11 a 14 anos  
 15 ou mais  
 não determinados

1.2 Nível educacional concluído: (fonte: IBGE 2000)

- nenhum  
 alfabetização de adultos  
 fundamental incompleto (1º-3º série)  
 fundamental incompleto (4º - 7ªsérie)  
 Fundamental  
 Médio  
 superior Graduação  
 Superior (Mestrado ou Doutorado)

1.3 Natureza da união: (fonte: IBGE 2000)

- Solteiro  
 Casado  
 Viúvo  
 Desquitado ou separado judicialmente  
 Divorciado

1.4 Rendimento médio mensal familiar: (fonte: IBGE 2000)

- Até 2 SM  
 Mais de 2 SM até 5 SM  
 Mais de 5 SM a 10 SM  
 Mais de 10 SM a 20 SM  
 mais de 20 SM  
 Sem rendimento

1.5 Número de indivíduos por domicílio: (fonte: IBGE 2000)

- 1 indivíduo  
 2 Indivíduos

- 3 Indivíduos  
 4 Indivíduos  
 5 ou mais indivíduos

1.6 Responsável pelo domicílio em relação ao tipo de família: (fonte: IBGE 2000)

- Morando sozinho  
 Casal sem filhos  
 Casal com filhos  
 Morando com filhos ou parentes

**2. Avaliação da Função Física**

2.1 Necessita de auxílio ou acessório para locomoção?

- Não  
 Se sim:  Outra pessoa  Bengala  
 Andador  Cadeira-de-rodas

2.2 Realiza alguma atividade física?

- Não  
 Sim, há quanto tempo?  
 menos de 6 meses  
 entre 6 meses e um ano  
 entre 1 a 2 anos  
 entre 2 a 5 anos  
 mais de 5 anos  
 Qual? \_\_\_\_\_  
 Quantas vezes por semana?  
 1 vez  2 vezes  3 vezes  mais que 4 vezes

2.3 Sofreu alguma queda no último ano?

- Sim  Não Se sim há quanto tempo? \_\_\_\_

2.4 Já sofreu alguma fratura?

- Sim  Não Onde? \_\_\_\_\_  
 Há quanto tempo? \_\_\_\_\_

2.5 Já fez fisioterapia?

- sim  não Há quanto tempo? \_\_\_\_

Em que parte do corpo?

( ) pernas ( ) tronco ( ) braços ( )  
cabeça ( ) Outra: \_\_\_\_\_

### 3. História de saúde geral:

3.1 É fumante?

( ) Não  
( ) Ex-fumante. Parou há quanto tempo? \_\_  
( ) Sim Quanto tempo? \_\_\_\_\_ Quantos  
cigarros por dia? \_\_\_\_\_

3.2 Toma bebida alcoólica?

( ) não  
( ) socialmente  
( ) semanalmente  
( ) diariamente

3.3 Está em tratamento médico?

( ) sim ( ) não

3.4 Qual medicamento está tomando  
diariamente? \_\_\_\_\_

3.5 Tem alergia algum medicamento?

( ) sim ( ) não Qual? \_\_\_\_\_

3.6 Fez alguma cirurgia? ( ) sim ( ) não

Onde? \_\_\_\_\_ Há quanto tempo? \_\_

3.7 Tem dor nas costas?

( ) nunca ( ) eventualmente  
( ) mensalmente ( ) semanalmente  
( ) diariamente

3.8 Tem dor nas pernas?

( ) nunca ( ) eventualmente  
( ) mensalmente ( ) semanalmente  
( ) diariamente

3.9 Tem dor nas articulações/juntas das  
pernas?

( ) nunca ( ) eventualmente  
( ) mensalmente ( ) semanalmente  
( ) diariamente

3.10 Tem dor de cabeça?

( ) nunca ( ) eventualmente  
( ) mensalmente ( ) semanalmente  
( ) diariamente

### 4. Anamnese

Depressão? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Anemia? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Asma? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Aids? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Hepatite? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Artrite reumatóide? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Artrose? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Osteopenia ou osteoporose? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Tuberculose? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Febre Reumática? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Arritmia cardíaca? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Pressão sanguínea? ( ) normal ( ) baixa

( ) alta ( ) não sabe

Infarto? ( ) sim ( ) não Há quanto tempo?

AVC? ( ) sim ( ) não Há quanto tempo? \_

Hipotireoidismo? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Hipertireoidismo? ( ) sim ( ) não ( ) não  
sabe

Diabetes? ( ) sim ( ) não ( ) não sabe

Problemas renais? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Problemas intestinais? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Problemas cardíacos? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Problemas de circulação? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Problemas hepáticos? ( ) sim ( ) não

( ) não sabe

Algum outro problema de saúde sistêmico?

Qual?\_\_

### **5. Avaliação Odontológica:**

5.1 Há quanto tempo usa prótese total?

( ) menos de um ano

( ) entre 1 a 5 anos

( ) entre 5 a 10 anos

( ) mais de 10 anos

5.2 Quantos anos têm esta última prótese total?

( ) menos de 6 meses

( ) entre 6 meses e um ano

( ) entre 1 a 2 anos

( ) entre 2 e 5 anos

( ) mais de 5 anos

5.3 Foram realizadas consultas de revisão e manutenção da prótese?

( ) sim ( ) não ( ) não sabe/lembra

Data da última consulta ao dentista? \_\_\_\_\_

5.4 Tem dor ou desconforto na face e/ou na região da articulação (ATM)?

( ) sim ( ) não ( ) não sabe

5.5 Aperta ou range os dentes?

( ) sim ( ) eventualmente ( ) não sabe

( ) não

5.6 Já apresentou algum problema na mandíbula (luxação, fratura, trauma)?

( ) sim ( ) não ( ) não sabe

## ANEXO 5

### Índice Barthel

#### ALIMENTAÇÃO

10 = Independente. Capaz de usar qualquer dispositivo necessário. Alimenta-se num tempo razoável.

5 = Necessita de ajuda (ex: cortar alimentos)

#### BANHO

5 = Independente

#### HIGIENE PESSOAL

5 = Independente. Lava o rosto, penteia os cabelos, escova os dentes, barbeia-se.

#### VESTIMENTA

10 = Independente. Amarra os sapatos, prende (fecha) fechos.

5 = Necessita de ajuda, mas faz pelo menos metade do trabalho num tempo razoável.

#### INTESTINOS

10 = Sem acidentes. Capaz de usar enemas ou supositórios, se necessário.

5 = Acidentes ocasionais, ou necessita de ajuda com enemas ou supositórios.

#### BEXIGA

10 = Sem acidentes. Capaz de cuidar do dispositivo coletor, se usado.

5 = Acidentes ocasionais, ou necessita de ajuda com dispositivo coletor.

#### TRANSFERÊNCIAS NO BANHEIRO

10 = Independente com o vaso sanitário ou comadre(urinol). Manipula roupas, limpa, lava ou despeja urinol.

5 = Necessita de ajuda para equilibrar-se, manipular roupas ou papel higiênico.

#### TRANSFERÊNCIAS – CADEIRA E CAMA

15 = Independente

10 = Mínima assistência ou supervisão.

5 = Capaz de sentar-se, mas necessita de máximo auxílio para a transferência.

#### DEAMBULAÇÃO

15 = Independente por 50 metros.

10 = 50 metros com ajuda.

5 = Incapacitado para andar.

#### SUBIR ESCADAS

10 = Independente. Pode usar dispositivos auxiliares (corrimão).

5 = Necessita de ajuda ou supervisão

**ANEXO 6**  
***Physical Self-Maintenance Scale***  
***(Activities of Daily Living, or ADLs)***

Para cada categoria circule a opção que melhor descreve o maior nível funcional do indivíduo e registre a pontuação assinalada no espaço em branco no início de cada categoria.

A. Toalete

1. Toma cuidado de si próprio completamente, sem incontinência.....1
2. Necessita ser lembrado, ou necessita de ajuda para limpar a si próprio, ou tem acidentes ocasionalmente (semanalmente).....0
3. Suja-se ou molha-se enquanto dorme mais de uma vez na semana .....0
4. Suja-se ou molha-se enquanto acordado mais de uma vez na semana.....0
5. Não tem controle dos intestinos e da bexiga.....0

B. Alimentação

1. Come sem auxílio .....1
2. Alimenta-se com pouca assistência no momento das refeições ou necessita de alimentos especiais ou auxílio para se limpar após a refeição .....0
3. Alimenta-se com assistência moderada .....0
4. Requer assistência em todas as refeições .....0
5. Não se alimenta sozinho e resiste aos esforços dos outros para alimentá-lo .....0

C. Vestuário

1. Coloca e tira a roupa e ainda escolhe o que vai vestir do guarda-roupa .....1
2. Coloca e tira a roupa com um pouco de auxílio .....0
3. Necessita de ajuda moderada para vestir-se e escolher roupas .....0
4. Necessita de maior ajuda para vestir-se mas colabora com esforços dos outros .....0
5. Completamente incapaz de vestir-se e resiste aos esforços dos outros .....0

D. Arrumar-se

1. Sempre bem arrumado e bem vestido, sem auxílio.....1
2. Arruma-se adequadamente com uma pouco de auxílio, por ex. barbear-se .....0
3. Necessita de assistência moderada a regular ou supervisão ..... 0
4. Necessita de total cuidado para arrumar-se e aceita auxílio dos outros .....0
6. Nega auxílio dos outros para arrumar-se.....0

## E. Ambulação Física

1. Caminha sobre solo ou cidade .....1
2. Caminha dentro da residência ou pelo menos uma quadra além.....0
3. Caminha com assistência:  
( ) outra pessoa ( ) proteção ( ) bengala ( ) andador ( ) cadeira-de-rodas
4. Senta na cadeira ou cadeira-de-rodas com auxílio.....0
5. Fica deitado na cama a maior parte do tempo .....0

## F. Banho

1. Toma banho sozinho sem ajuda.....1
2. Toma banho sozinho com ajuda para sair e entrar na banheira.....0
3. Lava rosto e mãos apenas, mas não consegue lavar o resto do corpo.....0
4. Não consegue tomar banho mas colabora com quem está ajudando.....0
5. Não tenta lavar a si próprio e resiste aos esforços dos outros.....0

## ANEXO 7

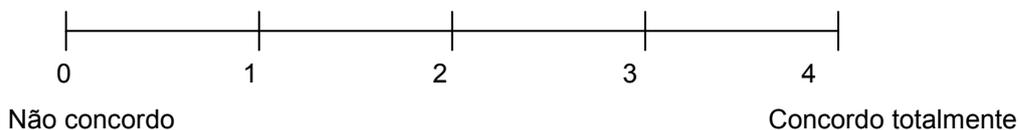
### “Índice de Adaptação”

As afirmativas abaixo se referem à sua experiência com dentaduras. Para cada afirmação, por favor, circule a resposta que mais se aproxima da verdade para você. Não há resposta certa ou errada, portanto, por favor diga-nos a sua opinião sincera. Muito obrigado.

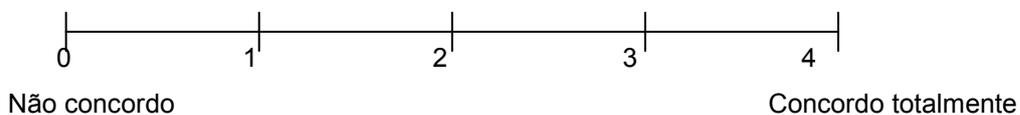
1. Eu posso mastigar bem.



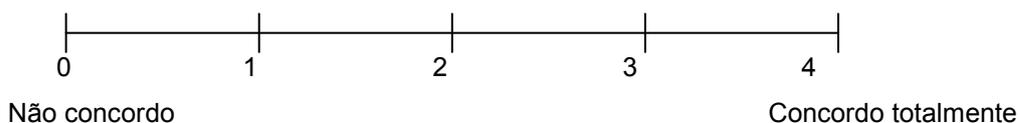
2. Minhas dentaduras são confortáveis.



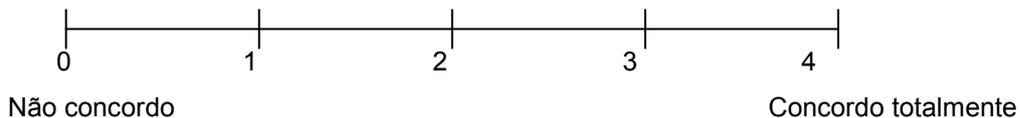
3. É difícil se acostumar com dentaduras novas.



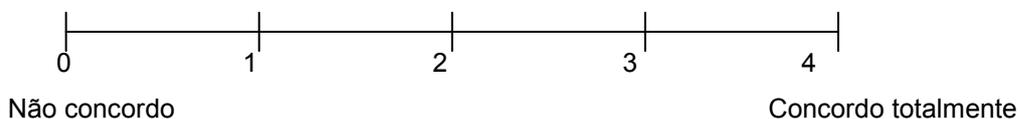
4. Eu estou sempre consciente das dentaduras na minha boca.



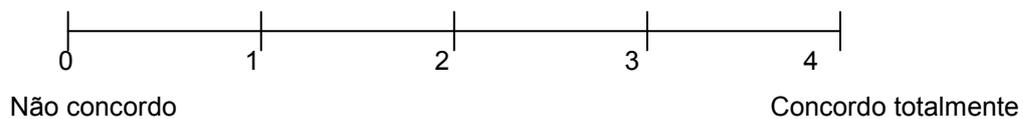
5. Eu tenho dificuldades em falar com minhas dentaduras.



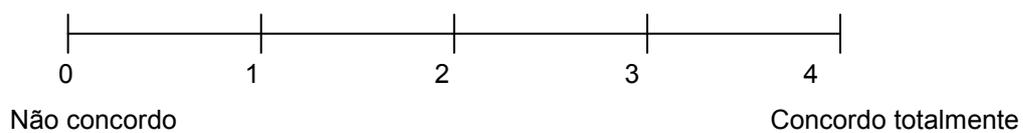
6. Eu gosto da aparência das minhas dentaduras.



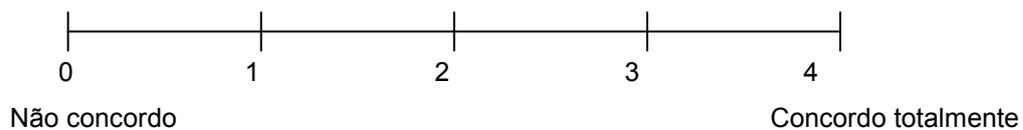
7. Eu me sinto como se estivesse usando meus próprios dentes naturais



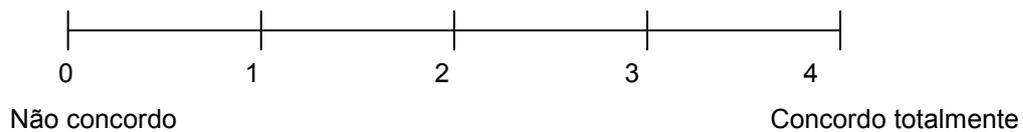
8. Minhas dentaduras machucam ou pinçam.



9. Eu sempre uso minhas dentaduras – mesmo quando estou sozinho(a).



10. As minhas dentaduras antigas eram melhores.



**ANEXO 8****Breve avaliação de perda de audição (*Brief Hearing Loss Screener*)**

1. Idade: \_\_\_\_\_ Se maior que 70 anos = 1 ponto
2. Sexo: masc \_\_\_\_ fem \_\_\_\_\_ Se Masc = 1 ponto
3. Maior grau de instrução: \_\_\_\_\_ Se  $\leq$  12 anos = 1 ponto
4. Você já teve algum problema de surdez ou problemas em ouvir com um ou os dois ouvidos?

Sim \_\_\_\_\_ Continue na questão #5                      Não \_\_\_\_\_ Vá para questão #6

Nenhum ponto para estas respostas

5. Você já consultou um médico sobre isto?

Sim \_\_\_\_\_ = 2 pontos                      Não \_\_\_\_\_

6. Sem um auxílio para ouvir, você consegue normalmente escutar e entender o que uma pessoa diz sem olhar para sua face se uma pessoa cochicha (sussurra) para você?

Sim \_\_\_\_\_                      Não \_\_\_\_\_ = 1 ponto

7. Sem um auxílio para ouvir, você consegue normalmente escutar e entender o que uma pessoa diz sem olhar para sua face se uma pessoa fala em voz normal com você?

Sim \_\_\_\_\_                      Não \_\_\_\_\_ = 2 pontos

TOTAL: \_\_\_\_\_

Se o total for igual ou maior que 3 pontos é uma pontuação positiva indicando necessidade para uma melhor avaliação.